

寄	贈
川	平成
間	年
健	月
之	日
介	
氏	

DB

856

1992

(H)

脳性まひ者の
運動反応プロセスの研究

A Study of Motor Reaction Process
in Persons with Cerebral Palsy

川間 健之介

目次

序論	8
第1章 脳性まひのとらえ方	9
1. 医学における脳性まひのとらえ方	10
2. 心理学で脳性まひの運動障害をとらえる	12
第2章 脳性まひ者の運動障害に関する心理学的研究	15
1. 外部フィードバックを用いた研究	16
2. トラッキング動作を用いた研究	19
3. 脳波を用いた研究	22
4. 動作学的研究	24
第3章 心理学における運動制御理論	28
1. 閉回路理論	30
2. 開回路理論	33
3. スキーマ理論	37
第4章 運動反応プロセスの研究	39
1. 情報処理アプローチによる運動反応プロセスの研究の始まり	41
2. Additive factor methodと運動反応プロセス	43
3. 運動反応プロセスの処理ステージの推定	45
4. 運動反応プロセスの構造的・機能的側面	47
第5章 反応時間の測定方法	54
1. PMTとMT	56
2. PMTとMTの変動因	57
3. 運動障害者のPMTとMT	59
4. PMT、MTを測定する利点と問題点	60
第6章 本研究の意義と課題	62
1. 本研究の意義	63
2. 本研究の課題	66
3. 本研究の実験計画	70

本論	73
第I部 MTの測定方法の検討	74
第1章 実験1：表面筋電図の加算によるMTの測定—筋緊張による検討—	75
1. 問題	76
2. 方法	78
3. 結果	80
4. 考察	81
5. 図表	83
第2章 実験2：表面筋電図の加算によるMTの測定—脳性まひ者への適用—	87
1. 問題	88
2. 方法	89
3. 結果	91
4. 考察	92
5. 図表	94
第II部 認知プロセスと運動出力プロセスの相互作用	98
第3章 実験3：単純反応課題における健常者の肘屈曲・前腕回外運動のPMT	99
1. 問題	100
2. 方法	102
3. 結果	103
4. 考察	104
5. 図表	106
第4章 実験4：単純反応課題における脳性まひ者の肘屈曲・前腕回外運動のPMT	108
1. 問題	109
2. 方法	111
3. 結果	112
4. 考察	114
5. 図表	117

第5章	実験5：弁別反応課題における健常者 者 の肘屈曲・前腕回外運動のPMT	-----	122
	1. 問題		123
	2. 方法		124
	3. 結果		125
	4. 考察		126
	5. 図表		128
第6章	実験6：弁別反応課題における脳性まひ者の肘屈曲・前腕回外運動のPMT	----	130
	1. 問題		131
	2. 方法		133
	3. 結果		135
	4. 考察		137
	5. 図表		140
第7章	実験7：選択反応課題における健常者 者 の肘屈曲・前腕回外運動のPMT	-----	144
	1. 問題		145
	2. 方法		147
	3. 結果		148
	4. 考察		149
	5. 図表		150
第8章	実験8：選択反応課題における脳性まひ者の肘屈曲・前腕回外運動のPMT	----	152
	1. 問題		153
	2. 方法		155
	3. 結果		157
	4. 考察		159
	5. 図表		163
第9章	実験9：反復練習が健常者の肘屈曲・前腕回外運動のPMTに及ぼす影響	-----	167
	1. 問題		168
	2. 方法		169
	3. 結果		171
	4. 考察		173
	5. 図表		175

第10章 実験10：反復練習が脳性まひ者の肘屈曲・前腕回外運動の PMTに及ぼす影響	180
1. 問題	181
2. 方法	182
3. 結果	184
4. 考察	185
5. 図表	187
第Ⅲ部 運動命令システムと筋調整システムの関係	192
第11章 実験11：試行経過に伴う健常者のPMT、MTの変動	193
1. 問題	194
2. 方法	196
3. 結果	198
4. 考察	199
5. 図表	201
第12章 実験12：試行経過に伴う脳性まひ者のPMT、MTの変動	204
1. 問題	205
2. 方法	206
3. 結果	208
4. 考察	210
5. 図表	212
第13章 実験13：Foreperiodと筋緊張が健常者のPMT、MTに及ぼす影響	221
1. 問題	222
2. 方法	224
3. 結果	226
4. 考察	228
5. 図表	231
第14章 実験14：Foreperiodが健常者のPMT、MTに及ぼす影響	234
1. 問題	235
2. 方法	237
3. 結果	239

4. 考察	241
5. 図表	243
第15章 実験15 : Foreperiodが脳性まひ者のPMT、MTに及ぼす影響	246
1. 問題	247
2. 方法	248
3. 結果	250
4. 考察	254
5. 図表	255
第16章 実験16 : 筋緊張が健常者のPMT、MTに及ぼす影響	264
1. 問題	265
2. 方法	267
3. 結果	269
4. 考察	271
5. 図表	273
第17章 実験17 : 筋緊張が脳性まひ者のPMT、MTに及ぼす影響	277
1. 問題	278
2. 方法	279
3. 結果	281
4. 考察	285
5. 図表	288
総合考察	300
第1章 運動命令システムにおける認知プロセスと運動出力プロセスの相互作用	301
1. 健常者における認知プロセスと運動出力プロセスの関係	302
2. 脳性まひ者における認知プロセスと運動出力プロセスの関係	306
3. 練習による運動命令システムの変化	310
第2章 運動命令システムと筋調整システムの関係	311
1. 健常者の運動命令システムと筋調整システムの関係	312
2. 脳性まひ者の運動命令システムと筋調整システムの関係	315

第3章 脳性まひ者の運動反応プロセス	317
1. 健常者の運動反応プロセス 318	
2. 脳性まひ者の運動反応プロセス 322	
第4章 本研究に残された課題	329
第5章 要約	333
文 献	347

序 論

第1章

脳性まひのとりえ方

1. 医学における脳性まひのとらえ方

脳性まひについての定義は様々なものがあるが、高橋（1983）は以下の点をあげている。①脳の器質的変化に起因する運動障害、②脳の変化は、胎生期から出生後1ヵ月以内に生じたもの、③脳の変化は固定し、非進行性であるが、外に現れた障害は変化する。他の定義についても、この3点を基本としている。

このような脳性まひに最も早く着目し、その特徴を記述し、対処方法を検討したのはLittleが最初である（有馬・桜川, 1979）。彼が整形外科医であったことから、長年、脳性まひは整形外科の立場から扱われてきた。この立場では、脳性まひによる運動障害を拮抗する筋群のアンバランスのためと考え、収縮の強すぎる筋群に対しては切腱術や筋の伸張手術、その他の技法を使用し、過度に緊張させないようにし、筋収縮の弱い筋群に対しては筋力強化のための諸訓練を行うことになる。また、マッサージ、温湯浴、湿布、ブラッシングやバイブレーター等を用いた物理療法もこの立場からは用いられてきた（成瀬, 1985）。その他、現在でも補装具等は脳性まひによる変形・拘縮等の予防、矯正に有効である。

上述した、整形外科的方法は、身体運動全体を眺めたとき、筋・骨格系という末端部分に対する局部的処置にすぎないという批判が1950年代から行われてきた。この立場は、神経生理学的アプローチと呼ばれ、脳性まひの運動障害を末端の筋・骨格系の問題と捉えず、脳・神経系の活動の問題と捉えた。中でも、Bobath, K(1966)、Bobath and Bobath(1975)、Bobath, B(1971)の考え方は、それまでの整形外科的な見方を一変させた。以下にその考え方について述べる。彼らは、脳性まひの症状が多彩であることを強調しながらも、その運動障害の基本を、姿勢統御能力の障害としている。脳性まひを随意運動の問題を捉えがちであるが、随
と

意運動は、無意識に行われプログラムされた協調性のある運動パターンであり、それが可能となるのは自律的に行われる静的あるいは動的姿勢反応を制御し、重力に対し一定の姿勢をとったり動いたりすることを中枢神経系が保証するからである。この姿勢反応とその制御は脳幹部を中心とした下位脳で行われ、これも一定のパターンとしての反応を示す。プログラムされた協調性を持った運動パターンは姿勢反応を含むが、さらに高次のものとして大脳皮質も関連して形成されていく。もし、これらの脳に障害があれば、正しい姿勢制御が不可能となり、それを前提として形成される動作パターンも誤ったものになっていく。このような状態を彼らは、脳性まひの運動障害と説明している。訓練では、脳の障害のために生じた姿勢と運動の誤ったパターンを抑制し、それにより予め中枢神経系内に持っている姿勢や運動に関するパターンをコントロールできる能力を活性化し、促進することを目的とする。

2. 心理学で脳性まひの運動障害をとらえる

現在、脳性まひに対するアプローチは、神経生理学的アプローチが主となった感がある。整形外科的アプローチは脳性まひによる二次的障害である変形や拘縮に対する対処療法的な意味合いが重要になってきた。このように脳性まひを医学的に捉えることが当然と思われているが、臨床的には、脳性まひの運動障害を神経生理学的に、また整形外科的にとらえることが難しい場合があることが知られている。例えば、精神的な緊張場面でのアテトーゼ運動の出現や筋緊張亢進、また、Bobathのアプローチでも新たな運動パターンの獲得を学習と考えているように、医学的なとらえ方の他にも脳性まひの運動障害をとらえることはできよう。

このことに最初に気づき体系的な取組^みを行ったのが成瀬(1973)である。その端緒はおおよそ次のようなものである。過度の筋緊張を示すアテトーゼ型脳性まひ児の不眠の心理治療として催眠療法を用いた際、催眠状態においては筋緊張が軽減し、普段動かない上肢を簡単に挙上することができ、覚醒後もしばらくは随意に上肢を動かすことができた。この事実は、脳性まひの運動障害を考えるにあたって、医学だけでなく心理学的にもなにかあるのではないかということの意味する。そこで、成瀬とその共同研究者は、心理学的に脳性まひにアプローチを行った。といっても直接身体にアプローチするというより、それまでの臨床心理学の諸技法をもって脳性まひ児にアプローチした。そこで用いられたのが、集団遊戯療法とバイオフィードバックであった。

集団遊戯療法においては、初めて立ち上がり、以後歩行が可能となったといった運動が改善された脳性まひ児が多くあった。これは、動機づけの点で効果がもたらされたと解釈された。一方、集団のリーダーとなった脳性まひ児では、筋緊張が亢進し、姿勢等の歪みが顕著になった例

もある。つまり、動機づけが運動障害の改善に有効であることもあるが、運動能力自体に働きかけるアプローチがなければ弊害もすくなくないことが分かった。そこで、従来臨床心理学で用いられてきた自律訓練法や漸進的弛緩法が用いられてきた。こうした臨床研究を進めるうちに「明確になってきたのは、脳性マヒの子の肢体不自由の第一次的原因として、動機づけとは別の意味での心理学的要因の関与がきわめて大きい事実である。同時に、脳性マヒのばあいを除いても人間における身体運動一般を理解するためには、物理学や生理学の立場から考えられていたものうえに、心理学的立場からの見方がどうしても不可欠であることがわかってきた」（成瀬, 1985, p18）。

バイオフィードバックを用いた研究、これは主に筋電図フィードバックを用いたものであるが、そこでは筋緊張の軽減が学習として成立することが分かってきた。この結果と先の集団遊戯療法の結果を説明するに際して、動作＝意図—努力—身体運動という説明が考えられた。集団遊戯療法において改善した例は、意図が活性化したためであり、バイオフィードバックは努力の様式を変化させた。意図が活性化しても努力の仕方が誤っていると集団遊戯療法で悪化したケースのようになる。

成瀬(1973)は、脳性まひを動作不自由と呼ぶ。動作とは単に身体が動くというものではなく、それに先行する意図があってはじめて成立するものであり、その意図を受けて努力することが重要であると言う。そして、脳性まひは身体運動の障害ではなく、その努力の仕方が適切でない、それ故動作不自由と捉えることができると考えた。具体的な訓練技法としては、漸進的弛緩法を参考にし、臨床的には大きな成果を修めている。

成瀬(1973)の業績は、それまでの脳性まひのとらえ方に、心理学的立場から捉えることが可能であることを実証した点にある。臨床的な成果

はともかくとしても、その理論については、問題があるのではないだろうか。それは、動作＝意図—努力—身体運動という説明は、臨床的な説明概念、もしくは訓練理論としては有効かもしれないが、実証的なデータの裏付けとは無関係である。また、努力という概念も甚だ曖昧であり、心理学における類似の諸概念との関連も整理されていない。心理学的に脳性まひを解明しようとした試みは、成瀬に限ったことではない。次章では、脳性まひに対する心理学における様々な研究を概観する。

第2章

脳性まひ者の運動障害に関する心理学的研究

1. 外部フィードバックを用いた研究

脳性まひ者の運動障害に関する心理学的アプローチで最も実験的研究が行われているのは、バイオフィードバックの研究であろう。

大野・成瀬(1968)は、脳性まひ者の過度緊張を解消あるいは軽減させるために筋電図による視覚フィードバック法が有効であった事例を報告している。この研究は、脳性まひ者の過度の慢性的筋緊張を筋電図で捉え、筋放電をブラウン管で観察させ、脳性まひ者自身によって、それを減少(弛緩)させる方法を用いた。その後、脳性まひ者の過度な筋緊張を軽減する目的で筋電図フィードバックを用いた研究は、数多く行われた(田嶋, 1977, 1981; 大野, 1968, 1971, 1976a, 1984, 1986)。この様な方法は、脳性まひ者に適用される以前に片麻痺患者等に試みられ有効性が報告されてきた(Andrew, 1964; Booker, 1969)。

田嶋(1981)は、脳性まひ者の緊張残効に対して筋電図フィードバックを用いた。緊張残効とは、山本(1971)によれば、脳性まひ者において、筋緊張がすみやかに弛緩することが困難な状態を言う。例えば、肘関節を屈曲させた後に伸展しようとしても、屈筋群が緊張しているためなかなか伸展しないといった場合がそれにあたる。田嶋(1981)は、この様な現象に対して筋電図フィードバックが極めて有効であることを示した。

Neilson and McCaughey(1982)は、脳性まひ者の亢進した伸張反射がEMGフィードバック法で抑制することができることを示した。富永(1989a)は、この結果を確認し、脳性まひの特徴の1つである伸張反射の亢進状態も学習で改善される可能性を示した。

以上の研究は、EMGフィードバックを用いて、脳性まひ者の筋緊張が亢進した状態を改善、あるいは筋弛緩を進めようとした研究である。一方、適切な筋緊張状態をEMGフィードバック法を用いて学習してい

く試みもある。Harrison and Connolly(1971) やHarrison(1975)は、脳性まひ者にとって、筋を緊張させるあるいは弛緩させることは随意に可能であるが、問題なのは微妙な筋の緊張と弛緩の弁別であることを報告した。Harrison(1975)は、筋活動を積分し、その波形を脳性まひ者に見せ、一定の値に積分値を近づける訓練を行った。その結果、脳性まひ者は自己の筋の緊張状態について、大きな変化があるときはそのことを認識できるが、変化が僅かであるとそれに気が付けないことが分かった。そして、筋緊張の僅かな変化を知るためにEMGフィードバックが有効であった。

次に、EMGフィードバック法を用いて、運動・動作の改善を試みた研究について見る。中井・五味(1979)や中井(1980)は、脳性まひ者に上腕二頭筋の筋電図を視覚あるいは聴覚フィードバックし、前腕回外運動の訓練を試みた。その結果、訓練全体としては効果があったものの、フィードバック情報を与えた場合と与えない場合の効果に明確な差は見いだせなかった。Finley, Niman, Standley, and Ender(1976)は、前頭筋の筋電図を聴覚フィードバック情報として、脳性まひ者(アテトーゼ型)に与え、筋放電を低下させることに留意させながら、スピーチ、粗大運動、微細運動の訓練を行った。その結果、スピーチで改善を示さなかった2名を除いて、いずれも効果が認められた。

脳性まひ者の運動・動作の改善を目的としたフィードバック研究には、EMGフィードバック法によらず、関節の角度や身体的位置をフィードバック情報とした研究がある(大野, 1973, 1976b; 大神, 1974, 1977)。これらの研究においても、フィードバックが脳性まひ者の運動・動作の改善に有効であることが報告されている。しかし、先に述べた筋電図フィードバックを用いた研究と、これら関節角度等をフィードバック情報と

した研究の両者には、それぞれが共に筋の活動に由来するものでありながら、全く別々にそれぞれの有効性を検討するに留まっている。この点を解決するために、田嶋(1986)は筋電図と関節運動の両側面から脳性まひ者の運動障害を捉え、検討し、単一の筋電図あるいは角度(位置)のフィードバック情報では、非効率的な学習になってしまう場合もあり、複数の情報によるフィードバック方式も検討されるべきであるとしている。近年、このような点に対して、富永(1989a, 1990)はマルチフィードバック法を提唱しているが、研究途中である。

2. トラッキング動作を用いた研究

脳性まひ者の運動障害について、上肢の機能に注目し、その動作特性を全体的かつ定量的に把握しようとした研究に、トラッキング動作を用いたものがある。これらの研究では、ディスプレイに目標が示され、ディスプレイ上の光点を操作装置を使って、目標部にできるだけ保つというトラッキング課題が用いられている。目標は固定している場合もあるし、規則的な動き(例えば正弦波)の場合や、ランダムな場合などがあった。この課題では、視覚による外部フィードバックが用いられるが、運動・動作の改善を目的とするというより、動作特性を検討することを目的としているという点で、先に述べた外部フィードバックを用いた研究とは異なる。また、トラッキング動作の研究では、固有受容器からの情報をいかに用いるかなど、内部フィードバックについても触れられている。

例えば、玉置・朝長・森貞(1963)は、正弦波に対する追跡トラッキング動作の分析から、脳性まひ者は応答の速さ、応答波形において健常者と異なる特性を示すことを指摘した。その後、脳性まひ者のトラッキング動作の研究は行われなかったが、1980年代に入って、いくつかの報告がなされた。

石川・増山・鮫島(1981)は、脳性まひ者の肘関節の等張性収縮による補償型トラッキング動作の解析を行い、ステップ波応答では動作遂行過程の速応度の遅延、正弦波応答では追跡可能な周波数範囲の狭いことを報告した。緒方・石川・山下・鮫島(1983)は、正弦波目標値に対する肘関節の等尺性収縮による追跡型トラッキング課題を用いて、同様の結果を得ている。鮫島・山下・増山(1984)は、正弦波応答とランダム波応答の比較から、脳性まひ者は円滑な規則的動作を発生させることが困難な

ため、健常者にみられる正弦波に対する予覚動作(伊藤・伊藤, 1975)が困難であり、正弦波応答においてもランダム波応答と同様の動作パターンを示すことを明らかにした。

上述した脳性まひ者のトラッキング動作の特性について、その原因を検討した研究がさらに進められた。山下・鮫島(1985)は、トラッキング動作時の上肢の表面筋電図の分析から、脳性まひ者のトラッキング動作の特性が、トラッキング動作に関与する上肢の拮抗筋相互の活動の特性から説明できることを示した。つまり、トラッキング動作の目標周波数が低い場合は脳性まひ者の拮抗筋相互の位相関係は健常者と同程度であったが、目標周波数が高くなると、拮抗筋相互の位相関係が崩れ、最後には拮抗筋が同時収縮する傾向にあるというものである。さらに、応答速度のマグニチュード推定法から、脳性まひ者は応答速度知覚が健常者より劣ることが示され、このため目標周波数が高くなった場合、拮抗筋が同時収縮することが推察された。

今まで述べたトラッキング動作の研究では、十分な学習を行って定常な状態になった後のトラッキング動作を扱っていた。そこで、山下・鮫島・今泉・鈴木(1987)は、学習の過程でいかに脳性まひ者が、トラッキング動作を変化させたり修正させたりしていくのか検討するため、上肢の等尺性屈曲・伸展動作による追跡トラッキング課題において、トラッキングに要する筋張力を変化させるた場合の、動作の修正の仕方を調べた。その結果、トラッキング動作の速応度から、脳性まひ者では動作の反復によって動作を効果的に変化させることが困難なこと、動作遂行中に動作を修正することが困難であることが分かった。また、この研究では、脳性まひ者の筋張力の知覚をマグニチュード推定法を用いて検討している。一定の筋張力を維持する場合は、脳性まひ者は高い筋張力レ

ベルでは過大評価、低い筋張力レベルでは過少評価する(山下・鮫島, 1984)と言われるが、この研究ではトラッキング動作中、すなわち動的筋張力を調べた。その結果、一定の筋張力を維持する場合とは逆に、高い筋張力レベルで過少評価、低い筋張力レベルで過大評価することが定量的に示された。言い換えると、運動実行中は筋の緊張の程度に狭い範囲でしか気づけないということである。

3. 脳波を用いた研究

運動を行うにあたっては、その運動を遂行する中枢過程がある。そして、その中枢過程で、運動の実行に先立って何らかの準備がなされる。この準備過程は、本研究で取り扱う運動反応プロセスとすることになるが、第4章で述べるように運動反応プロセスの研究では、様々な心理変数が反応時間に及ぼす影響から、プロセスを推定する。一方、この準備過程における中枢の電気的活動を直接調べよう研究が、脳波を用いて1960年代から行われている。これは、運動関連脳電位^をを言われ、他動運動では出現しないことから、随意運動の生理学的解明に好んで用いられることとなった。

鮫島・水上(1984)は、脳性まひ者4名について、運動関連脳電位の構成要素の1つである運動電位を調べた。そして、運動電位の構成要素である各成分の特徴から、運動脳内準備過程に長時間を費やしながらかも、運動中枢の障害によって大脳皮質の活動が低下すること、運動知覚受容過程の異常さを推測できること等を示唆した。

鮫島・鈴木(1988)は、運動関連電位の構成要素の1つである運動準備電位について、脳性まひ者9名を被験者として調べた。この準備電位は、随意運動開始前に頭皮上に出現する陰性緩電位変動で、中枢内での運動の準備状態を反映し、意欲や努力などの心理的要因も反映する(岩瀬, 1973)。また、運動の欲求を反映するBP, プログラミングを反映するIS, 遂行の過程を反映するNS'の3成分で構成される言われている(Barrett, Shibasaki., and Neshige, 1986)。その結果、脳性まひ者では、各成分の出現時間が健常者より速く、運動の各準備段階に長い時間を要すること、またBPの振幅は前頭部で高く意欲・努力等の心理的要因が関与していることが報告された。

運動準備電位は、運動の準備過程を検討する際の有効な指標になると思われるが、同時に記録される背景脳波活動も運動準備過程を検討する際に有効であると考え、鈴木・長野・鮫島(1990)は、脳性まひ者の運動準備電位出現時の脳波基礎律動(α 波)の変化を周波数成分を分離して検討し、運動障害のタイプと対応させて検討している。そして、脳の皮質表在性病変が推測される痙直型脳性まひ者では、病変部位と対応して導出した部位で限局性 α 波成分が認められない場合があり、深部病変が推測されるアテトーゼ型では限局性 α 波成分の抑制が健常者より顕著ではなかったこと等が報告された。さらに鈴木・鮫島(1992)では、痙直型脳性まひ者では、病変部位と対応した導出部位で広汎性成分が認められない場合があり、また、限局性成分の性質が健常者の広汎性成分と類似することなどから、脳波成分の機能分化が不完全であると推測している。

一方、予告刺激によって生ずる陰性緩電位変動である付随陰性変動について矢島・氏森(1990)は検討している。その結果、脳性まひ者では付随陰性変動の振幅が小さく、皮質における活動水準の低さと解釈している。

以上の脳波による運動発現プロセスの研究をまとめると、脳性まひ者では、全体的に運動開始前の脳内活動が不活発であり、また脳の活動の機能分化が不完全であると言えよう。

4. 動作学的研究

この立場の研究の発端は、第1章で述べたように催眠状態の時、脳性まひ児の筋が弛緩し、覚醒時には不可能であった運動が可能であったということから始まった。このことから、脳性まひという障害は、身体にあるのではなく、心に働きかけることによって改善するのではないかと考えられた。そして、1960年代の後半から1970年代の前半にかけ、脳性まひ者の心理学的リハビリテーションということで多くの報告、および議論が行われた(安中, 1968; 星野, 1968; 池田, 1968; 木村, 1968; 木村・小林, 1968; 小林, 1968; 松本, 1968, 1970 a, 1970b; 成瀬, 1967a, 1967b, 1968a, ;1968b, 1968c, 1969a, 1969b, 1970a, 1970b, 1970c, 1971, 1972a, 1972b, 1972 c; 野口, 1968; 野口・成瀬, 1971; 大野, 1978; 大野・成瀬, 1968)。

これらの研究を概観すると、脳性まひという障害を改善するために、いわゆる心に働きかけることが重要として、そのアプローチとして、プレイセラピーとバイオフィードバックが取り上げられた。その結果、これらのアプローチによって脳性まひの運動障害が改善される場合があることが分かった。その説明として、意図→努力→身体運動という図式が提唱された。プレイセラピーによる改善は、意図が活性化したためであり、バイオフィードバックによる改善は、努力の様式が変化したためであるとした。しかし、プレイセラピーの研究では、脳性まひ児の誤った努力の様式が固定化し、悪化したケースもあったので、心に働きかけるといっても努力の様式の変容が重要になってくる。

三沢(1975)は、この立場の注目すべき基本観点として、身体運動を単なるS→R理論とか反射機構の所産という面から捉えず、それに先行するより上位の意図や努力の重要性に着目し、それらが運動を修正・改訂するフィードバック機構をそなえていると考えていることと述べている。

成瀬(1973)によれば、意図→努力→身体運動、それらのフィードバック機構全体を動作と言うことになる。そして、脳性まひ児は、努力の仕方が未熟であるため、動作の学習が未学習であったり、誤学習であったりして、結果として動作不自由の状態になるとしている。

この立場では、脳性まひ者の運動障害の解明という点は、意図→努力→身体運動という仮説図式に集約され、その後継続的な研究は行われなくなった。しかし、脳性まひ者の運動障害の改善という点には精力的な試みがなされ、訓練技法の開発が進んだ。訓練は動作訓練と呼ばれ、基本はJacobsonの漸進的弛緩法にヒントを得た弛緩訓練から、単位動作訓練、基本動作訓練へと進む多様なものである。しかし、一貫して自己制御を訓練の中心に置いている。

訓練は、その後様々な技法的変遷を繰り返したが、1980年代からタテ系動作訓練というものが主流となってきた。これは、大野(1989)によれば、基本的には重力に対応させるための動作訓練と言える。そして、重力に対応して自己の身体運動を制御することの重要性は容易に想像できるが、それは姿勢の違いだけでは済まされない重要な要素が含まれていることが強調される。この様に、重力に関心が置かれるようになった背景には、動作は重力や他者との関わりなど外界と対峙してはじめて成立するという考え(成瀬, 1980)がある。そして、成瀬(1985)は、それまでの意図→努力→身体運動という図式を修正し、さらに過去経験・現況認知などの過程をこの図式に導入した。これにより、動作の意味するところは、自己活動(主体的・意識的)あるいは有意的構えの主体認知系と関わる部分も含むこととなった(針塚, 1989)。

現在、いわゆる動作学的研究はその中心を脳性まひに置いていない。今野(1978, 1982)が多動児及び自閉児に動作訓練を適用して以来、ダウ

ン症(田中,1986)、老人(中島,1989)、精神分裂(鶴,1982)等、様々な症例に用いられてきた。動作の意味するところが、この研究の発端の脳性まひを中心に考えられていたところから、より包括的なものになってきたためである。現在では、身体を通じた心理療法として、その訓練対象を選ばない感がある。ちなみに、従来動作訓練と呼ばれていたものは、その対象によって、脳性まひに対しては動作訓練、自閉症児・多動児の場合は動作指導、その他登校拒否や神経症患者へのアプローチの場合は動作療法と言い、これらを総称して臨床動作法と言う。

脳性まひの運動障害に関する心理学的諸研究を概観したが、これらの研究に対する問題点や、またこれらの研究では解決されない課題等については、第6章本研究の意義と課題において述べる。

第3章

心理学における運動制御理論

本章では、心理学の分野で提唱されている運動制御に関する代表的な理論について概観する。

1. 閉回路理論

Adams(1971) は、心理学における運動制御に関して中心的であった S-R 理論を批判して、新たな理論を構築した。Adams(1971) の S-R 理論に対する批判点は、運動の制御は刺激と反応の関係だけで説明されるものではないということであり、人は運動動作実行中にエラーを最小限にしようと意識的な調整を行っている(フィードバック)ので、この過程を想定しない S-R 理論では運動制御を説明できない、というものである。そこで、Adams はサイバネティックにおける閉回路(closed loop)の考え方を取り入れ、独自の運動理論を示した。

この理論では、運動を開始する機構(memory trace)と運動を修正する機構(perceptual trace)を独立させて考えている。Memory traceは運動の選択と開始の機能を持っており、これによって開始された運動は様々なフィードバック情報を生み出し、それが逐次 perceptual trace と照合されエラーを検出する。運動実行者はこのエラーをゼロにするよう継続的試みを行いながら運動を遂行する。閉回路という表現は、運動実行中における情報の流れる回路が、フィードバックによって閉じられていることを言い表したものである。Adams(1971)の理論は、memory trace と perceptual trace を扱ってはいるが、主として perceptual trace、すなわち運動の修正に重点を置いた理論構成になっており、運動の開始に関する機構についてはあまり詳しくは触れられていない。しかしながら、この考えによって、その後の運動制御の研究が刺激され、フィードバックについても様々な種類に分類されている。簡単に触れると、内在的(inherent)フィードバックと付加的(augumental)フィードバックがある。前者は生体の求心性情報をフィードバック情報とするもので、筋紡錘などの固有受容器からの情報が相当する。後者はいわゆる

るバイオフィードバックという言い方のものが相当し、視聴覚情報によって運動のエラーがフィードバックされることが多い。さらにこの付加的フィードバックには、同時的フィードバックと最終的フィードバックがあり、特に後者は結果の知識 (knowledge of results) として知られている。この閉回路理論はフィードバックを中心とすることからフィードバック理論と呼ばれたり、内在的フィードバックの場合、末梢の固有受容器からのフィードバック制御を中心とすることから末梢 (peripheral) コントロール理論と呼ばれることもある。

さて、この理論は運動制御にフィードバックコントロールの概念を導入し、多くの運動について説明可能な理論として有用性も高いが、必ずしも、すべての運動に当てはまるものではない。フィードバック情報を処理し、運動を修正するにはある程度の時間が必要である。とすると、その時間内に完了してしまう運動に対しては、フィードバックによる閉回路処理は不可能になる。視覚フィードバックによる運動修正に要する時間は 190~260ms (Keele and Posner, 1968; Gibb, 1965) であり、これだと 500ms より速い運動では 1 回しか修正できないという問題が生じる。この時、間違えた運動の場合ではフィードバックによる修正に 300ms 必要 (Hick, 1949) とされ、被験者がエラーに驚いて心理的不応期に陥るとやはり 300ms かかる (Christina, 1970) ことが知られている。これらはいずれも付加的フィードバックの視覚情報によるものであるが、バッティング、テニス、卓球等の球技ではこの種のフィードバックは使用できないことになる。例えば、バッティングでは、振りはじめからバットがボールに当たるまでの時間は、健常者の場合 150ms 以下であると言われており、まったくフィードバックコントロール (付加的フィードバックのうち最終的フィードバックは除いて) は使用できない。現在では、一般

的にフィードバックによる運動の修正は、フィードバックによる閉回路処理時間より短い運動、すなわち弾道運動 (ballistic movement) では行われないと考えられている。

2. 開回路理論

先に述べたように、閉回路理論ではballistic movementについて説明できない。そのような運動では末梢からのフィードバック情報によって運動を調整しているとは考えられず、中枢における運動制御システムを想定しなくてはならない。Keele(1968)は、このようなシステムを運動プログラム(motor program)と呼び、「運動の実施に先行して構成され、運動全体の遂行が末梢からのフィードバックによらず可能となるような、筋に対する命令のセット」であると定義している。したがって、この運動プログラムの概念は、Adams(1971)の運動を開始するための機構、すなわちmemory traceに相当する。運動プログラム理論は、閉回路理論に対して、開回路理論と呼ばれる。

Ballistic movementの説明理論として考えられた運動プログラムの概念であるが、その証拠はそのままballistic movementの存在にあると言えよう。また、この理論のもう1つの根拠は、Henry and Rogers(1960)のmemory drum理論に端を発した。この研究では、反応開始を知らせる刺激提示から実際に反応が開始されるまでの時間(反応時間: reaction time; R T)が、反応運動の複雑さに応じて増大することを、明らかにした。つまり、複雑な運動はそれだけ複雑なプログラムを必要とし、そのためにそのプログラムを準備する時間が必要であり、R Tが増大すると解釈された。もし、フィードバックによってのみ運動が制御されているとすると、このR Tの増大は説明できない。

また、この運動プログラムの存在については、フィードバックの入力経路である神経を切断したTaub, Perrella, and Barro(1973)や上肢を圧迫させて麻痺させたLaszlo and Bairstow(1971)の研究、固有受容器からのすべての求心性経路を麻酔したMerton(1964)の研究、さらに随意求

心性経路の遮断された猿において運動学習が成立したとする Taub and Berman(1968)やJones(1974)の研究でも支持される。これらの研究では、フィードバック情報の入力経路である上向神経を遮断すると、微妙なコントロールは低下するが、基本的には通常の状態と同様に運動が遂行されるという結果が得られている。この結果は運動プログラムの存在の証拠でもあるが、同時に微妙なコントロールの低下という点でフィードバック制御の証拠でもある。

しかし、Adams(1968, 1971, 1976)は、開回路理論に対する反論として、フィードバック情報の処理時間が従来報告されているより短いことがEMGの分析から明らかとされていること、そしてそれは神経生理学的にも α - γ 協応に基づくことが証明されていることから、フィードバックによる急速な修正が可能であると主張している。現在は、フィードバックによって修正が困難なほど速いballistic movementでは運動プログラムが主となり、遅い運動ではフィードバック制御が主となると考えられている。

ところで、先に述べたHenry and Rogers(1960)の研究では、1つの刺激に対して1つの反応を行うという単純RTを測定している。この単純RTの場合、運動の複雑さによるRTの差異は、すでに構成されたプログラムを一時的な出力記憶もしくは反応出力バッファに送り込むのに必要な時間の差異と考えられた。これに対し、Rosenbaum and Patashnik(1980)は運動プログラムへの最終調節時間の差異と考え、Sternberg, Monsell, Knoll, and Wright(1978)は反応出力バッファからプログラムの開始指令部分を探索するために要する時間の差異と考えた。これらの研究では、その解釈に違いはあるが、運動プログラムの研究は単純RTを測定することで可能であるとしている。Klapp(1975, 1976, 198

0)、 Klapp, Abbott, Coffman, Grein, Sinder, and Young(1979) やSheridan (1981, 1984a)は、単純R Tの場合、被験者は予め反応すべき運動を知らされているので、R Tは正確な運動プログラムの時間を反映せず、そのため単純R Tを測定した研究の結果が一致していないことを批判した。そして、運動プログラムの研究では、予め行うべき運動が被験者に知らされない条件、例えば複数の刺激に複数の反応がそれぞれ対応している選択反応条件や反応刺激提示によって初めて行うべき運動の知らされるno-preview条件(Sheridan, 1981)が必要であることを強調した。現在では、単純R Tによって既に構成されたプログラムがいかに行われるのかが明確になり、選択R Tによって運動プログラムの構成が理解できるとの考えもある (Sheridan, 1984b)。

運動プログラムの概念もKeele(1968)が「予め構成された筋への命令セット」とした時から変化してきている。Schmidt(1976)は「記憶における抽象構造で、運動に先行して準備されるもの」と述べており、Keele(1968)との違いは、運動プログラムを抽象的な言語で定められ、特定の筋に対して定めたものではないとしている点にある。さらに、Brooks(1979)は「過去経験に基づき、姿勢調節及び運動を生成する中枢神経内のコミュニケーション」と定義している。Keele(1981)自身も現在では「運動行為継起の中枢表象」と定義しなおしている。このように変化してきた理由は、神経生理学の分野で提唱されていた種々の運動制御モデル (Merton(1953)のfollow-up length servo理論、Granit(1955)の α - γ 連関、von Holst(1954)に始まりTeuber(1960)につながるcorollary discharge またはefferent copy)の心理学的モデルへの統合、その結果として提唱されたLaszlo and Bairstow(1971) やSummers(1981)のモデルの影響がある。中でも次項で述べるSchmidt(1975)のスキーマ理論

は閉回路理論と開回路を包括し、運動プログラムの運動遂行における役割および構成のされ方について新たな考えを提唱している。

3. スキーマ理論

先にみた閉回路理論、開回路理論は、ともに運動制御のメカニズムの理解の上で、分かりやすい枠組みを提供するものであるが、共通した問題点が指摘されている（麓・工藤・伊藤, 1989）。第1は記憶の問題である。人は様々な運動・動作を行うが、その1つ1つに、フィードバック情報と照合すべきperceptual traceや運動プログラムが存在することを仮定することは、記憶の容量を考えたときに現実的ではないと言えよう。第2の問題は新奇性の問題である。閉回路理論や開回路理論では、perceptual traceや運動プログラムに基づいて運動が行われるわけであるから、何らかの新しい運動を行わなくてはならない場合には、その運動はうまく遂行できない。やがて繰り返し、運動を行ううちに、的確なperceptual traceや運動プログラムが構成されて、その運動は正確に遂行されるようになっていくと考えられる。しかし、実際には初めて行う運動でも結構うまく遂行されることが少なくない。例えば、バスケットのシュートなどでは、厳密に言えば1回1回が異なる運動であり、その都度新たな内容を含んだ運動となっている。特定の条件に応じた運動の記憶からその条件にあったperceptual traceや運動プログラムを選択して、運動を行うと考えることは難しい。

Schmidt(1975)は、これらの問題を克服しつつスキーマ理論と呼ばれる理論的枠組みを提出した。彼は、再認スキーマと再生スキーマを想定した。前者はAdams(1971)の言うperceptual trace、後者はmemory traceに相当するが、それらを運動1つ1つに対応した記憶ではなく、過去の様々な条件の中から導き出された共通規則と考えた。実際に運動を行う際には、求められている運動の結果と初期条件に基づき、すでに形成されている再生スキーマの規則に従って、反応特定化を行い、それ

を運動プログラムに入力することによって運動が行われる。一方、再認スキーマの規則に従って、感覚経路があらかじめ期待され、これによって新奇な運動でもある程度再認することが可能となる。この感覚経路は、固有受容器等の自己受容感覚と視覚や聴覚などの外部からの感覚情報がある。そして、これらの情報がスキーマ形成の手がかりに利用されるのである。

このようにスキーマ理論では、運動プログラムやperceptual traceがその都度、スキーマという規則に従って形成され、フィードバック情報によってスキーマ自身も変化していくというものであり、閉回路理論と開回路理論のいずれも説明しうる枠組みを提供することに成功している。そして、この理論を指示する実験結果も多く報告されている(Glencross, 1973, 1975, 1977 ;Newell and Shapiro, 1976;McCracken and Stelmach, 1977;Williams, 1978)。

第4章

運動反応プロセスの研究

本章では、本研究で取り扱う運動反応プロセスについての先行研究を概観する。

1. 情報処理アプローチによる運動反応プロセスの研究の始まり

近年、運動反応プロセスの研究において、情報処理アプローチを採用する研究が増えてきた。これらの研究では、刺激提示から反応開始までの時間的側面に着目し、種々の刺激条件のもとで得られた反応時間（R T）の長さを手がかりにして、内的な処理プロセスを解明しようとしている。こうしたパラダイムが多く用いられる理由は、R Tが情報処理活動のために費やされる時間を直接的に反映すると考えられるからである。

このようなアプローチはDonders(1868～1869)のsubtraction methodに逆上ることができる。彼は次の3つのタイプのR Tを測定した。第1は単純(simple)R Tで、1つの刺激に対して1つの反応を行う場合で、神経伝達に要する時間を反映していると考えられている。第2は弁別(selective)R Tで、複数の刺激のうち1つの刺激に対してのみ反応を行う場合で、刺激の弁別に要する時間を含むと考えられた。第3は選択(choice)R Tで、複数の刺激のそれぞれに対して異なる反応を行う場合で、神経伝達時間、刺激弁別時間、反応選択時間を含むと考えられた。そして、選択R Tから弁別R Tを減ずることで反応選択に費やす時間が、弁別R Tから単純R Tを減ずることで刺激弁別に費やす時間が算出できると考えられた。

この後、いくつかの関連した研究が行われたようであるが、運動技能に関する興味関心の低下と理論的問題点のためしばらくこうしたアプローチによる運動技能の研究は行われなくなった。その問題点とは、Fitts and Posner(1967)によると、第1にR Tが変化すると同様に、弁別と選択の時間も変化すること、第2にDonders(1868～1869)の理論は、弁別時間と選択時間が被験者に与えられた状況と構えによって変化しないことを示唆する傾向があったが、それが後の研究で誤りであることが

指摘されたこと、第3は練習による変化という概念が欠如していたこと、
である。しかし、このような問題点があったにもかかわらず、この理論
は情報処理に関する概念の基礎となった(Fitts and Posner, 1967)。

2. Additive Factor Methodと運動反応プロセス

Donders(1868~1869)のアプローチは、刺激提示から運動の実行までの内的プロセスを一連の処理ステージから成ることを前提としている。このため、Pachella(1974)やSalthouse(1981)が示すように、 n ステージを含む課題のRTから $(n-1)$ ステージを含む課題によって得られたRTを減ずることによって当該処理ステージの処理時間の算出できるのである。これらの研究は、確かにDonders(1868~1869)の研究より、その実験条件や精度は増しているが、Donders(1868~1869)のアプローチが持つ問題点を解決してはいない。Gopher and Sanders(1983)は、このsubtraction methodが受け入れられない仮説であることを示す研究のreviewを行っている。

この様に、問題が指摘されつつも、反応プロセスが一連のステージからなり、それらのステージが連続的に処理を行っていくという考え方を強調する研究は多くなされていた(Welford, 1967; Smith, 1968)。問題点を抱えつつもsubtraction methodに頼らざる得ない状況が当時存在したと思われる。しかし、subtraction methodの問題点を解決しつつ、反応プロセスが一連のステージから成っており、RTがそれらのステージの処理時間の合計であることを前提としたSternberg(1969)のadditive factor methodの提案により状況は一変する。この方法は、subtraction methodのようにあるRTから別のRTを減じてあるステージの処理時間を求めるのではなく、課題変数がRTに及ぼす効果の相互関係からステージを推測するというものである。この方法は次の仮説に基づいている。変数 a がステージAに対応し、変数 b がステージBに対応しているとすると、変数 a の処理時間と変数 b の処理時間を加算したものはRTに反映されることになり、ANOVAでは変数 a と変数 b の主効果

が有意となり、交互作用は認められない。実験の結果、2つの変数のRTに及ぼす効果が主効果のみであった場合、その効果はadditive(加算的)であると言われ、2つの変数が別々のステージに影響していると解釈される。交互作用が示された場合は、少なくとも2変数が共通のステージに影響を与えたと解釈されることになる。

この方法は隙のないものではなく、その適用にあたっては、細心の注意が必要である。Sanders(1980)は、このadditive factor methodには次の前提が含まれることを指摘している。1. 単一次元的な認知処理、2. ステージ間の厳密な連続処理、3. 反応プロセス間にフィードバック回路が存在しないこと、4. ステージの出力が一定であること。これらの前提が曖昧であると、データは多義的な解釈が可能になってしまう。(Taylor, 1976; Mclelland, 1979)。Posner(1978)はこの方法の適用できる条件を決定することが重要であると述べているが、現状ではその基準はないままであると言えよう。

3. 運動反応プロセスの処理ステージの推定

Sternberg(1969) の提唱したadditive factor methodに基づいて、現在までに様々な実験変数の効果が確かめられ、いくつかのステージの存在が推定されている。Table A-4-1 にadditiveな効果、Table A-4-2 にinteractive な効果を持つ変数についてまとめた。

Additiveな効果を持つ変数は、異なるステージに影響し、interactiveな効果を持つ変数は同一のステージに影響しているとadditive factor methodでは考えるとすると、いくつかのステージの存在が推定できる。このようにして、Sanders(1980) は、知覚に関するステージとして preprocessing —feature extraction—identificationの3ステージ、決定に関するステージとしてresponse choice の1ステージ、運動出力に関するステージとしてresponse programming—motor adjustmentの2つのステージについて述べている。同様にして、Frowein(1981) は、preprocessing —encoding—identification—response selection—motor programming —motor initiation—motor adjustmentの各ステージを推定した。Sanders(1980) とFrowein(1981) のステージを比べると、feature extractionとencoding、response choice とresponse selection、response programmingとmotor programming は同じ内容のステージを指し、命名が異なるだけと思われるが、Frowein(1981) の示したmotor initiationは、Sanders(1980) のステージには示されていない。また、Sanders(1990) は、motor programming とmotor adjustmentの間にprogram loading を示したが、このステージはSpijkers(1987)が特定化された運動プログラムを筋の言語へ翻訳するためのステージと述べたものであり、Frowein(1981) の述べたmotor initiationとは異なるステージである。

Additive factor methodを用いた研究を概観すると、そこから推定されるステージは、Sternberg(1969)の4ステージから増えつづけ、運動反応プロセスを細分化する傾向がある。先に示したようにFrowein(1981)は7ステージを推定している。同じ変数でも研究者によってadditiveであったり、interactiveであったりするため説明可能なステージを新たに求める流れにある。Additive factor methodが好んで用いられる以前にWelford(1968)は、運動遂行の情報処理モデルを提唱しているが、そのモデルでは基本的に、perception—choice of response—control of responseの順にステージが構成されている。Sanders(1977)はステージについて、それが単一のプロセスではなくいくつかのステージの集まりと考えた方がよく、基本的には知覚ステージ、決定ステージ、運動ステージの3つを考えるのがよいと述べている。

4. 運動反応プロセスの構造的・機能的側面

Additive factor methodを用いた研究の中で、同じ変数について調べたにもかかわらず、その結果が異なるものがいくつかある。例えば、SR compatibility×time uncertaintyは Broadbent and Gregory(1965)や Sternberg(1969) では交互作用を持つが、Posner, Klein, Summers, and Buggie(1973)やSanders(1977) ではadditiveであったと報告されている。また、Sanders(1977) は、stimulus intensity×time uncertaintyが、視覚刺激の時はadditiveであるが、触覚刺激と聴覚刺激の時には交互作用を持つことを報告している。そして、この理由を、強い触覚刺激や聴覚刺激では、定位反応を引き起こし、foreperiodの効果を打ち消してしまうからであると考え、immediate arousal と名づけた。この他、Sanders(1977) は睡眠不足や薬物の影響、被験者の練習の程度等が、additive factor methodを用いた研究に異なる結果をもたらしていることを述べた。

Sanders(1977) は運動反応プロセスにはadditive factor methodを用いて明らかとなるような側面とそれでは説明できない側面があると述べている。前者は、構造的(structural)側面と言われ、符号化や選択等、情報処理についての仮説的計算メカニズムについて言及するものであり、後者は、機能的(functional)側面と言われ、覚醒水準や薬物等の影響など構造的側面で言及される仮説的計算メカニズムの効率に影響するメカニズムについて言及するものである。

この機能的側面は、Kahneman(1973)の提唱した容量配分モデルでとらえることができる。このモデルは、可能な活動群(possible activities)が情報入力によって作動するという構造を持っている。人が精神活動を行う際には、可能な活動群に対して特異的および非特異的な入力が必要

となる。すなわち、特異的な入力とはいわゆる情報入力であり、非特異的な入力とは注意とか努力と呼ばれる精神エネルギーである。この精神エネルギーの入力なしでは、反射活動等を除いて、精神活動は生起しないことになる。Norman and Bobrow(1975)はこの精神エネルギーを資源(resource)と呼んでいる。このモデルにおいて重要なのは資源の利用可能な総容量には限界(限界容量)があるということである。そのため、複数の精神活動が行われる場合、この資源を適切に配分しなくてはならない。

Kahneman(1973)の言う可能な活動群とは、運動反応プロセスの構造的側面、すなわちadditive factor methodによって検討される処理ステージをさす。この時、資源はこれらのステージの効率にどの様に影響するのであろうか。この問題をめぐってもいくつかの立場がある。その1つは、Navon and Gopher(1979)に代表される資源量理論であり、配分された資源によってプロセスは変化せず、ただ単にトータルな出力が変化するだけであると考え。これに対して、資源ストラテジーモデルでは、資源によってプロセスが質的に影響を受けると考える。この立場では、プロセスの不変性を仮定していない(Bainbridge, 1978; Sperandio, 1972; Rabbitt, 1979)。

Gopher and Sanders(1983)は、運動反応プロセスにおける構造的側面と機能的側面の合体を試みている。前者はadditive factor methodを用いて検討されたステージの構成であり、彼らは線型ステージモデルと呼んでいる。後者は上述した資源量モデルを指している。彼らの考えでは、Navon and Gopher(1979)が示したように、多重資源を仮定している。つまり、単一のプールから資源が供給されるのではなく、各ステージに対応した資源を仮定しているのである。

Sanders(1983) は、この考えをさらに進め、多重資源とステージの対応を推測したcognitive-energetic model of stress and human performanceを公表している。このモデルは、構造的側面と機能的側面を合体させたものであるが、運動、知覚、決定の各ステージに対応した資源を明示し、資源間の関係も整理したものになっている。この議論の詳細は省くが、資源についての類似の考えは以前にもあった。例えば、Welford(1973)の最適エネルギー状態の3つの基準がそうである。しかしながら、Sanders(1983) は、Pribram and McGuinness(1975)が議論した神経生理学的メカニズムを自分のモデルに当てはめている。Pribram and McGuinness(1975)は注意をコントロールするメカニズムとして次の3つを示している。それは、入力に対するarousal メカニズム、反応に対するactivationメカニズム、調整と構成原理としてのeffortメカニズムである。Effortはarousal とactivation の活動を調整し、加えて推理や意思決定の背後の駆動力に関係しているようなより広範囲な情報処理システムのコンピテンスを促進する機能を持つとされる。したがって、運動ステージに対応する資源供給源はactivationとなり、知覚ステージはarousal、決定ステージはeffortとなる。Fig. A-4-1 にSanders(1983)のモデルを示した。この図では、上述した説明よりさらに詳細に資源供給の流れや、ステージ構成や諸資源供給源機能と実際のパフォーマンスのずれを総合判断するevaluationメカニズムが示されている。

Molenaar and Molen(1986)はSanders(1983)のモデルについて、PERTと呼ばれる方法によって形式的検討を加え、評価している。このモデルが実際のパフォーマンスの推測に有用であるかどうかは別にして、それぞれ別に考えられてきた運動反応プロセスの構造的側面と機能的側面を同時に、またそれらの関連の枠組みを示し、実験結果の解釈を容易

にする手助けとはなっていると思われる。

Table A-4-1 Summary of Additive Effects by the Additive Factor Method

Variables	Researcher
Signal quality x S-R compatibility	Sternberg(1969) Shwartz, Pomerantz, , and Egeth(1977) Frowein and Sanders(1978) Sanders(1979)
Signal contrast x S-R compatibility	Shwartz, Pomerantz, , and Egeth(1977) Sanders(1977)
Signal contrast x Signal discriminability	Pachella and Fisher(1969) Shwartz, Pomerantz, , and Egeth(1977)
Signal contrast x Word frequency	Becker and Killion(1977)
Signal quality x Word frequency	Stanners, Jastrzemski, and Westbrook(1975)
Signal discriminability x S-R compatibility	Pachella and Fisher(1969) Shwartz, Pomerantz, , and Egeth(1977)
S-R compatibility x Instructed muscle tension	Sanders(1979)
Signal quality x Instructed muscle tension	Sanders(1979)
S-R compatibility x Response specificity	Sanders(1970)
Relative S-R frequency x Signal contrast	Miller and Pachella(1973) Miller and Pachella(1976)
Relative S-R frequency x Foreperiod duration	Holender and Bertelson(1975)
Foreperiod duration x Stimulus quality	Frowein and Sanders(1978) Wertheim(1979)
Foreperiod duration x Signal contrast	Raab, Fehrer, and Hershenson(1961) Sanders(1977)
Foreperiod duration x S-R compatibility	Posner, Klein, Summers, and Buggie (1973) Sanders(1977) Fowein and Sanders(1978)
Foreperiod duration x Nu. Alternatives	Alegria and Bertelson(1970)
Foreperiod duration x Movement predictability	Wertheim(1979)
Foreperiod duration x Movement frequency	Wertheim(1979)

Table A-4-2 Summary of Interactive Effects by the Additive Factor Method

Variables	Researcher
Signal quality x Movement frequency x Movement Predictability	Wertheim(1979)
Stimulus contrast x S-R compatibility	Stanovich and Pachella(1977)
Stimulus contrast x Meaningfulness	Miller and Pachella(1976)
Priming x Word frequency	Becker and Killion(1977)
Priming x Signal quality	Meyer, Schvaneveldt, and Ruddy(1975)
Priming x Signal contrast	Becker and Killion(1977)
Relative S-R frequency x S-R compatibility	Fitts, Peterson, and Wolfe(1963) Sanders(1979) Theios(1975)
Relative S-R frequency x Response specificity	Sanders(1970)
Relative S-R frequency x Foreperiod duration	Bertelson and Barzeele(1965)
Relative S-R frequency x Foreperiod duration x Instructed muscle tension	Sanders(1979)
Relative S-R frequency x Stimulus contrast	Miller and Pachella(1973) Stanovich and Pachella(1977)
Foreperiod duration x Auditory signal contrast	Sanders and Wertheim(1973) Sanders(1975)
Foreperiod duration x Auditory signal contrast x S-R compatibility	Sanders and Andriessen(1978)
Foreperiod duration x Movement velocity	Wertheim(1979)
Foreperiod duration x S-R compatibility	Broadbent and Gregory(1965)
Nu. Alternatives x S-R compatibility	Brainard, Irby, Fitts, and Alluisi (1962) Fitts, Peterson, and Wolfe(1963) Broadbent and Gregory(1965)
Nu. Alternatives x Signal quality	Sternberg(1969)

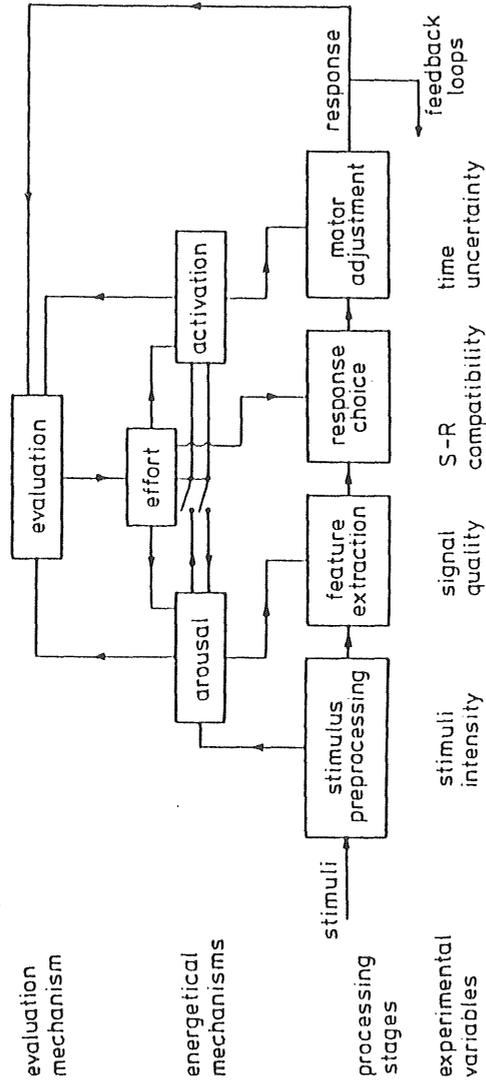


Fig. A-4-1 The Cognitive-Energetical Stage Model of Human Information Processing and Stress. The cognitive level consists of computational processing stages derived from the additive factor method (Sternberg, 1969). There are three energetical supply mechanisms, two of which are basal (arousal and activation) and coupled to respectively input and output processing stages. The basal mechanisms are coordinated and supervised by effort, which is also directly linked to the central stage of response choice. Apart from direct energetical supply to this stage, effort serves the function of keeping the basal mechanisms at an optimal value. Information about the state of the basal mechanisms is mediated by an evaluation mechanism (Sanders, 1983)

第5章

反応時間の測定方法

本章では、脳性まひ者の運動反応プロセスを検討するにあたり、その測定方法についての先行研究を概観する。

1. P M TとM T

Weiss(1965) は、反応時間(reaction time: R T) を刺激提示から運動の開始に先行する筋活動開始までの時間と筋活動開始から実際の運動の開始までの時間に分けて測定した。前者はpremotor time(P M T)、後者は motor time(M T) と言われる。彼の研究は、予告刺激提示から反応刺激提示までの時間間隔(foreperiod:F P) の変化が、P M TとM Tにいかなる影響を及ぼすかを検討したものである。その結果、R TとP M Tの変動はよく一致し、両者の相関は高かった。すなわち、F PによるR Tの変化は、P M Tの変化である。したがって、P M Tは中枢での処理に要する時間を、M Tは末梢での処理を要する時間を反映すると結論している。Botwinick and Thompson(1966a,1966b) もWeiss(1965)の追試を行い同様の結果を得ている。さらに、Lagasse and Hayes(1973)は、因子分析を用いて、R TとP M Tを第1因子、M Tを第2因子に見だし、先の研究を支持している。

P M Tという用語は主に心理学の分野で用いられてきた用語であるが、生理学の分野ではこれをE M G - R TとかE M G latencyと言うこともある。同様に、心理学ではM Tを用いているが、Evarts(1968)や Hebb-Reymond, Trouche, and Wiesendanger(1974)は、その筋があらかじめ定められた値の力を発生するまでの潜時をE M G-summation timeと呼んでいる。また、M Tが外部抵抗に対し直線的な比例関係を示すことから、中村・斎藤・谷口・大島(1975)はforce generation timeと表現した。

2. P M T と M T の変動因

P M T の範囲は、R T とその変動が一致することから、R T と同様に 100ms 以下の値から数分におよぶほど広く、実験条件により様々である。通常、P M T の測定は、表面筋電図によるが、single motor unit の P M T の分布についてもいくつかの報告がある。Thysell(1969,1970)は、150 ~174ms と 200 ~224ms の 2 つの分布を観察し、前者を response based on some rapid automatic process と名付け、後者を effort full response と呼んだ。また、Kimm and Sutton(1973) は 150 ~175ms の範囲の P M T を観察している。一方、M T は測定した筋、装置、実験条件、被験者により差異があるが、いくつかの研究を概観すると 30~160ms の範囲である(Botwinick and Thompson, 1966a, 1966b; Bjorkqvist, 1974; Costa, Herbert, Vaughan, and Gilden, 1965; 中村・斎藤・谷口・大島, 1975; 中村, 1975; Weiss, 1965)。ただし、実験条件が一定であれば、同一の個人では常に一定の値を示す(Botwinick and Thompson, 1966a, 1966b; 中村・斎藤・谷口・大島, 1975; Weiss, 1965)。

P M T の変動は先に述べた通り、R T の変動と同様の変数によるものであるので、P M T の変動因は多種多様である。一方、M T は比較的変動が少ないといっても、末梢の筋システムに影響を及ぼす変数が与えられたときには変動する。中村・斎藤・谷口・大島(1975)は、肘関節伸展運動を課題として、上腕三頭筋の M T が外部抵抗により、直線的に増加することを示した。また、中村・斎藤・谷口・大島(1975)は、拮抗筋の転換が M T に及ぼす影響も報告している。被験者が力を入れて肘関節を屈曲している状態から、反応刺激によって急速に肘関節伸展運動を行う際の上腕三頭筋の M T を測定したものである。その結果、この条件では、弛緩した状態からの肘伸展よりも M T は延長することがわかった。

ただし、実際の運動速度は速くなっていた。この他、Fleury and Lagasse(1979) やWard and Grabiner(1982) は、筋に直接電気刺激を与えることで、MTが短縮することを報告している。

3. 運動障害者のPMTとMT

中村・斎藤・谷口・大島(1975)は、パーキンソン症患者、小脳失調症患者各4名のPMTとMTを調べ、いずれも健常者より遅くなる傾向を報告している。Nakamura, Taniguchi, and Yokochi(1978)は脳卒中後遺症患者のPMTについて、Nakamura and Taniguchi(1980)は小脳変性患者とパーキンソン症患者のPMTについて調べ、健常者より有意に延長していることを示している。また、脳卒中後遺症の片麻痺患者では、PMTは左片麻痺症例で有意に延長するが、右片麻痺患者では健常者と差がなく(中村1979)、MTでは患側の延長が著しいといわれる(中村・谷口, 1977)。脳性まひについては、矢島(1980, 1981)が少数ながら調べており、やはり健常者よりPMT、MT共に延長することを報告している。

4. P M T、M Tを測定する利点と問題点

R TをP M TとM Tに分けて測定することの利点の第1は、中枢での処理プロセスと末梢での処理プロセスをある程度弁別できることであろう。運動反応プロセスは、刺激の入力から実際の運動が生起するまでのプロセスであるが、それは中枢と末梢の両プロセスを含むことになる。一方、R Tを用いた運動プログラムやadditive factor methodによる研究の関心は、中枢の処理プロセスにある。ところが、R Tに末梢での処理プロセスでの変動も含まれてしまうため、中枢での処理プロセス、情報処理ステージの推測が曖昧となってしまうことも少なくない。このような理由から、Sheridan(1984a, 1984b) は、R TではなくP M Tを測定することの重要性を指摘している。

第2は、姿勢調節機構と意図的運動の関連を知るなど、ポリグラフによる複数筋の同時記録を行うことにより、複雑な運動の制御機構解析の手がかりにもなることである。つまり、従来のボタン押し課題のような機械的応答の記録だけでは困難であった問題へのアプローチが可能となった(中村, 1988)ことである。

第3は、第1とも関連するが最も重要なことである。それは、多くの中枢性運動障害者のM Tが健常者より延長しており、また健常者ではM Tに影響を及ぼさない実験変数の影響が中枢性運動障害者のM Tに認められる可能性があるということである。例えば、矢島(1980, 1981) は、健常者ではM Tに影響しなかった予告刺激が、ある脳性まひ者のM Tを延長させたことを報告している。これらのことから、特に中枢性運動障害者の中枢プロセスの分析にはP M Tを測定することが重要となってくる。

次に問題点についても触れる。中村(1988)は、筋電図記録の変数(振

幅、周波数) と運動学的・運動力学の変数との関係が定量的に明らかにされていないことを指摘している。そのため、解釈が定性的に留まることが多い。もう1 つは、PMTとMTを分ける指標となる筋活動の開始時の同定が、必ずしも容易ではない場合があることである。その方法も研究者によって必ずしも同じでなく、また、ある種の実験条件下や運動障害者を被験者とした場合、反応運動によるものではない筋活動が認められ、厳密な筋活動開始時の同定が困難なことも多い。このため、客観的に筋活動開始時を同定する方法が必要となるが、未開発のままである。

第6章

本研究の意義と課題

1. 本研究の意義

脳性まひは、脳の成長・発達が完成する以前に脳に由来した損傷による、永続的な、しかし変化することもある姿勢及び運動の異常である(高橋, 1985)と言われる。このように中枢神経系の働きの不完全さ、あるいは未熟さに由来する脳性まひの運動遂行は、様々な心理的負荷がかかることで一層円滑さを欠き(檜林・中村, 1971; 成瀬, 1973)、臨床的にも普段なんでもなく行っている運動が、ある種の課題場面では筋緊張が高まり、まったく行えなくなる等のことが知られている。

この様な脳性まひという障害に対し、心理学的立場からその解明を試みた研究は、先に述べた通り少なくない。外部フィードバックを用いた研究では、この方法が脳性まひ者の運動障害を改善するのに有効であったことを示している。また、トラッキング動作を用いた脳性まひ者の上肢運動機能の解析は、脳性まひ者の内部フィードバックシステムの問題を指摘し、脳性まひ者の運動学習における注意点をある程度明らかにしたと言えよう。これらの研究は、運動が生起した後の調整プロセスを取り扱っている。

ところで、心理学における運動制御理論のところでも触れたが、運動は、運動が生起するまでのプロセスと運動が生起してからのプロセスに分けて考えることができる。こうした、二分法はSchmidt(1975)の言うように問題点は指摘されるが、脳性まひ者の運動障害を捉える際の枠組みを与えてくれるだろう。外部フィードバックやトラッキング動作を用いて脳性まひ者の運動障害を解明しようとした試みは、多くの成果をもたらしたが、運動が生起するまでのプロセスについての問題点には、あまり触れていない。脳性まひ者が円滑な運動を行うためには、運動が生起するまでにどの様なプロセスがあり、運動が生起した後、どの様にそ

の運動を修正していくのか、つまり運動生起以前と以後の両プロセスを検討しなくてはならない。何故なら、意図的運動はでたらめに生起するのではなく、一定の指向性を持っている。そして、どの様なタイミングでどの筋を緊張させ、どの筋を弛緩させるか、またその強さ等について、予め決定していないと運動は生起しないからである。この様な運動生起以前のプロセスに脳性まひ者が問題を持たないという保証はない。したがって、運動生起後のプロセスの検討だけでは不十分であろう。脳性まひ者の運動障害について、十分に検討するためには運動が生起する以前のプロセスにも焦点を当てて検討する必要がある。

脳性まひ者の運動について、運動生起以前のプロセスを考慮に入れた考え方は、動作学的立場の研究でも示されている。それは、意図→努力→身体運動、という図式で動作というものを捉え、脳性まひによる動作不自由は、努力の仕方が不完全、あるいは未成熟であるためと説明している。そして、訓練によって、動作不自由が改善された場合、努力の仕方が変化したと表現する。この図式は脳性まひの動作不自由を説明するためのものであり、運動生起以前、以降のプロセスを想定しているわけではない。また、努力といってもその定義は存在せず、努力の仕方が不完全といっても具体的にどのように不完全であるかについて触れた研究はない。この立場の研究は、脳性まひ者の運動障害を解明する方向というより、より臨床的にどのような手続きによって脳性まひ者の運動障害が改善するのかに主眼を置いている。

脳性まひ者の運動開始以前のプロセスに主眼を置いた研究としては、運動関連脳電位の研究があった。これらの研究では、中枢の活動を直接測定しようとしている。特に、運動準備電位の研究は、本研究の目的に近いかもしれないが、脳波測定 of 技術的問題のため、様々な心理変数を

用いて、また実際の運動、特に粗大運動を発現させることに困難が生じる。そのため、重要な研究方法であるにもかかわらず、脳性まひ者の運動開始以前のプロセスを十分に検討するまでには知見が得られていない状態である。

以上のことから、本研究では脳性まひ者の運動障害を解明するために、先に述べたように運動生起以前のプロセスに焦点をあて、そこでの問題点を検討することを目的とする。また、それに際しては、動作学的立場の研究で示された抽象的な説明理論よりはより具体的な枠組みが必要となる。さらに、運動関連脳電位の研究では得られない、心理変数の影響を検討する必要がでてくる。

2. 本研究の課題

本研究の目的は、脳性まひ者の運動障害を解明するために、運動生起以前のプロセスに焦点をあて、そこでの問題点を検討することである。この目的を達成するために、運動反応プロセスの諸研究の知見が参考となる。運動反応プロセスとは、刺激提示から実際の運動が生起するまでのプロセスで、反応時間を測定することによって検討することができる。運動反応プロセスは、情報の入力から出力までいくつかのステージで構成されている。そして、これらのステージが連続的かつ独立に処理を行っていると考えられている。

運動反応プロセスに、どのようなステージが存在し、どのような処理を行っているかは研究者によって違いがあることは先にも指摘した。しかし、基本的には、知覚、決定、運動の3つのステージが考えられる。これらのステージはそれぞれ、感覚器からの情報を知覚し、同定するステージ、目標との関連で行為の選択を決定するステージ、反応を構成し、筋システムに運動命令を送り出すステージ(松田, 1979)と定義できよう。Sanders(1977)も指摘したことであるが、これらのステージは、それぞれ単一のプロセスではなく、いくつかのステージの集まりと考えた方がよい。そこで、本研究ではステージと呼ばず、知覚プロセス、認知プロセス、運動出力プロセスと呼ぶことにする。決定プロセスと言わずに、認知プロセスと呼ぶのは、運動出力や知覚プロセスの処理以外の高次の認知処理を行うプロセスを想定した方が、本研究の目的に合致しそうだからである。決定ステージの定義は先に述べたが、運動を行う際に行為の選択を決定する以上の情報処理が行われるかもしれない。未だ、脳性まひ者の運動反応プロセスが検討されていないため、認知プロセスと広範囲の情報処理を包括するプロセスを想定した方が、データの解釈が容

易になると考えた。運動出力プロセスは、単に運動プロセスとするより、筋システムに運動命令を送りだすニュアンスが強いという理由による。

入力から出力にいたる運動反応プロセスに基づいて、脳性まひ者の運動障害を考えた場合、最もそれと関連しているのは運動出力プロセスであろう。しかし、運動は運動出力プロセスだけの処理によって生起するものでなく、他のプロセスの処理も必要である。したがって、脳性まひ者の運動障害を考える場合、運動出力プロセスだけの検討では不十分であって、特に認知プロセスと運動出力プロセスの関連について検討しなくてはならないだろう。動作学的立場の研究では、様々な認知機能と運動の関連が述べられている(例えば、成瀬, 1985)が、具体的にデータで示しているものはない。そこで、本研究の課題の1つとして、この認知的プロセスと運動出力プロセスの関係を検討することをあげることができよう。

ところで、運動反応プロセスの研究では、反応時間を測定するが、本研究では、中枢性運動障害者である脳性まひ者の反応時間を測定するため、通常のように反応時間を測定しても、その運動反応プロセスを反映することは困難であると考えた。そこで、反応時間をその構成要素であるPMTとMTに分けて測定することにする。PMTとMTは先に述べたように、前者は中枢における処理時間を、後者は末梢の筋システムにおける処理時間を反映する。したがって、知覚・認知・運動出力の各プロセスで費やされた処理時間の合計はPMTに反映されることになる。

一方、MTは末梢の筋システムでの処理に費やされる時間を反映するので、脳性まひ者のMTの変動が健常者と異なる場合、脳性まひ者の筋システムに問題が存在することになるであろうか。基本的には、このように考えることができない。何故なら、脳性まひは中枢神経系の障害で

あり、末梢の筋システムの障害ではないからである。したがって、このような場合、末梢の筋システムを調整する中枢のシステムを考えなくてはならない。本研究ではこのようなシステムを筋調整システムと名付ける。この筋調整システムと同じような概念としては、Pribram and McGuinness(1975)の言うactivationメカニズムがある。厳密に筋調整システムとactivationメカニズムが同じものとは考えられないが、activationメカニズムはSanders(1983)によれば、運動ステージに対する資源供給源としている。しかし、Pribram and McGuinness(1975)は、activationメカニズムを筋緊張のレディネスと定義し、その解剖学的構造として、大脳基底核をあげている。このことからすると筋調整システムはactivationメカニズムのことではないにせよ、それに近いものを想定したことになる。ちなみにSanders(1983)は、反応時間をPMTとMTに分けて測定していないので、運動出力プロセスと筋調整システムを混同して扱っていたと思われる。

ここまでを整理すると、運動反応プロセスを反映すると考えられた反応時間は、知覚・認知・運動出力の各プロセスと末梢の筋システムの処理時間の合計ということになる。従来の運動反応プロセスの研究では、反応時間をPMTとMTに分けて測定していないので、筋システムで費やされる時間が曖昧なものとなっていた。知覚・認知・運動出力の一連のプロセスを筋に命令を伝えるまでの処理システムということから運動命令システムと名付けると、このシステムと筋システムの処理時間は別のもので、それぞれPMTとMTに反映される。筋システムと運動命令システムの関係について、検討する必要があるが、先に述べたように筋システムより筋調整システムの方が脳性まひ者の運動障害を検討する上で重要である。そこで、本研究では、運動命令システムと筋調整シス

テムの関連を検討することも課題としたい。

なお、Fig. A-6-1 に、本研究で用いる運動反応プロセスのモデルを示した。

3. 本研究の実験計画

前項で述べた課題を検討するために次の様な実験計画をたてた。

まず、第Ⅰ部では反応時間の測定方法を検討した。実験1では健常者を被験者として、PMTとMTの新たな測定方法を検討する。実験2において、この方法の脳性まひ者への適用を検討する。

次に第Ⅱ部は、脳性まひ者の運動命令システムにおける認知プロセスと運動出力プロセスの相互作用を検討すること目的とした。実験3において健常者の運動出力プロセスに対応する変数である運動パターンの効果が先行研究と同じであることを確認する。そして、実験4において、実験3と同様の変数が脳性まひ者にどのような効果を及ぼすかを検討する。これによって、運動出力プロセスにおける脳性まひ者の問題点を指摘することができる。次に、認知プロセスに対応する変数と運動出力プロセスに対応する変数の効果を、健常者において確認した。実験5では、弁別反応課題を用い、実験7では選択反応課題を用いた。そして、実験6では脳性まひ者において実験5と同様の実験を行い、実験8では脳性まひ者に実験7と同様の実験を行って、脳性まひ者の認知プロセスと運動出力プロセスの関係を検討する。さらに、練習によって運動出力プロセスが変化するものか否か、あるいは認知プロセスとの相互作用に変化が生じるものか否かを、実験9で健常者について調べ、実験10において脳性まひ者において調べる。なお、第Ⅱ部では、運動命令システム内の検討であるため、反応時間のうちPMTのみを測定する。

第Ⅲ部では、運動命令システムと筋調整システムの関係を検討する。そのため、反応時間はPMT、MTの両方を測定する。まず、実験11ではPMT、MTに何らかの効果が示されると予測される試行経過の影響を健常者で検討する。ついで実験12では、実験11と同様の検討を

脳性まひ者で行う。実験 13 では、反応時間を P M T と M T に分けて測定していない運動反応プロセスの研究で、共に運動出力プロセスに影響を及ぼす変数とされるforeperiodと筋緊張の P M T、M T に及ぼす影響を健常者において調べ、運動出力プロセスと筋調整システムをそれぞれ別に扱えることを検討する。実験 14 では、foreperiodが健常者の運動出力システムにのみ影響することを確認し、実験 15 では脳性まひ者において、foreperiodの効果を検討することで、運動命令システムと筋調整システムの関係論ずる。実験 16 では、筋緊張が健常者の筋調整システムにのみ対応した変数であり、運動命令システムには対応しないことを明らかにする。実験 17 では、筋緊張が脳性まひ者にいかなる影響を及ぼすかを調べ、運動命令システムと筋調整システムの関係を検討した。

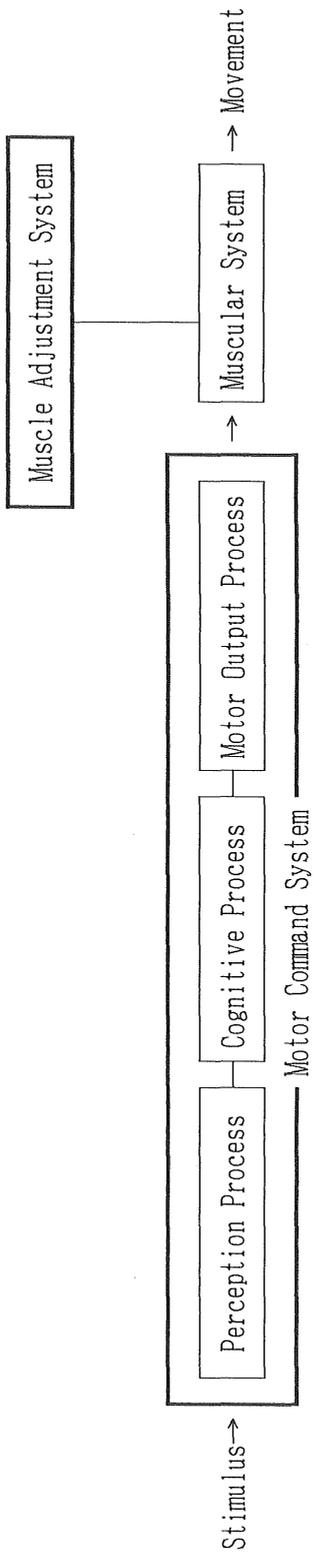


Fig A-6-1 Motor Reaction Process

本 論

第 I 部

MTの測定方法の検討

第1章 実験1

表面筋電図の加算によるMTの測定—筋緊張による検討—

1. 問 題

運動生起のメカニズムを検討するためにWeiss(1965)は反応時間(RT)を刺激提示から筋活動開始までの時間(PMT)と筋活動の開始から実際の運動が生起するまでの時間(MT)に分けて測定した。その結果、RTの変化は主としてPMTの変化であり、同一個人内ではMTは比較的一定の値をとることが示された。Botwinick and Thompson(1966a, 1966b)はWeiss(1965)の追試を行い同様の結果を得ている。これらの研究から、PMTは中枢での処理時間を含み、MTは末梢の筋システムでの処理時間を含むと考えられている。現在、このようにRTを2つの要素に分けて測定している研究は多く、中枢性運動障害者のRTを測定する場合には特に有効である。

ところが、PMTとMTを分ける指標となる筋活動の開始時の同定は、必ずしも容易でない場合がある。その方法も研究者によって必ずしも同じではなく、また、ある種の実験条件下や運動障害者を被験者とした場合、反応運動によるものではない筋活動が認められ、厳密な筋活動開始時の同定が困難なことも多い。このため、客観的筋活動開始時を同定する方法が必要となってくる。

石田・川間・久保田(1988)は、運動反応という客観的指標を用い、筋電図を加算平均することによって筋活動開始時をもとめ、MTを測定する方法を検討した。その結果、加算波形がその最大振幅の10%に達した時点を筋活動開始時とし、そこから運動反応開始までをMTとする方法が有効であることが分かった。しかし、この研究では、被験者が少なく、また、反応運動以外の原因による筋活動が含まれるような条件では

本実験は、川間(1990a)に報告した。

検討されていない等、検討すべき課題が残されている。

そこで、本実験では、健常者を被験者とし、課題運動以外の原因で筋活動が含まれている条件を設定し、石田・川間・久保田(1988)の方法を検討することを目的とする。

2. 方 法

1)被験者：健常者7名で全員右手利きである。

2)実験条件：等尺性筋緊張条件（以下等尺性条件と略す）、負荷筋緊張条件（以下負荷条件と略す）、意図筋緊張条件（以下意図条件と略す）の3つである。被験者はこれらの条件のもとで予告刺激の後の反応刺激に対してできる限り速く肘関節屈曲運動を行う。等尺性条件では、被験者は肘関節を90度屈曲位に保ち、反応刺激を待つ。負荷条件では、手関節部に700gの重りを装着し、肘関節90度屈曲位に保つ。意図条件では、できる限り速く肘関節屈曲運動ができるように上腕部に力を入れ肘関節を90度屈曲位に保つ。特に、負荷条件と意図条件では、反応運動（肘関節屈曲運動）以外の筋活動が必要となる。

3)測定装置：刺激はオージオメーター（AA-34：RION）により1000Hz、90dBの純音を発生させ、電子スイッチ（SB-10A：RION）を介して持続時間を予告刺激は250ms、反応刺激は50msに設定し、ヘッドホンによって被験者に与えた。両刺激の間隔は2～3秒でランダムである。筋電図は、被験者の利き手の上腕二頭筋の筋腹より尺骨頭を不関電極として時定数0.03秒で筋活動電位を単極導出する。これを生体アンプ（AB-621G：日本光電）によって増幅し、コンピュータ（PC-9801VM21：日本電気）によって、毎秒1000回のサンプリング周波数で予告刺激提示から反応刺激提示1秒後までA/D変換（A/Dモジュール，ANALOG-PRO-DMA：カノーパス電子）する。さらに、これを毎秒200回の頻度で出力D/A変換（D/Aモジュール，DAC-98：カノーパス電子）したものをペンオシログラフ（8K33：日本電気三栄）に記録する。A/D変換されたデータはフロッピーディスクに磁気記録も行う。また、RT及び運動反応開始時を測定するために被験者の

肘関節部に角度計（G 1 1 0 : Penny Giles ）を装着し、これも筋電図と同様にコンピュータによって処理する。これにより、オンラインで反応刺激提示後の0.5 秒間の筋活動電位及び角度計による肘関節の屈曲角度の変化を紙幅 5 cm で記録することができる。

4) 手続き：被験者は椅子に座り、利き手を肘関節 9 0 度屈曲、前腕が内位に保つ。そして、ヘッドホンを装着し、予告刺激の次に聞こえる反応刺激に対して、できる限り速く肘関節屈曲運動を行う。試行数は各条件それぞれ 2 0 回、計 6 0 回である。被験者は 1 0 ～ 1 5 試行練習を行った後測定にはいる。なお、各条件の順序は被験者ごとに変えた。

5) M T の測定：M T を測定するためにまず R T を測定した。R T は紙幅 5 cm / 0.5 sec. の紙記録より、反応刺激提示から肘屈曲角度の変化の開始時、すなわち反応運動の開始までの時間を視察によりもとめた。M T の測定は、R T 同様紙記録から視察によりもとめる方法と加算平均による方法を行った。紙記録からもとめる方法では、1 試行ごとに反応刺激提示から筋活動の開始までの時間、すなわち P M T を視察によりもとめ、R T から P M T を減じることによって算出した（Fig. 1-1-1 参照）。したがって、1 条件につき 2 0 個の P M T が得られ、この算術平均を個人の代表値とした（以下、RT-PMT法と略す）。加算平均による方法では、フロッピーディスクに磁気記録した筋活動電位をコンピュータ（P C - 9801VM21: 日本電気）を用いて、肘屈曲角度の変化の開始時を始点として先行する 300ms、後 200ms について加算平均波形を求めた。そして、この加算平均波形から肘屈曲角度の変化に先行する最大振幅を算出し、これの 0 %、5 %、10 %、15 %、20 % に達してから運動反応までの時間を読み取り、M T とした（Fig. 1-1-2 参照）。

3. 結 果

Fig. 1-1-3 にRT-PMT法及び加算平均法で求めた各MTの平均値を示す。これから、加算平均法の0%と5%の基準のMTは、RT-PMT法よりも長くなっており、15%と20%の基準では短くなっていることが分かる。すなわち、RT-PMT法のMTに近い値は、加算平均法の10%基準であると推測できる。しかし、条件ごとにみると等尺性条件のRT-PMT法のMTは加算平均法の5%~10%に位置し、負荷条件では10%~15%で15%の方に近く、意図条件では10%~15%となっている。

Table 1-1-1 は、各条件ごとにRT-PMT法と加算平均法のMTの相関を示したものである。これをみるとRT-PMT法との相関が高いのは加算平均法の5%~15%であり、10%が最も相関が高いわけではなかった。

4. 考 察

野呂（1985）は、個々の波形からPMTを読み取り、RTからPMTを減じてMTを算出する（RT-PMT法）のではなく、刺激提示時を始点として反応時の筋電図を加算平均し、これから筋活動開始時を検出し、MTを算出する方法を提唱している。しかし、この方法は、刺激提示時を始点として加算を行っているので、筋活動開始時の検出には不向きである。何故なら、加算平均法は、個々の事象に共通して現れる変化を明らかにするには簡便であるが、それぞれの変化がある基準に対して一定でなければ有効ではない。つまり、刺激提示から筋活動開始までの時間（PMT）が一定であればよいが、実際にはPMTは一定条件内でも個々の刺激により異なっている（Fischman, 1984）ため、加算平均を行うと筋活動開始時点は曖昧になってしまう。

上記の問題を解決するため石田・川間・久保田（1988）は、刺激提示時ではなく、運動反応の開始時を始点に加算を行った。この方法は、筋活動の開始から運動反応の開始までの時間（MT）が一定である（Weiss, 1965; Botwinick and Thompson, 1966a, 1966b）ことを利用したものである。その結果、加算波形の最大振幅の10%の振幅を示した時点を筋活動の開始として求めたMTが、RT-PMT法のMTに最も近いということが分かった。

本実験の結果でも、石田・川間・久保田（1988）と同様に10%振幅時のMTがRT-PMT法のMTに近いという結果が得られた。しかし、厳密にみると、条件によっても異なり、RT-PMT法のMTは、加算平均法の5%~15%の範囲にはあるものの、10%が基準として最も良いと断言できるものではなく、曖昧な結果となっている。このような結果になった原因としては、加算回数の違いが考えられる。石田・川間・久保田（1988）

では、50～59回の加算を行っているが、本実験では20回であり、加算平均を求めるには少ない加算回数かもしれない。もし、加算回数が十分であれば、よりはっきりとした結果が得られたと思われる。しかし、通常、反応時間の測定回数は20回程度で十分であり (Hamsher and Benton, 1977)、加算平均法を用いるには20回は少ないが、RT-PMT法には妥当であると言える。加算回数については、今後検討していく必要がある。

本実験では、反応運動以外の原因による筋活動が含まれる条件での加算平均法の適用を検討するために、等尺性条件、負荷条件、意図条件で測定を行った。その結果、Fig. 1-1-3 をみると、RT-PMT法では、負荷条件のMTが最も長く、意図条件のMTが最も短い。加算平均法のMTをみると、いずれの基準においてもRT-PMT法と同様の結果が得られている。また、Table 1-1-1 のようにいずれの条件においても高い相関があった。これらのことから、加算平均法は、反応運動以外の原因による筋活動がある場合でも十分適用できると言える。さらに言うならば、加算平均によって、このような筋活動を除外できるため、加算平均法を検討する意義があるのである。

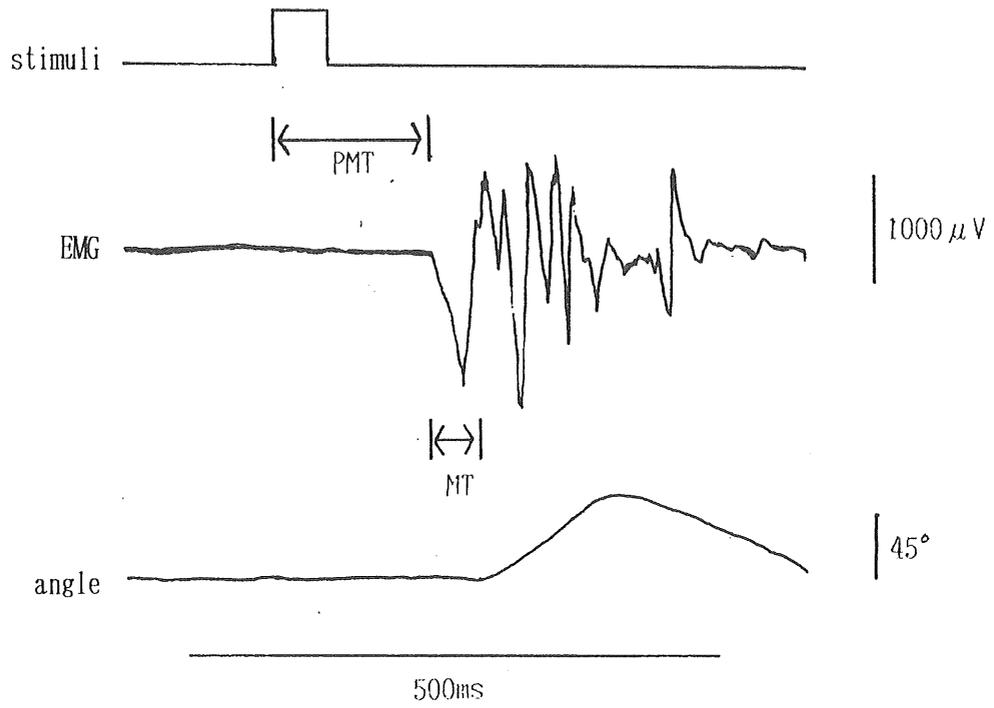


Fig. 1-1-1 Measurement of Premotor Time and Motor Time
(Normal, male, isometric condition)

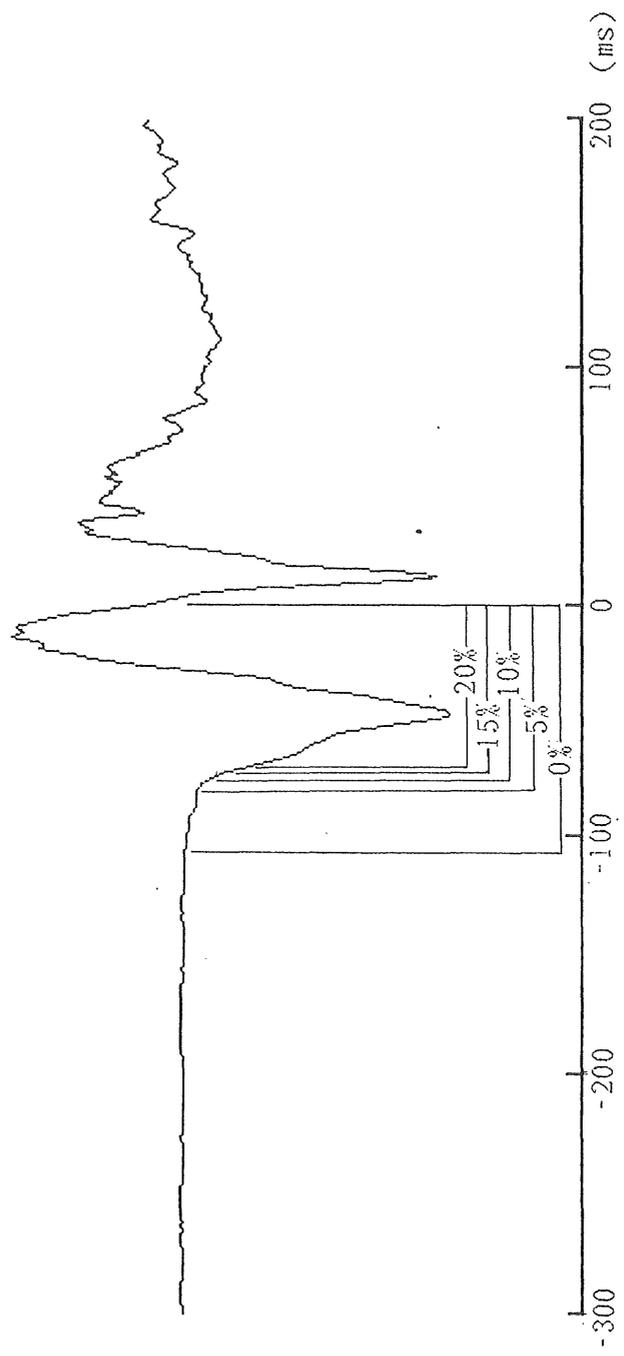


Fig. I-1-2 Averaged EMG (Normal, male, isometric condition)

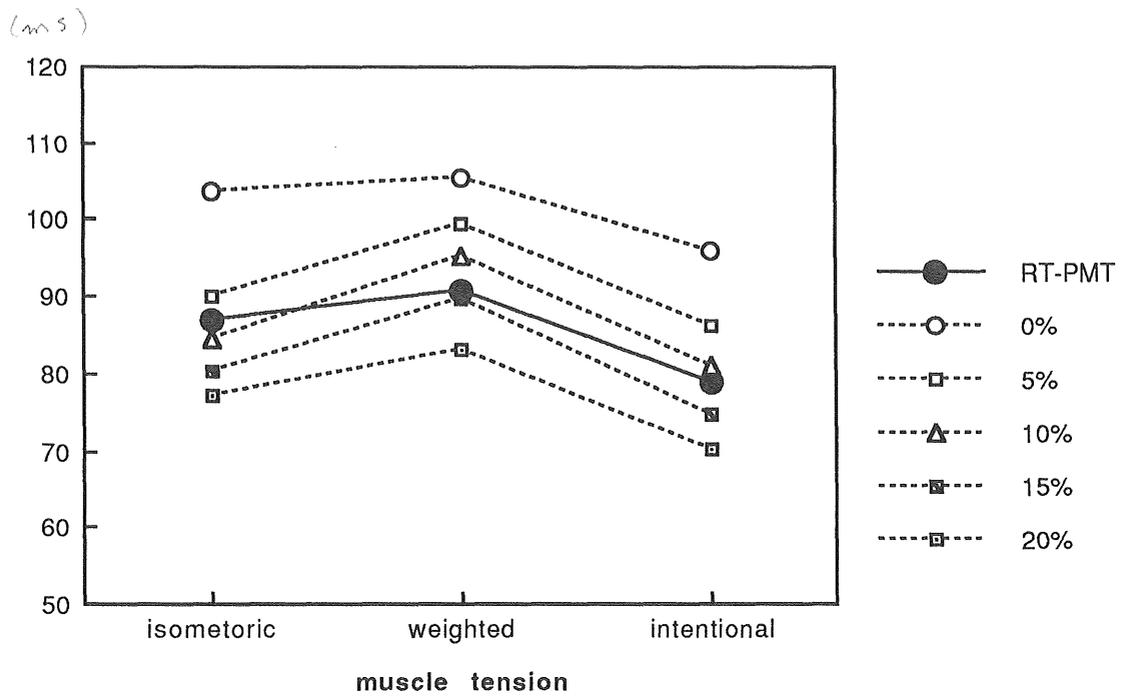


Fig.1-1-3 Mean Motor Times of RT-PMT Method and of Averaged Method in Each Muscle Tension Condition (ms.)

Table 1-1-1 Correlation between RT-PMT Method and
Avaraged EMG Method in the Normal Subject

Conditions	Avaraged EMG				
	0 %	5 %	10%	15%	20%
Isometric	.85	.88	.87	.90	.88
Weighted	.94	.95	.94	.90	.92
Intentional	.86	.97	.96	.91	.90

第2章 実験2

表面筋電図の加算によるMTの測定—脳性まひ者への適用—

1. 問題

実験1では、運動反応開始時を始点として、それに先行する筋活動電位を加算平均し、筋活動開始時を検出するmotor time (MT) の測定方法(加算平均法)について検討した。そして、加算平均波形を得るための加算回数の問題はあるものの、概ね運動反応以外の筋活動電位がある場合も有効な方法であることが分かった。というより、運動反応以外の筋活動がある場合、視察によって運動反応による筋活動の開始時点を特定することが困難な故にこの方法が有効であった。

しかし、加算平均法は、同一個人内では比較的MTが一定である(Weiss, 1965) ことを利用したものである。したがって、MTが変動する被験者の場合、この方法の利点は半減する。序論第5章で述べたように中枢性運動障害者のMTは健常者より遅延することが知られており、また脳性まひ者のMTの変動が健常者より大きい可能性がある。とすると加算平均法が脳性まひ者に適用できるものか否か疑問が生じる。石田・川間・久保田(1988)は加算平均法を提唱したが、脳性まひ者が被験者に含まれていたものの詳細については報告されていない。そこで、本実験では、加算平均法が脳性まひ者に適用できるか否か検討する。

本実験は、川間(1990a)に報告した。

2. 方 法

1)被験者：脳性まひ者8名（アテトーゼ型4名、痙直型4名；男性5名、女性3名；年齢15歳3カ月～29歳11カ月）であり、顕著な知的遅れを伴わず、肘関節屈曲運動に関して関節可動域検査、徒手筋力検査のいずれも問題のないものである。

2)測定装置：刺激はオージオメーター（AA-34：RION）により1000Hz、90dBの純音を発生させ、電子スイッチ（SB-10A：RION）を介して持続時間を予告刺激は250ms、反応刺激は50msに設定し、ヘッドホーンによって被験者に与えた。両刺激の間隔は2～3秒でランダムである。筋電図は、被験者の利き手の上腕二頭筋の筋腹より尺骨頭を不関電極として時定数0.03秒で筋活動電位を単極導出する。これを生体アンプ（AB-621G：日本光電）によって増幅し、コンピュータ（PC-9801VM21：日本電気）によって、毎秒1000回のサンプリング周波数で予告刺激提示から反応刺激提示1秒後までA/D変換（A/Dモジュール，ANALOG-PRO-DMA：カノーブス電子）する。さらに、これを毎秒200回の頻度で出力D/A変換（D/Aモジュール，DAC-98：カノーブス電子）したものをペンオシログラフ（8K33：日本電気三栄）に記録する。A/D変換されたデータはフロッピーディスクに磁気記録も行う。また、RT及び運動反応開始時を測定するために被験者の肘関節部に角度計（G110：Penny Giles）を装着し、これも筋電図と同様にコンピュータによって処理する。これにより、オンラインで反応刺激提示後の0.5秒間の筋活動電位及び角度計による肘関節の屈曲角度の変化を紙幅5cmで記録することができる。

3)手続き：被験者は椅子に座り、利き手を肘関節90度屈曲、前腕やや回内位に保つ。そして、ヘッドホーンを装着し、予告刺激の次に聞こ

える反応刺激に対して、できる限り速く肘関節屈曲運動を行う。これは、実験 1 の等尺性条件と同じである。試行数は 20 回である。被験者は 10 ～ 15 試行練習を行った後測定にはいる。

5) M T の測定：M T を測定するためにまず R T を測定した。R T は紙幅 5 cm / 0.5 sec. の紙記録より、反応刺激提示から肘屈曲角度の変化の開始時、すなわち反応運動の開始までの時間を視察によりもとめた。M T の測定は、R T 同様紙記録から視察によりもとめる方法と加算平均による方法を行った。紙記録からもとめる方法では、1 試行ごとに反応刺激提示から筋活動の開始までの時間、すなわち P M T を視察によってもとめ、R T から P M T を減じることによって算出した。したがって、1 条件につき 20 個の P M T が得られ、この算術平均を個人の代表値とした（以下、RT-PMT法と略す）。加算平均による方法では、フロッピーディスクに磁気記録した筋活動電位をコンピュータ（P C - 9801VM21: 日本電気）を用いて、肘屈曲角度の変化の開始時を始点として先行する 300ms、後 200ms について加算平均波形を求めた。そして、この加算平均波形から肘屈曲角度の変化に先行する最大振幅を算出し、これの 0%、5%、10%、15%、20% に達してから運動反応までの時間を読み取り、M T とした。

3. 結 果

Table 1-2-1 に、被験者ごとにRT-PMT法、加算平均法の各基準のMTを示す。これを見ても、RT-PMT法と加算平均法のMTの不一致が顕著であることが分かる。実験16のように加算平均の5～15%の基準の範囲内にRT-PMT法のMTがあるのは、Ath3、Sp3、Sp4の3名である。Sp1では20%でもまだ長く、Ath2とSp2では0%でも短い。RT-PMT法と加算平均法の相関をTable 1-2-2に示す。これから、脳性まひ者では両者の相関は実験1の健常者と比べて低い値となっていることが分かる。

4. 考 察

本実験の結果は、加算平均法を脳性まひ者に適用^{する}際に様々な制約があることを示している。その制約は、言い換えるならRT-PMT法と加算平均法の不一致は、主に以下に述べる3つの原因のためであると考えられる。

第1は、加算回数の問題である。実験1の考察でも述べたように、20回の加算では十分な加算波形を得られなかった。加算回数を増やす^{こと}によって、この方法が改善される余地はあると思われる。

第2は、肘屈曲運動の筋活動電位の様相が脳性まひ者の中には、健常者と異なる場合があるということである。実験1のFig.1-1-1の健常者の測定例では、筋活動はその開始から大きな振幅を示しているが、Fig.1-2-1の脳性まひ者の例では、筋活動の開始は同定できるものの、その振幅は小さく持続的である。このような筋活動電位を加算した場合、Fig.1-2-2のような変化に乏しい波形となり、運動反応は生起しているにもかかわらず、加算平均で筋活動の開始時を検出しても、実際の筋活動開始時とは一致しなくなると考えられる。ただし、この問題は加算回数を増やすことで解決できる可能性はあると思われる。

第3の原因は、脳性まひ者のMTが反応ごとに変動していることが考えられる。Weiss(1965)が言うように、MTは同一個人内では比較的一定の値をとる。それ故、反応運動の開始時を始点に加算平均波形を求めることで、MTの測定が可能となるのであるが、MTが変動するとなれば、加算平均法は適用できない。RT-PMT法で求めたMTについて、実験1の健常者7名の等尺性条件のSDは8.4~16.8msの範囲であるのに対し、本実験の脳性まひ者8名のSDは8.7~31.7msの範囲で、脳性まひ者のMTのちらばりが健常者より大きいことが推測できる。すなわち、

脳性まひ者においては、健常者においては変動しないとされるMTが変動していると言える。それ故、RT-PMT法と加算平均法とでMTに不一致が認められることとなる。

以上の考察より、加算回数を増やしてみても、脳性まひ者のMTが変動する場合には加算平均法によるMTの測定は不適切であると言え、従来行われてきたRT-PMT法に頼らなくてはならないと考えられる。

Table 1-2-1 Motor Times of RT-PMT Method and Avaraged EMG Method in the Subject with Cerebral Palsy (ms.)

Subjects	RT-PMT					
		0 %	5 %	10%	15%	20%
Ath1	123.0	130.4	117.1	116.4	115.8	114.2
Ath2	101.4	80.0	77.8	77.2	76.3	53.5
Ath3	102.1	119.6	112.6	109.5	64.2	63.3
Ath4	82.8	88.3	82.6	76.9	70.6	62.0
Sp1	80.6	109.8	104.1	103.8	93.3	92.7
Sp2	124.0	122.4	122.2	122.0	121.7	121.5
Sp3	91.0	127.8	110.1	102.5	74.0	73.1
Sp4	68.9	86.1	71.8	66.8	62.0	61.1

Table 1-2-2 Correlation between RT-PMT Method and Avaraged
EMG Method in the Subject with Cerebral Palsy

Conditions	Avaraged EMG				
	0 %	5 %	10%	15%	20%
Isometric	.59	.71	.76	.76	.67

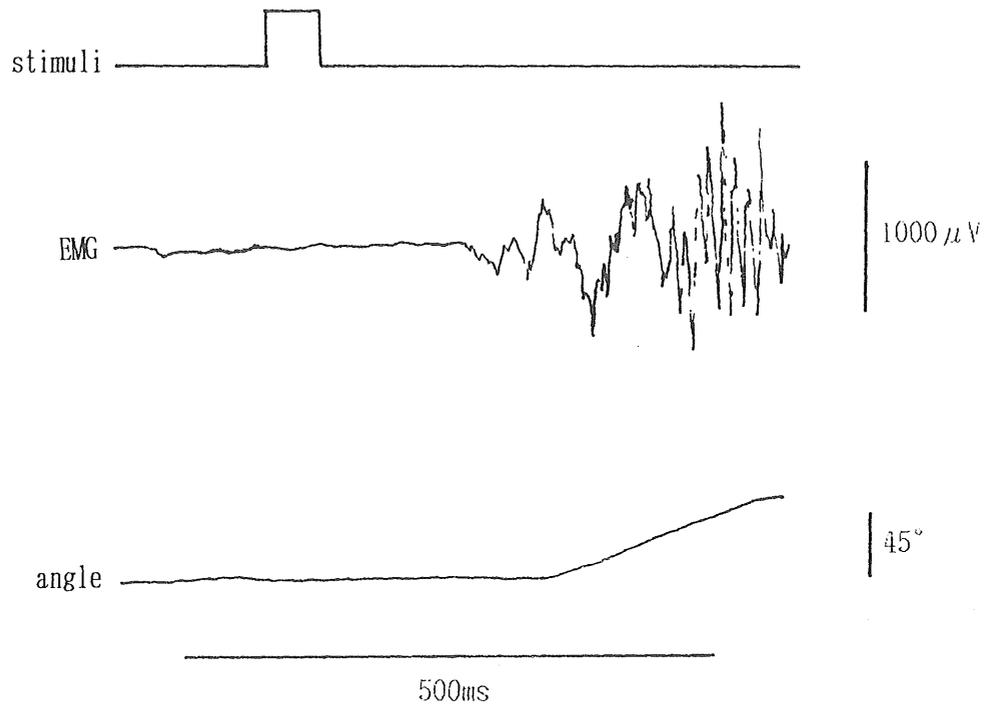


Fig. 1-2-1 Measurement of EMG in Person with Cerebral Palsy (Spastic, female)

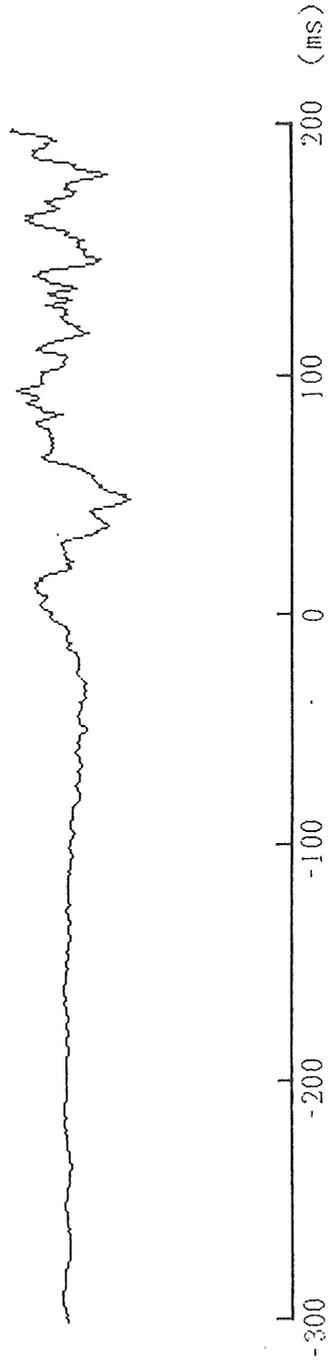


Fig. 1-2-2 Averaged EMG (Spastic, female)

第II部

認知プロセスと運動出力プロセスの相互作用

第3章 実験3

単純反応課題における健常者の肘屈曲・前腕回外運動のPMT

1. 問 題

Travill and Basmajian(1961) は、上腕二頭筋が肘屈筋、前腕回外筋として働き、解剖学的には1つの筋でも運動機能では2つのパターンを持っていることを筋電図を用いて明らかにしている。それによると、負荷を加えないでゆっくりと前腕回外運動を行う時には、肘関節屈曲位でも伸展位でも回外筋に活動が認められるだけで上腕二頭筋には活動は認められなかった。また、急速な前腕回外運動を行う時でも肘関節伸展位ではやはり回外筋のみに活動が認められ、上腕二頭筋は活動しなかった。しかし、肘関節屈曲位で急速に前腕回外運動を行う際には回外筋だけでなく上腕二頭筋にも活動が認められた。さらに、負荷を加えると肘関節伸展位でも回外運動に際して上腕二頭筋に活動が認められた。Travill (1962)も同様に、肘関節伸展位で前腕回外運動を行う際、負荷がなければ上腕二頭筋に活動がみられないが、負荷があれば活動が認められると報告している。また、Basmajian and Griffin(1972) は、肘関節30度から90度屈曲位のいずれにおいても前腕回外運動を行う際には上腕二頭筋に活動を認めている。これらの点から、前腕回外運動を行う際に上腕二頭筋に活動が認められるのは、肘関節を屈曲位にした場合、負荷が加わった場合、急速に前腕回外運動を行う場合であると結論できる。

ところで、Nakamura and Saito(1974)は、この上腕二頭筋から筋活動電位を導出し、肘屈曲運動と前腕回外運動を行う際の刺激提示から反応運動に先行する筋活動の開始までの時間(PMT)を測定した。被験者は肘関節約45度屈曲位から「用意」という口頭予告の3～4秒後の音刺激に対して、できるだけ速く肘関節屈曲運動もしくは前腕回外運動を

本実験については、川間(1984)、川間・中司(1985b)に報告した。

行った。どちらの運動を行うかは予め指示していた。その結果、利き手、非利き手にかかわらず、回外のPMTの方が屈曲のPMTより短かった。この結果から、Nakamura and Saito(1974)は、PMTが同一の筋から測定されたものであっても用いる運動が異なれば同じ値を示さないことから、PMTは筋ではなく運動パターンによって決定されると述べている。これと同様の結果がいくつかの研究において報告されている（笠井, 1982, 1983; 笠井・小林, 1981; Kasai and Nakamura, 1982; Wakabayashi, Nakamura, and Taniguchi, 1981; 若林・谷口・中村, 1982)。すなわち、中村・谷口(1977)が言うように、運動は用いられる筋によって決定するのではなく、運動パターンごとに別個のプログラムにより決定していると言える。そして、肘屈曲運動と前腕回外運動のPMTの差異は用いる運動プログラムの差異を反映していると考えられる（中村, 1979)。

先に示したFig. A-6-1の運動反応プロセスの図に当てはめてみると、この運動プログラムの差異は運動出力プロセスで生じることになる。なぜなら、知覚プロセスと認知プロセスは屈曲運動であろうが回外運動であろうが異なる処理を行っているとは考えにくい。したがって、運動出力プロセスを検討していくために屈曲運動と回外運動のPMTを測定することが有効であると考えられる。実験³では、回外のPMTの方が屈曲のPMTより短いという先行研究の結果を健常者を被験者として確認することを目的とする。

2. 方 法

1)被験者：大学生33名（男子16名，女子17名；年齢は18歳2ヶ月～22歳2ヶ月；全員右手利き）。

2)装置及びPMTの測定方法：刺激には光刺激（キセノンランプを使用；反応測定器Ⅱ型：竹井機器）を用いた。PMTは、まず被験者の利き手の上腕二頭筋の筋腹から時定数0.03sec.で筋活動電位を導出し、生体電気アンプ（EEG-5109：日本光電もしくはAB621G：日本光電）によって増幅し、光刺激と共にデータレコーダ（RMG-5304：SONY）に磁気記録する。そして、これをペンレコーダ（W-803：三栄測器）に再生し、光刺激から筋活動の開始までの時間、すなわちPMTを1ms単位で測定した。

3)課題：単純反応課題である。被験者は実験者の「用意」という口頭予告の2～3秒後に眼前90cmに提示される光刺激に対して、できるだけ速く予め指示されている運動パターン（屈曲もしくは回外運動）を行う。試行数は5試行を1ブロックとし、屈曲、回外共に4ブロック20試行ずつ行った。運動パターンは1ブロック毎に変えた。

4)手続き：被験者はテーブルの前の椅子に座り、体幹を垂直にし、前方の光刺激提示部を見る。そして、利き手をアームレストの上に置き、肘関節30～90度屈曲位、前腕やや回内位に保った。練習試行は、両運動パターン共に5～10回程度行った。被験者の半数は屈曲から測定を始め、残り半数は回外から始めた。試行間隔は10～30秒でランダムとしたが、筋活動の消失を確認してから次の試行に入った。

3. 結 果

測定された各運動パターンそれぞれ20試行のPMTのうち、最も短いもの2試行、最も長いもの2試行は分析から除外した。そして、残り16試行の平均値を個人の代表値とした。

Fig. 2-3-1 に結果を示す。多くの先行研究と同様、回外の方が屈曲よりも有意にPMTが短い($t=2.81, df=32, p<0.01$)。Fig. 2-3-2 は縦軸を屈曲のPMT、横軸を回外のPMTとして、各被験者をプロットしたものである。屈曲と回外の相関係数は $r=0.92(p<0.001)$ と非常に高く、回帰式は $y=-0.147+1.083x$ である。この図から $y=x$ の直線の上方に被験者の大部分が位置しており、回外のPMTの方が屈曲のPMTより短い被験者が多いことが分かる。しかし、屈曲のPMTが短い方からの2名が屈曲のPMTの方が回外のPMTよりも短くなっている。

4. 考 察

実験3の結果は多くの先行研究と一致するものであった。すなわち健常者においては回外のPMTの方が屈曲のPMTより短かった。Travill and Basmajian (1961) とBasmajian and Griffin (1972) は、上腕二頭筋は肘関節を屈曲位にしたとき前腕回外運動に参加すると述べている。上腕二頭筋は肘屈曲運動の主動筋であると共に前腕回外運動の共同筋でもある。回外運動は伸展パターンの運動と考えられるが、その運動に屈筋である上腕二頭筋が参加することからして、中村・谷口(1977)は、運動は用いられる筋によって決定するのではなく運動パターンごとに別個のプログラムにより決定していると考えた。

この筋ではなく運動パターン毎に別個のプログラムが存在する知見は以下の研究でも示唆されている。たとえば、幼児の屈曲反射の検討(穂山・川口・片山, 1977; 北原, 1974, 1977)からもみられる様に、屈曲運動は生得的に習得されている運動パターンであるのに対し、回外運動は後天的に獲得された運動パターンであると考えられている。また、古井・笠井・関・上田(1986)は小学生について、両運動パターンのPMTの発達的变化を調べ、それぞれの運動パターンに対応している運動発現機能を推測し、この2つの運動発現機能が同時に発達せず、段階的に異なった発達の仕方をすることを示した。これは、中村・谷口(1977)の言う運動パターンごとの別個のプログラムに対応すると思われる。

この屈曲運動と回外運動の生理学的違いについてもある程度のことがか分かっている。Ter Haar Romeny, Denier van der Gon, and Gielen(1982, 1984) は、屈曲と回外の運動パターンの遂行に伴う上腕二頭筋の運動単位(motor unit)の発火様式とその域値を調べ、上腕二頭筋の本来の機能である屈曲運動パターンと補助的機能である回外運動パターンでは明

らかに違いがあることを認めた。このことは、同じ筋が同時に強く関与する異なった運動パターンは、その運動パターンの発現する生理学的な背景において、この異なった運動パターン間に根本的な相違があることを示している。

いずれにしても、PMTは筋に対応しているのではなく、屈曲や回外という運動パターンを生成する中枢での処理過程に依存していると言えよう。ここで注意しておくことは、前腕回外運動を開始する筋は常に回外筋であり、上腕二頭筋の活動はその後に生じる（Ebskov, 1975）ことである。つまり、回外運動の主動筋である回外筋の活動は、上腕二頭筋の活動開始より先行していることが推測される。したがって、末梢の筋システムに中枢からの命令が伝えられるのは、回外運動の方が屈曲運動より速く、それは屈曲運動のPMTと回外運動のPMTの時間差以上速いことと思われる。このような時間的ずれは運動出力プロセスで生じていると考えるのが妥当であろう。なお、序論第4章で述べたようにSanders(1980, 1990)は、運動出力に関するサブプロセス(ステージ)を複数推測しているが、運動出力プロセスの中のどのサブプロセスにおいて時間的ずれが生じているかは現段階では特定しない。

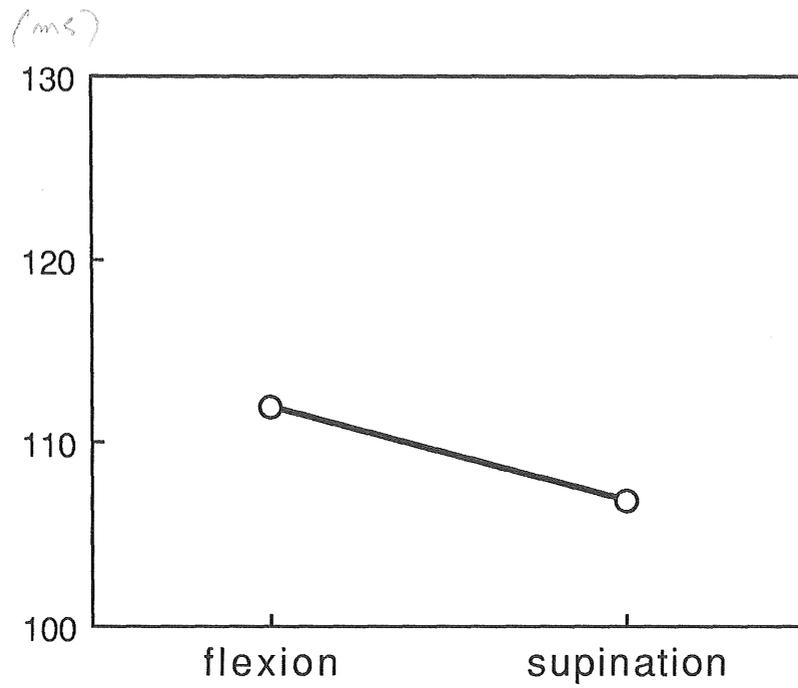


Fig.2-3-1 Mean Premotor Times of Normal Subjects (ms.)

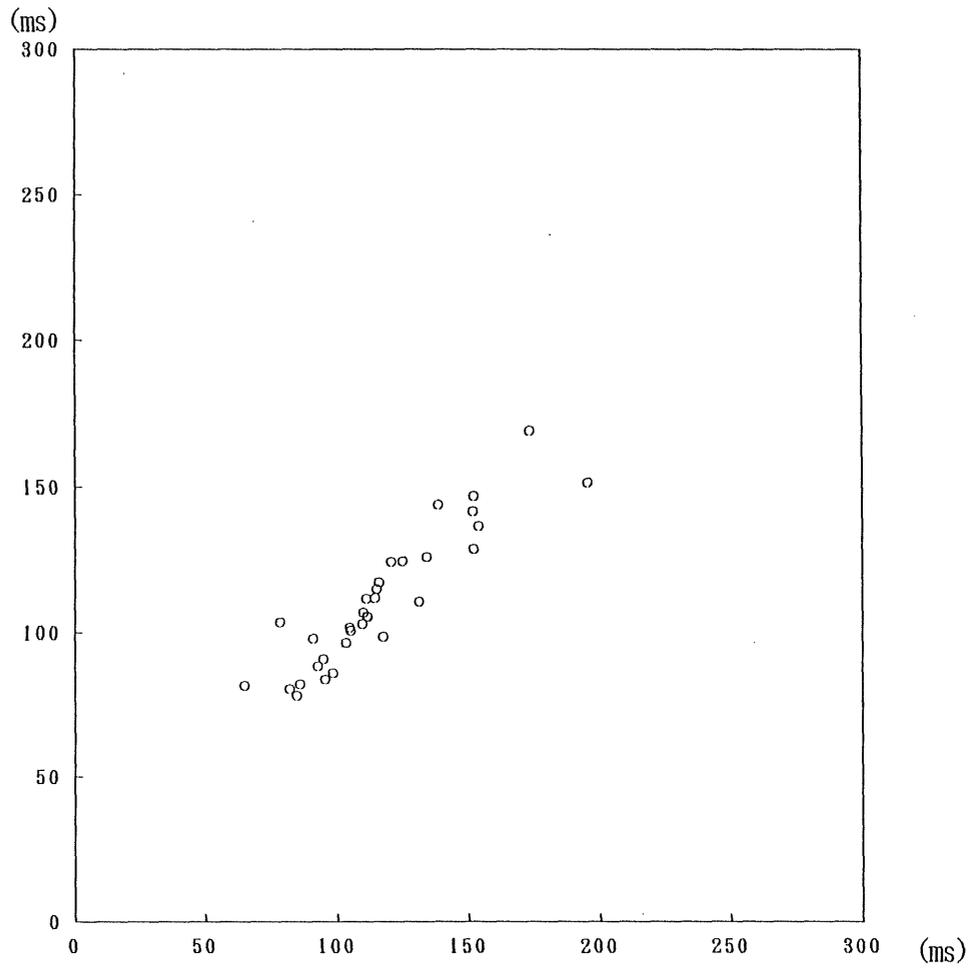


Fig.2-3-2 Scatter Plot of Premotor Times of Flexion(vertical) and Supination(horizontal) in the Normal Subjects
 ○:Athetotic ●:Spastic

第4章 実験4

単純反応課題における脳性まひ者の肘屈曲・前腕回外運動のPMT

1. 問 題

実験3では、健常者においては前腕回外のPMTの方が肘屈曲のPMTより短いことを確認した。実験4では脳性まひ者について、この点を検討する。

ところで、中枢性の運動障害者について屈曲と回外のPMTを調べた研究もある。Nakamura, Taniguchi and Yokochi(1978)は、脳卒中後遺症の片麻痺患者について調べている。その結果、片麻痺患者は健常者よりPMTが長く、右片麻痺患者の左手では健常者と同様回外の方が屈曲よりPMTは短い、右手では屈曲と回外のPMTに差がなかった。また、左片麻痺患者では左右両手共にPMTに差がなくなっていた。この結果から、急速な運動の開始における運動プログラムには右半球が重要な役割を果たしていると結論された。さらに、小脳変性患者とパーキンソン病患者についてもNakamura and Taniguchi(1980)が報告している。その結果、小脳変性患者は健常者にくらべ明らかにPMTが遅延したが、健常者と同じく前腕回外のPMTの方が肘屈曲のPMTよりも短かった。これに対しパーキンソン病患者ではPMTは正常範囲であるが、屈曲と回外のPMTに差はなかった。そして、これらの結果から、大脳基底核が運動の開始における運動パターンの選択に関与していると結論された。

笠井(1983)によれば、屈曲と回外のPMTの差は、運動出力系の機能を反映するものである。すなわち、正常であれば回外のPMTの方が短い、屈曲と回外のPMTに差がなくなる場合や屈曲のPMTの方が短い場合は、運動出力系、言い換えれば運動出力プロセスに問題が存在することを意味する。上述した先行研究から推測すると、脳卒中後遺症の

本実験は、川間(1984)、川間・中司(1985b)に報告した。

片麻痺患者や小脳変性患者、パーキンソン病患者と同様中枢性運動障害者である脳性まひ者においても、そのPMTは健常者より遅延する可能性があり、さらに必ずしも回外のPMTの方が屈曲のPMTより短いとは限らないことが予想される。このような結果が得られたとすれば、それは脳性まひ者の運動出力プロセスになんらかの問題があることを示すものであろう。実験4ではこのことを検討することを目的とする。

2. 方 法

1)被験者：脳性まひ者46名（15歳11ヶ月から22歳2ヶ月；痙直型22名，アトモ型24名；右手利き26名，左手利き20名）である。被験者は課題の実施が可能と判断されたものである。

2)装置及びPMTの測定方法：刺激には光刺激（キセノンランプを使用；反応測定器Ⅱ型：竹井機器）を用いた。PMTは、まず被験者の利き手の上腕二頭筋の筋腹から時定数0.03sec.で筋活動電位を導出し、生体電気アンプ（EEG-5109：日本光電もしくはAB621G：日本光電）によって増幅し、光刺激と共にデータレコーダ（RMG-5304：SONY）に磁気記録する。そして、これをペンレコーダ（W-803：三栄測器）に再生し、光刺激から筋活動の開始までの時間、すなわちPMTを1ms単位で測定した。

3)課題：単純反応課題である。被験者は実験者の「用意」という口頭予告の2～3秒後に眼前90cmに提示される光刺激に対して、できるだけ速く予め指示されている運動パターン（屈曲もしくは回外運動）を行う。試行数は5試行を1ブロックとし、屈曲、回外共に4ブロック20試行ずつ行った。運動パターンは1ブロック毎に変えた。

4)手続き：被験者はテーブルの前の椅子に座り、体幹を垂直にし、前方の光刺激提示部を見る。そして、利き手をアームレストの上に置き、肘関節30～90度屈曲位、前腕やや回内位に保つ。練習試行は、両運動パターン共に5～10回程度行った。この練習試行において課題の理解が十分でないと判断された被験者、肘屈曲運動あるいは前腕回外運動が極めて困難であった被験者は測定から除外した。被験者の半数は屈曲から測定を始め、残り半数は回外から始めた。試行間隔は10～30秒でランダムとしたが、筋活動の消失を確認してから次の試行に入った。

3. 結 果

測定された各運動パターンそれぞれ20試行のPMTのうち、最も短いもの2試行、最も長いもの2試行は分析から除外した。そして、残り16試行の平均値を個人の代表値とした。

Fig. 2-4-1 に結果を示すが、これを見ると脳性まひ者では健常者と逆に屈曲のPMTの方が回外のPMTより短いことが分かる ($t=4.71, df=45, p<0.001$)。Fig. 2-4-2 にアテトーゼ型、Fig. 2-4-3 に痙直型の結果を示した。検定を行うと、アテトーゼ型においても ($t=3.56, df=23, p<0.01$)、痙直型においても ($t=3.03, df=21, p<0.01$)、屈曲のPMTの方が有意に短い。

次に、PMTの遅速について実験3の健常者のデータと比較した。その結果、脳性まひ者のPMTは、屈曲も回外も健常者より遅延していることが分かった (それぞれ、 $t=3.40, df=77, p<0.001$; $t'=6.31, df=76.49, p<0.001$)。アテトーゼ型を健常者と比べても屈曲、回外共に遅延していた (それぞれ、 $t=3.31, df=55, p<0.001$; $t'=5.16, df=33.83, p<0.001$)。同様に痙直型だけを健常者と比較しても、屈曲も回外も健常者より遅延していた (それぞれ、 $t=2.36, df=53, p<0.05$; $t=5.05, df=53, p<0.001$)。このことは、脳性まひ者のPMTが健常者より遅延し、それはアテトーゼ型でも痙直型でも同じであることを示している。ちなみに、アテトーゼ型と痙直型のPMTを比べるとFig. 2-4-2 とFig. 2-4-3 では痙直型のPMTの方が短く見えるが、 t 検定を行うと差は認められなかった。Fig. 2-4-4 は、縦軸に屈曲のPMT、横軸に回外のPMTをとり、各被験者のPMTをプロットしたものである。屈曲と回外の相関係数は $r=0.89(p<0.001)$ であり、回帰式は $y=0.235+0.873x$ であった。脳性まひ者では、その大部分が $Y=X$ の直線の下方に位置し、屈曲のPMTの方が

回外のPMTより短い被験者が多いことが分かる。さらに、屈曲のPMTの最も短い3名の痙直型の被験者が $Y=X$ の直線のかなり下位に位置しており、またアテトーゼ型には極端にPMTの遅延した被験者がいることが分かる。

次に、PMTが健常者の範囲内にいる被験者に、健常者と同じく回外のPMTの方が屈曲のPMTより短い場合が多いのかを検討する。そのためまず、屈曲のPMTが実験1の健常者の平均値プラス1SD以内にいる被験者（Fast群）とそれより遅延している被験者（Slow群）に分けた。各群の内訳は、Fast群に痙直型13名、アテトーゼ型15名、Slow群に痙直型9名、アテトーゼ型9名である。このことから病型によるPMTの遅速はないと言えよう。Table 2-4-1に各群ごとに回外のPMTの方が短い被験者と屈曲のPMTの方が短い被験者の人数を示した。これについて、 χ^2 検定を行った結果、Slow群の方に回外のPMTの方が短い被験者が多い傾向が示された（ $\chi^2=3.65$, $df=1$, $p<0.10$ ）。このことから、少なくともPMTが健常者の範囲以内にある脳性まひ者に健常者と同様に回外のPMTの方が短いという傾向はないということが言えよう。

また、得られたPMTに性差が存在するか否かをみるためにt検定を行ったところ、屈曲にも回外にも性差は認められなかった。利き手による差も全く認められなかった。

4. 考 察

一般に中枢性運動障害者のPMTは遅延することが知られ（中村, 1977）、脳卒中後遺症の片麻痺患者について（Nakamura, Taniguchi, and Yokochi, 1978）もパーキンソン病患者について（Nakamura and Taniguchi, 1980）も屈曲、回外ともに健常者よりもそのPMTは遅延する。脳性まひ者については矢島（1980, 1981）がレバー押しの際のPMTを調べているが、やはり脳性まひ者のPMTは健常者よりも遅延していた。実験4の結果も同様に脳性まひ者のPMTは健常者より遅延するというものであった。

屈曲と回外のPMTの遅速について、実験3の健常者では回外の方が短かったが、実験4の脳性まひ者では逆に屈曲の方が短かった。この結果は脳性まひ者の運動出力プロセスにおける処理が健常者とは異なる可能性を示すものと言えよう。では何故、脳性まひ者では健常者と逆に屈曲のPMTの方が短いのであろうか。臨床的には脳性まひ者は、屈曲に比べ回外が困難なことが知られている。また、脳卒中後遺症の片麻痺患者では、屈曲における上腕二頭筋の機能は効果的であるが、回外では働かない症例も報告されている（Kabat, 1965）。さらに、屈曲に比べ回外時の上腕二頭筋の機能はその回復が遅れるという報告もある（Twitchell, 1951）。これらのことから、回外における上腕二頭筋の働きが十分でないために、回外のPMTが遅延したと考えられる。

この原因には、2つの可能性がある。その1つは回外運動のときの回外筋の活動の低下である。Ebsukov(1975)は、回外では上腕二頭筋よりも回外筋の方が活動を開始する時期が早いと述べている。とすれば、回外のとくに回外筋が活動を開始する時期が遅いために、回外時の上腕二頭筋の活動開始時期は屈曲時の上腕二頭筋の活動開始時期よりも遅れる

と考えられる。つまり、運動出力プロセスにおいて、回外筋に対する適切な命令が構成されなかったということである。2つめの可能性は、固有受容器からの情報を運動出力プロセスに取り入れた処理を行えなかった、もしくは運動プログラムに取り入れていないということである。Travill and Basmajian (1961) は、上腕二頭筋は解剖学的には1つの筋でも肘屈筋、前腕回外筋として働き、2つのパターンを持っているが、肘関節伸展位では回外筋として働かないことを示している。Basmajian and Griffin(1972) は回外の際に上腕二頭筋に活動を認めるのは肘関節30度以上屈曲の時であることを報告している。したがって、運動を行う際には予め筋が緊張しているか、弛緩しているかの情報を運動出力プロセスに取り込む必要がある。ところが、Harrison(1971)が指摘するように脳性まひにおいては、 γ 系の運動ニューロンの活動亢進のため筋紡錘からの情報を筋収縮の判断に用いることが困難である。このため、実際には肘屈曲位であるにもかかわらず、上腕二頭筋の収縮の程度についての情報が運動出力プロセスに取り込めず、回外の際に上腕二頭筋が十分活動せず、回外のPMTが遅延することになる。現段階では、いずれの原因によるものかは明らかにはできない。おそらく、回外筋の筋活動電位を上腕二頭筋と共に測定することでより詳細な検討が可能となると思われる。

実験4では、病型による成績の違いを明らかにするため、脳性まひ者を痙直型とアテトーゼ型に分けて分析した。その結果、PMTの遅速に関しても屈曲と回外野PMTの関係についても両者の間に差異はなかった。錐体路系、錐体外路系という異なる部位に損傷を持つものであるから、本来は病型による差異が示されても当然のことであろう。しかし、斉藤・中村(1979)の指摘するように脳性まひは広範囲な脳の器質的病変

を示すものであるから、その症状は様々であり、脳の病変と臨床像の対応は困難である。さらに、その臨床像は年齢とともに変化する(岡, 1979)。したがって、課題成績と病変を対応させて議論することは困難である。

また、実験4では、PMTが健常者の範囲内にある脳性まひ者では、健常者と同様に回外のPMTの方が屈曲より短いと考え分析を行ったが、結果はその逆であった。つまり、PMTは健常者の範囲外にある脳性まひ者の方に回外のPMTの短い被験者が多い傾向が示された。このことは少なくとも、PMTの遅速と屈曲・回外のどちらのPMTが短いかということは別物であること、言い換えれば運動出力プロセスの処理速度と処理の適切さは、関連は考えられるが基本的には分けて考えていくべきものであることを示唆していると言えよう。

以上のことから、脳性まひ者のPMTは健常者より遅延し、そして運動出力プロセスに問題が存在することが確認された。さらに、これは痙直型でもアテトーゼ型でも同様であることが示された。また、PMTが健常者の範囲内にある脳性まひ者でも運動出力プロセスに問題を持つ場合が多いことが示唆された。

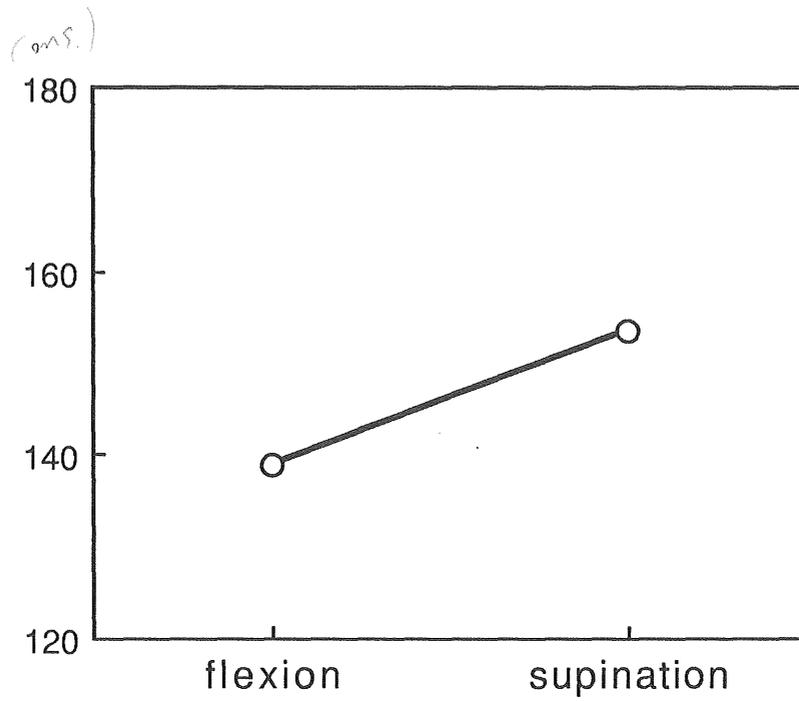


Fig.2-4-1 Mean Premotor Times of the Subjects with Cerebral Palsy (ms.)

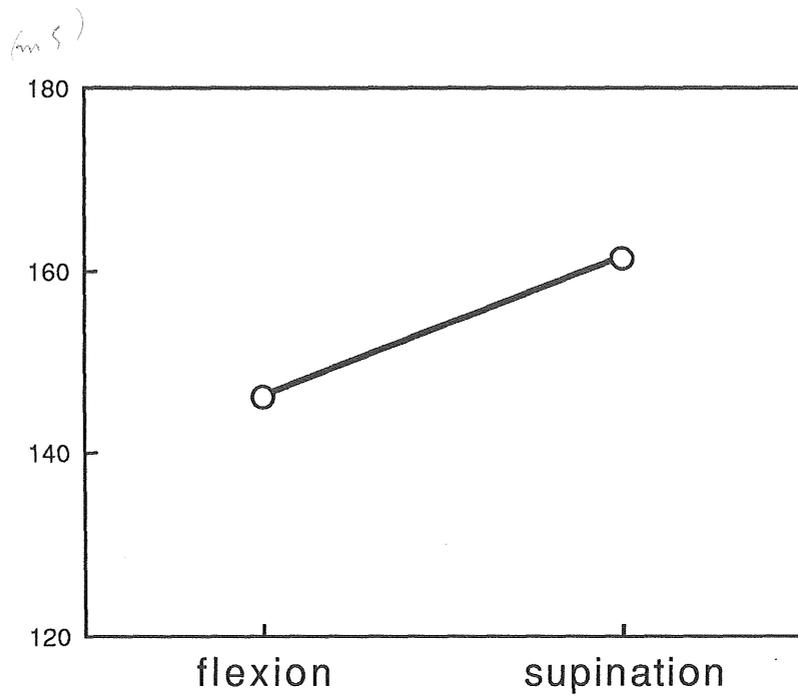


Fig.2-4-2 Mean Premotor Times of Athetotic Subjects (ms.)

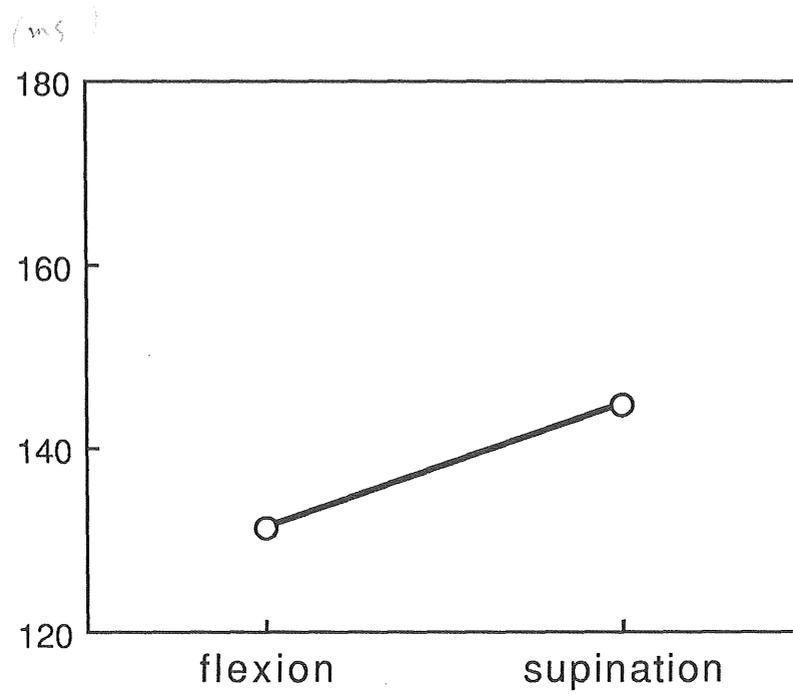


Fig.2-4-3 Mean Premotor Times of Spastic Subjects(ms.)

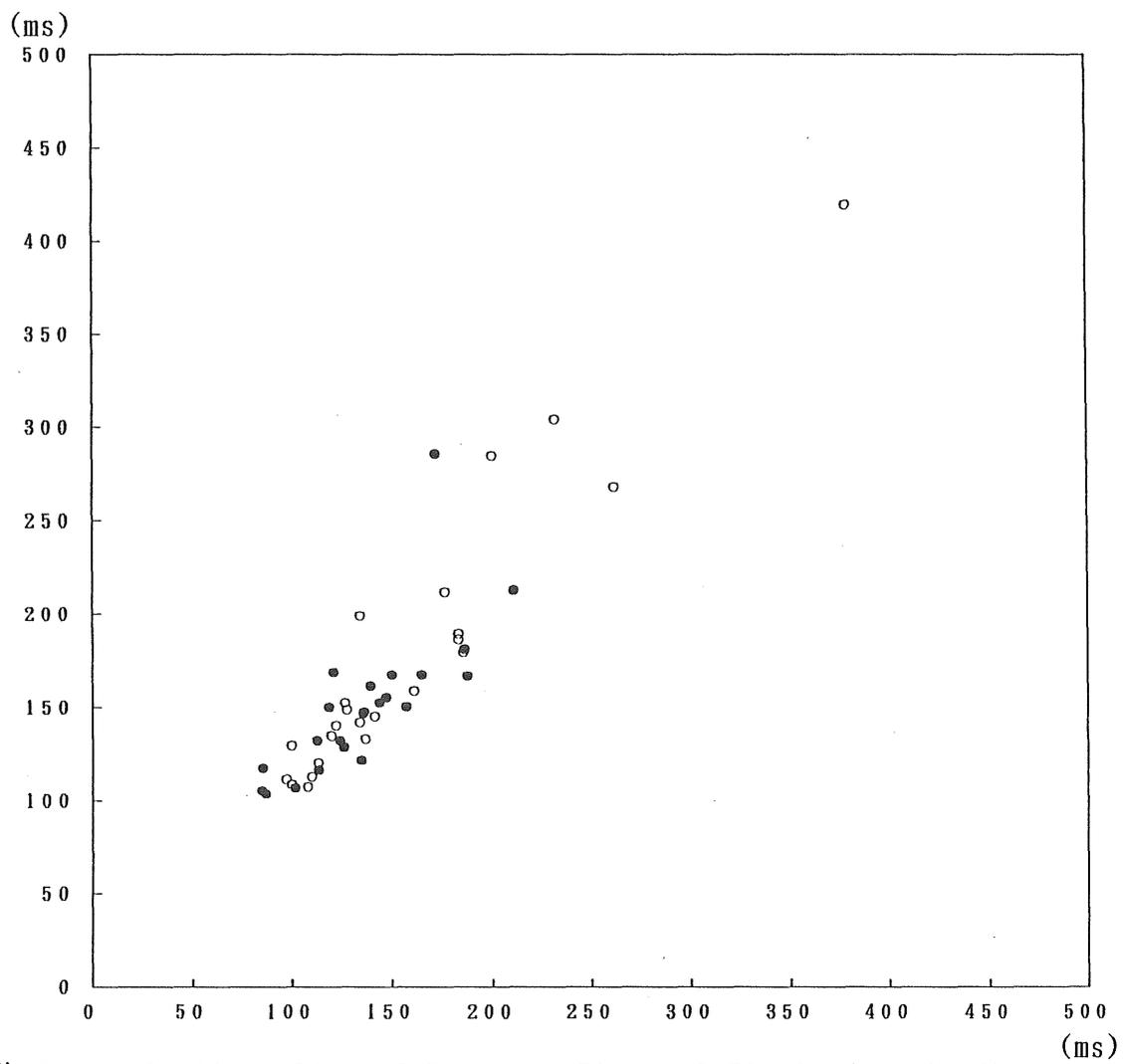


Fig.2-4-4 Scatterg Plot of Premotor Times of Flexion(vertical) and Supination(horizontal) in the Subjects with Cerebral Palsy
 ○:Athetotic ●:Spastic

Table 2-4-1 Subjects with Cerebral Palsy of Fast and Slow Groups

	Fast	Slow
Supination faster than flexion	4	7
Flexion faster than supination	24	11

第5章 実験5

弁別反応課題における健常者の肘屈曲・前腕回外運動のPMT

1. 問 題

前腕回外のPMTの方が肘屈曲のPMTより短く、この運動パターンによる時間差は運動出力プロセスにおいて生ずるということを明らかにするために、Wakabayashi, Nakamura, and Taniguchi(1981)は、運動出力プロセス以外のプロセスに影響を及ぼす変数が屈曲と回外のPMTに影響するか否かを検討した。そして、単純反応と弁別反応の課題を設定し、それぞれ屈曲と回外のPMTを測定した。弁別反応課題では反応するか否かの判断が求められ、認知プロセスでの処理が必要となる。この結果、単純反応、弁別反応のいずれも回外のPMTの方が短く、その程度も同じであった。言い換えれば、屈曲、回外のいずれにおいても単純反応から弁別反応へのPMTの延長の程度が同じであった。これは次のことを意味する。単純反応課題で測定した屈曲と回外のPMTの差は、運動パターンが異なるだけであるから運動出力プロセスでの処理時間の差を反映する。弁別反応課題における屈曲と回外のPMTの差が単純反応課題と同じであることは、この課題を用いても運動出力プロセスにおける屈曲と回外の処理時間の差がPMTに反映されていることになる。つまり、弁別反応課題において反応するか否かの認知的処理を求められても、その事自体は運動出力プロセスの処理には影響していない。これをSternberg(1969)の additive factor method に基づいて解釈すれば、認知プロセスと運動出力プロセスは連続的かつ独立して処理を行っていることになる。実験5では上記の結果を確認するため実験3の被験者にさらに弁別反応課題を与え屈曲と回外のPMTを測定する。

本実験は、川間・中司(1984)、川間・中司(1985a)に報告した。

2. 方 法

1)被験者：実験3の被験者の内12名（男子6名，女子6名；年齢は18歳3ヶ月～22歳2ヶ月；全員右手利き）。

2)装置及びPMTの測定方法：刺激には光刺激（キセノンランプを使用；反応測定器Ⅱ型：竹井機器）を用いた。PMTは、まず被験者の利き手の上腕二頭筋の筋腹から時定数0.03sec.で筋活動電位を導出し、生体電気アンプ（EEG-5109：日本光電もしくはAB621G：日本光電）によって増幅し、光刺激と共にデータレコーダ（RMG-5304：SONY）に磁気記録する。そして、これをペンレコーダ（W-803：三栄測器）に再生し、光刺激から筋活動の開始までの時間、すなわちPMTを1ms単位で測定した。

3)課題：弁別反応課題である。被験者は実験者の「用意」という口頭予告の2～3秒後に眼前90cmにランダムな順序で提示される2種類の光刺激（赤色および黄色）のうち、予め反応するように指示された光刺激（反応刺激）に対してのみできるだけ速く予め指示されている運動パターン（屈曲もしくは回外運動）を行う。試行数は5試行を1ブロックとし、屈曲、回外共に4ブロック20試行ずつ行った。非反応刺激も反応刺激と同数回提示したので、刺激提示回数は計80回である。運動パターンは1ブロック毎に変え、反応刺激の色は被験者ごとに変えた。

4)：被験者はテーブルの前の椅子に座り、体幹を垂直にし、前方の光刺激提示部を見る。そして、利き手をアームレストの上に置き、肘関節30～90度屈曲位、前腕やや回内位に保った。練習試行は、両運動パターン共に5～10回程度行った。被験者の半数は屈曲から測定を始め、残り半数は回外から始めた。試行間隔は10～30秒でランダムとしたが、筋活動の消失を確認してから次の試行に入った。

3. 結 果

測定された各運動パターンそれぞれ20試行のPMTのうち、最も短いもの2試行、最も長いもの2試行は分析から除外した。そして、残り16試行の平均値を個人の代表値とした。

Fig. 2-5-1 に結果を示す。単純反応課題は実験3で測定した値を用いて分析した。そして、反応課題（単純反応・弁別反応）×運動パターン（屈曲・回外）の分散分析を行ったところ反応課題 ($F_{(1, 11)}=151.5, p<0.01$) と運動パターン ($F_{(1, 11)}=14.5, p<0.01$) の主効果が有意であった。しかし、両者の間に交互作用は認められなかった。これは、単純反応課題の方が弁別反応課題よりもPMTが短く、回外の方が屈曲よりもPMTが短いことを示している。さらに、交互作用がなかったことから、反応課題と運動パターンがPMTに及ぼす効果は additive であると言える。

次に、弁別反応課題における非反応刺激に対する誤反応を分析する。非反応刺激は反応刺激と同じく各運動パターン共に20回ずつ提示された。ここで言う誤反応とは、非反応刺激に対して0.5mV以上の筋放電が認められた場合である。つまり、本来反応しない場合なのに反応した、あるいは反応しかけた場合である。屈曲の際の誤反応は平均2.67回、回外の際の誤反応は平均1.42回であった。各被験者ごとに誤反応率（誤反応数/20）を産出し（Table 2-5-1）、それを逆正弦変換してt検定を行ったところ、屈曲を行う時の方が回外を行うときよりも有意に誤反応が多いことが分かった（ $t=2.36, df=11, p<0.05$ ）。

4. 考 察

実験5の結果は、Wakabayashi, Nakamura, and Taniguchi (1981)の結果と同じであった。すなわち、反応課題と運動パターンがPMTに及ぼす影響は主効果だけであり、両者の間に交互作用は認められなかった。これをSternberg(1969)に従って解釈すれば、反応課題と運動パターンがPMTに及ぼす効果は additive ということになる。つまり、単純反応においても弁別反応においても屈曲と回外の処理時間の差はPMTに反映されており、また屈曲においても回外においても単純反応と弁別反応の処理に費やされる時間の差がPMTに反映されている。要するに、どの条件においても知覚プロセスでの処理時間が同じとすれば、PMTは反応課題が影響する認知プロセスと運動パターンが影響する運動出力プロセスの処理時間の合計を反映することになる。その意味で additive なのである。さらに、Sternberg(1969)によれば、2つの変数の効果が additive であるとき、それぞれの変数が影響しているプロセスは連続的かつ独立して処理を行っていることになる。実験5でいえば認知プロセスと運動出力プロセスでの処理が同時に行われることはなく、必ず認知プロセスにおいて反応するか否かの判断がなされてから、運動出力プロセスでの処理が開始される。そして、認知プロセスでの処理結果の影響を運動出力プロセスは受けない。

ところで、実験5では非反応刺激に対する誤反応を分析したが、結果は屈曲を反応する際に誤反応が有意に多かった。一般的に、慣れた運動の場合、その運動は自動的になり、上位中枢による意識的制御は不必要となってくるが、比較的慣れの少ない運動は上位中枢の関与が多いと考えられる。回外運動は屈曲運動よりも発達的に見ても上位中枢の関与が多いと思われ、逆に屈曲運動の方がより自動的である。1つの仮説とし

て、回外は上位中枢の関与が多いため弁別反応のように認知プロセスでの処理が必要な場合誤反応が少なく、屈曲は自動的に行われるため比較的誤反応として生じやすいのではないだろうか。もし、そうであるならば、先に述べた認知プロセスでの処理結果の影響を運動出力プロセスは受けないということは疑問が持たれるところである。この点はより詳細に検討する必要があるだろう。

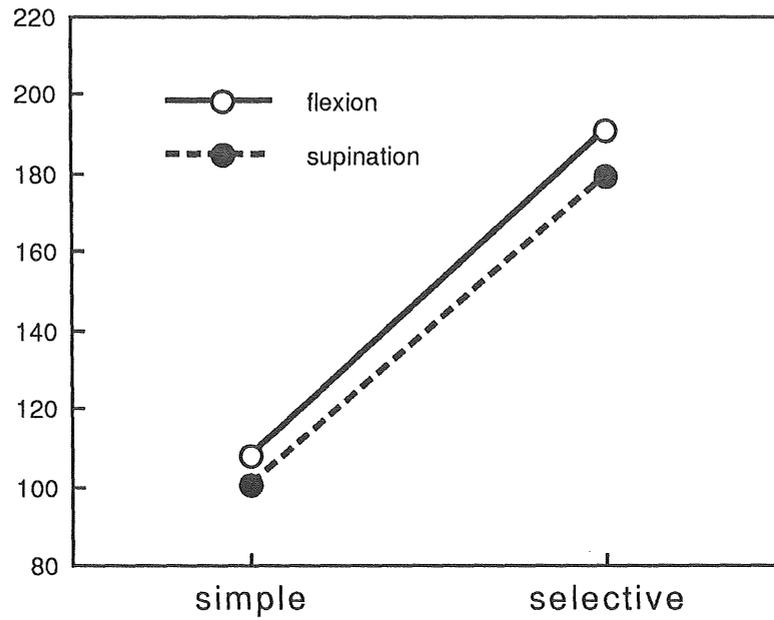


Fig.2-5-1 Mean Premotor Times of Normal Subjects in the Simple and Selective Reactions(ms.)

Table 2-5-1 Percentage of Error Reactions
in the Normal Subjects

Elbow flexion	13.4%
Forearm supination	7.1%

(number of error reactions/20)

第6章 実験6

弁別反応課題における脳性まひ者の肘屈曲・前腕回外運動のPMT

1. 問 題

Wakabayashi, Nakamura, and Taniguchi (1981) や実験 5 で示したように、反応課題と運動パターンが P M T に及ぼす影響は additive であって、両変数間に交互作用は認められなかった。それ故、認知プロセスと運動出力プロセスは連続的かつ独立して処理を行っていると考えた。実験 6 では、この点を脳性まひ者について検討する。

すでに実験 4 で指摘したように脳性まひ者では健常者と逆に屈曲の P M T の方が回外の P M T より短く、運動出力プロセスになんらかの問題が存在することが推測できる。もし、脳性まひ者の運動命令システムの問題が運動出力プロセスに限定できるものであれば、屈曲と回外の P M T の長短が健常者と逆であっても、反応課題と運動パターンが P M T に及ぼす影響は additive なはずである。つまり、認知プロセスにおける弁別反応の処理に費やす時間が健常者より長かろうが、屈曲と回外の P M T の長短が健常者と逆であろうが、運動出力プロセスで生起する屈曲と回外の処理時間の差は単純反応においても弁別反応においても同様に P M T に反映されると考えられる。このときは、脳性まひ者においても認知プロセスと運動出力プロセスは連続的かつ独立して処理を行っていると言える。しかし、反応課題と運動パターンの間に交互作用が認められるなら、健常者と同様に運動命令システムを考えることはできず、認知プロセスの処理結果によって運動出力プロセスの処理が影響を受けている、すなわち両プロセスが独立して処理を行っていないと言えよう。このような結果が得られたときは、脳性まひ者の運動障害を運動出力プロセスのみの問題と考えるだけでは不十分であり、認知プロセスと運動

本実験は、川間・中司(1984)、川間・中司(1985a) で報告してある。

出力プロセスの相互作用のなかでとらえていくことが重要となってくる。

2. 方 法

1)被験者：実験4の被験者のうち22名（男子10名，女子12名；年齢は15歳7ヶ月～22歳2ヶ月；痙直型11名，アテトーゼ型11名）で、顕著な知的な遅れがなく、口頭による教示のみで課題を理解、実行可能であり、左右いずれかの上肢で肘屈曲運動と前腕回外運動ができることを条件とした。。

2)装置及びPMTの測定方法：刺激には光刺激（キセノンランプを使用；反応測定器Ⅱ型：竹井機器）を用いた。PMTは、まず被験者の利き手の上腕二頭筋の筋腹から時定数0.03sec.で筋活動電位を導出し、生体電気アンプ（EEG-5109：日本光電もしくはAB621G：日本光電）によって増幅し、光刺激と共にデータレコーダ（RMG-5304：SONY）に磁気記録する。そして、これをペンレコーダ（W-803：三栄測器）に再生し、光刺激から筋活動の開始までの時間、すなわちPMTを1ms単位で測定した。

3)課題：弁別反応課題である。被験者は実験者の「用意」という口頭予告の2～3秒後に眼前90cmにランダムな順序で提示される2種類の光刺激（赤色および黄色）のうち、予め反応するように指示された光刺激（反応刺激）に対してのみできるだけ速く予め指示されている運動パターン（屈曲もしくは回外運動）を行う。試行数は5試行を1ブロックとし、屈曲、回外共に4ブロック20試行ずつ行った。非反応刺激も反応刺激と同数回提示したので、刺激提示回数は計80回である。運動パターンは1ブロック毎に変え、反応刺激の色は被験者ごとに変えた。

4)：被験者はテーブルの前の椅子に座り、体幹を垂直にし、前方の光刺激提示部を見る。そして、利き手をアームレストの上に置き、肘関節30～90度屈曲位、前腕やや回内位に保った。練習試行は、両運動パ

ターン共に5～10回程度行った。被験者の半数は屈曲から測定を始め、残り半数は回外から始めた。試行間隔は10～30秒でランダムとしたが、筋活動の消失を確認してから次の試行に入った。

3. 結 果

測定された各運動パターンそれぞれ20試行のPMTのうち、最も短いもの2試行、最も長いもの2試行は分析から除外した。そして、残り16試行の平均値を個人の代表値とした。

Fig. 2-6-1 に結果を示す。単純反応課題は実験1で測定した値を用いて分析した。そして、反応課題（単純反応・弁別反応）×運動パターン（屈曲・回外）の分散分析を行ったところ、弁別反応のPMTの方が単純反応のPMTより有意に長いこと（ $F_{(1, 21)}=121.3, p<0.01$ ）、健常者と逆に屈曲のPMTの方が有意に短いこと（ $F_{(1, 21)}=7.65, p<0.05$ ）が明らかとなり、さらに両変数間の交互作用も有意であった（ $F_{(1, 21)}=21.1, p<0.01$ ）。この交互作用は Fig. 2-6-1からも分かるように単純反応では屈曲のPMTの方が短い、弁別反応では屈曲と回外のPMTが同じ値になっているというものである。

この両変数の効果が病型によって同じか異なるかを調べるために、脳性まひ者をアテトーゼ型（11名）と痙直型（11名）に分けて分析した。Fig. 2-6-2 にアテトーゼ型、Fig. 2-6-3 に痙直型の平均PMTを示す。分散分析の結果、2つの変数がPMTに及ぼす効果は病型にかかわらず同じであった。反応課題の主効果はアテトーゼ型、痙直型ともに有意であった（それぞれ、 $F_{(1, 10)}=224.0, p<0.01$; $F_{(1, 10)}=43.9, p<0.01$ ）が、運動パターンの主効果は有意には至らなかった。しかし、交互作用は両者ともに有意であった（それぞれ、 $F_{(1, 10)}=17.23, p<0.01$; $F_{(1, 10)}=6.98, p<0.05$ ）。

実験5と同様に非反応刺激に対する誤反応を分析した。ここで言う誤反応とは、非反応刺激に対して、0.5mV以上の筋放電が認められた場合である。平均誤反応数は屈曲の場合4.73回で回外の場合の3.36回よりも

多いが、各被験者の誤反応数を誤反応率（誤反応数／20）にし（Table 2-6-1）、逆正弦変換し、t検定を行ったところ有意差は認められなかった。また、実験5の健常者より実験6の脳性まひの方が平均誤反応数が多いが、被験者（健常者・脳性まひ者）×運動パターン（屈曲・回外）の分散分析を行ったところ、運動パターンの主効果が有意（ $F_{(1, 4)} = 11.57, 0.01$ ）であったのみで、健常者と脳性まひ者の誤反応数に差は認められなかった。

4. 考 察

脳性まひ者の結果で注目すべき点は、健常者では認められなかった反応課題×運動パターンの交互作用が有意であったことである。そして、これは瘻直型、アテトーゼ型ともに認められた。Sternberg (1969)の additive factor methodでは、交互作用が示される理由について、2つの実験変数のうち少なくとも1つの変数がもう1つの変数が影響を及ぼすプロセスにも影響を及ぼす場合を考えている。しかし、実験5においてこの2変数がそれぞれ異なるプロセスに影響を及ぼすことが明らかである以上、脳性まひ者で示された交互作用は脳性まひ者の運動命令システム内での情報の流れが健常者と異なる可能性を示すものと言えよう。

この交互作用について Sternberg (1969) は、negativeとpositiveに区別している。Positiveな場合とは、各要因ごとの反応時間の増加の合計よりも総合的増加の方が大きい場合であり、negativeな場合とは逆に各要因ごとの増加の合計の方が総合的増加より大きい場合である。交互作用がない場合は、各要因ごとの増加の合計と総合的増加は同じ値となる。実験5の健常者について見てみると、各要因ごとの増加（反応課題による増加と運動パターンによる増加）の合計と総合的増加の関係は以下のようなになる。

$$(107.9\text{ms}-100.5\text{ms})+(179.2\text{ms}-100.5\text{ms}) \approx (190.5\text{ms}-100.5\text{ms})$$

一方、実験4の脳性まひ者について見てみると以下のようなになる。

$$(153.0\text{ms}-132.8\text{ms})+(246.3\text{ms}-132.8\text{ms}) > (247.2\text{ms}-132.8\text{ms})$$

したがって、脳性まひ者の交互作用は negative である。このタイプの交互作用では、2変数が影響を及ぼす2つのプロセスは同時に、もしくは平行 (parallel) に処理を行っていると言われる。つまり、認知プロセスでの処理が完了しないうちに運動出力プロセスでの処理が開始される

可能性が示唆される。

Sternberg(1969) にしたがえば、上記のように解釈できるが、いくつか説明できない点がある。第1に、認知プロセスでの処理が完了しないうちに運動出力プロセスの処理が開始されるということは、反応するか否かの判断が成される前に反応が生じてしまうことになる。そうすると誤反応が増加するが、脳性まひ者の方が健常者より誤反応が有意に多いという結果は得られなかった。第2に先の解釈だけでは、弁別反応課題において屈曲と回外のPMTが同じ値になったことも説明できない。しかし、認知プロセスと運動出力プロセスが共に処理を完了してからでなければ処理を開始しない別のプロセス、もしくはバッファのようなものを想定すると矛盾がなくなる。このとき運動出力プロセスの処理完了時期が認知プロセスの処理完了時期より早期であれば、PMTは認知プロセスにおける反応するか否かの判断に費やす時間は反映するが、運動出力プロセスで生じる屈曲と回外の処理時間の差異は反映せず、結果として弁別反応課題では屈曲と回外のPMTは同じ値となり、さらに誤反応は増加することもない。

この仮説が結果を最もよく説明するが、それには運動出力プロセスの処理完了時期が認知プロセスの処理完了時期より早期であるという可能性が保証されなくてはならない。今回用いた単純反応課題と弁別反応課題はいずれも行うべき反応は反応刺激提示以前に被験者に知らされていた。したがって、反応刺激提示と同時に、あるいはそれ以前に運動出力プロセスでの処理が開始される可能性がでてくる。そして、一方で認知プロセスで処理が行われており、反応するという判断がなされたときのみ運動出力プロセスで処理完了しバッファにあった反応が実行されると考えることができる。

ところで、谷口・中村・笠井(1982)は、健常者を被験者として屈曲と回外のPMTを選択反応課題(2種類の刺激のそれぞれに反応が対応している)を用いて測定し、運動パターンによるPMTの差異は反応はpre-setされていることが必要であると結論している。これとは逆に、Klapp(1975, 1976, 1980)、Klapp, Abbott, Coffman, Grein, Sinder, and Young(1979)やSheridan(1981, 1984a)は、行うべき反応が予め被験者に知らされている条件では、反応の違いは反応時間に反映されず、刺激提示によってはじめて反応の知らされる条件(選択反応)で測定しなければならないとしている。すなわち、反応の違いが反応時間に反映されるには、予め反応が知らされていることを前提とする立場と逆に知らされていないことを前提とする立場がある。実験6では、単純反応も弁別反応も予め行うべき反応が知らされていたが、単純反応では屈曲と回外の時間差があり、弁別反応では時間差が認められなくなっていた。そこで、この点について検討するには、刺激提示によってのみ反応すべき運動が決定される選択反応課題を用いて屈曲と回外のPMTを測定することが必要となる。

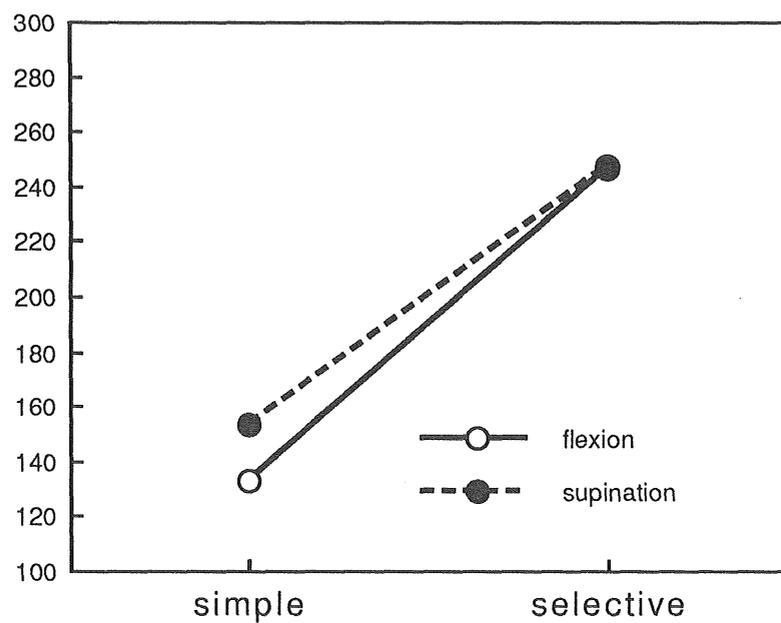


Fig.2-6-1 Mean Premotor Times of Subjects with Cerebral Palsy in the Simple and Selective Reactions (ms.)

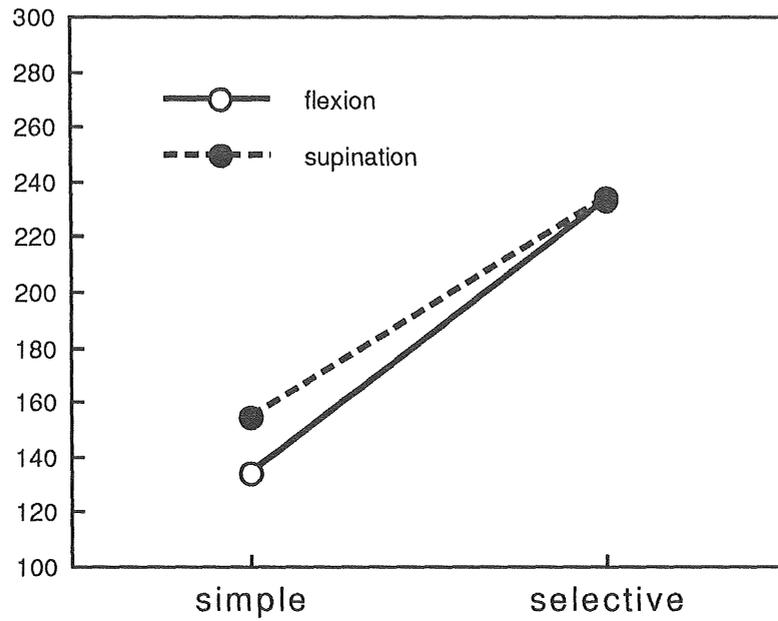


Fig.2-6-2 Mean Premotor Times of Athetotic Subjects in the Simple and Selective Reactions(ms.)

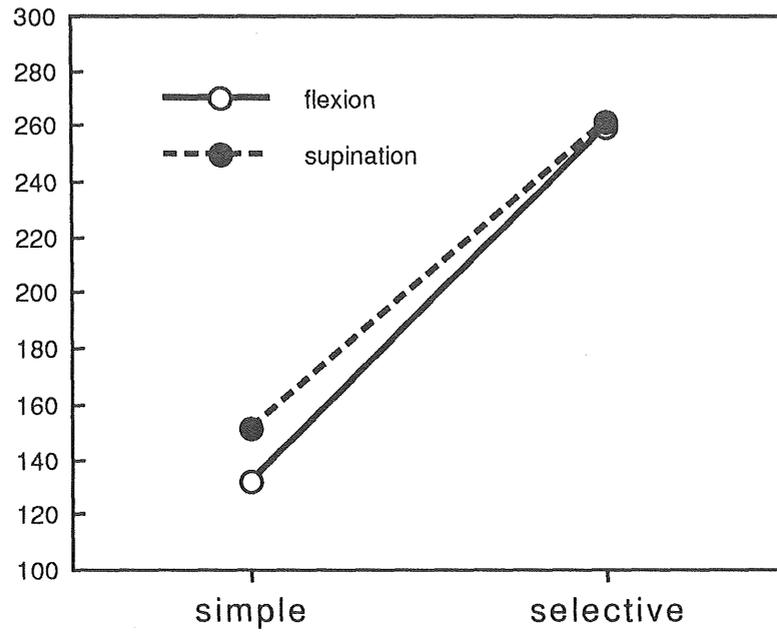


Fig.2-6-3 Mean Premotor Times of Spastic Subjects in the Simple and Selective Reactions (ms.)

Table 2-6-1 Percentage of Error Reactions
in the Subjects with Cerebral
Palsy

Elbow flexion	23.7%
Forearm supination	16.8%

(number of error reactions/20)

第7章 実験7

選択反応課題における健常者の肘屈曲・前腕回外運動のPMT

1. 問 題

実験3では、単純反応を課題として、健常者では回外の方が屈曲よりPMTが短く、それは運動出力プロセスでの情報処理に要する時間が、屈曲より回外の方が短いためと考えた。実験5では、弁別反応を課題として、屈曲と回外のPMTを測定し、やはり回外の方が屈曲よりPMTが短いという結果を得、さらにその程度は単純反応の場合と同じであった。つまり、反応するか否かという判断を必要とする弁別反応課題においても、屈曲と回外の時間関係が単純反応と変わらないことから、判断を行う認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ独立して処理を行っていると解釈した。

ところで、実験3の単純反応と実験5の弁別反応は、共に反応すべき運動が刺激提示以前に被験者に知らされている。Klapp(1975, 1976, 1980)とKlapp, Abbott, Coffman, Grein, Sinder, and Young(1979)は、被験者が予め反応すべき運動を知っている条件下では、刺激提示以前にその運動について運動出力プロセスである一定の処理を行うことが可能であると仮定している。そして、このような条件下で測定された反応時間は、運動出力プロセスにおける処理に要する時間をすべて含むわけではない(一部しか含まない)ということを示唆している。

Sheridan(1981, 1984a)は、上記の問題を除去するためには選択反応を用いるのが良いと述べている。この課題は、複数の刺激のそれぞれに対して異なる反応を行うもので、反応の選択が必要である。つまり、この課題では、認知プロセスで反応が決定されなければ、運動出力プロセスでの処理は開始されず、刺激提示以前に運動出力プロセスが一定の処理

本実験は、川間・中司(1985c)、川間(1987)に報告した。

を行うことは不可能であると考えられる。したがって、選択反応課題で測定された反応時間は単純反応課題や弁別反応課題で測定された反応時間より、運動出力プロセスでの処理に費やされた時間をより正確に反映することになる。

そこで実験7では、従来の単純反応課題に加えて、この選択反応課題も用いて、この両課題における屈曲と回外の反応時間の時間関係を分析することによって、運動反応プロセスを検討することにした。

2. 方 法

1)被験者：実験3の被験者の内20名。ただし、実験5の被験者とは異なる（男子10名、女子10名；平均年齢18歳10ヶ月；全員右手利き）。

2)実験装置及びPMTの測定方法：刺激にはキセノンランプ（反応測定器Ⅱ型：竹井機器）を用いた。PMTの測定方法は、まず被験者の上腕二頭筋から時定数0.03sec.で筋活動電位を導出し、生体電気アンプ（AB-621G：日本光電）によって増幅し、光刺激と共にデーターレコーダー（RMG-5304：SONY）に磁気記録した。実験終了後、磁気記録された筋活動をペンレコーダー（W-809：三栄測器）に再生し、光刺激提示から筋活動の開始までの時間、すなわちPMTを1ms単位で測定した。

3)課題：選択反応課題である。被験者は、実験者の「用意」という口頭予告の2～5秒後眼前90cmにランダムな順序で提示される2種類（赤色・黄色）の光刺激に対して、赤色なら屈曲（あるいは回外）、黄色なら回外（あるいは屈曲）運動をできるだけ速く行う。試行数は屈曲・回外共に20試行である。そして、10試行ごとに30秒程度休憩した。光刺激と運動パターンの組み合わせは被験者ごとに変えた。

4)手続き：まず、被験者はテーブルの前の椅子に座り、体幹を垂直にし、前方の光刺激提示部をみる。次に利き手をアームレスの上に置き、肘関節50～90度屈曲位、前腕やや回内位に保った。練習試行を10～20回程度行い、被験者が課題を十分理解した後に測定を行った。試行間隔は10～30秒でランダムとしたが、筋活動の消失を確認してから次の試行へ移った。なお、屈曲あるいは回外のいずれかで誤反応が20試行以上あった被験者は測定から除外した（誤反応については結果を参照のこと）。

3. 結 果

測定された各運動パターンそれぞれ20試行のPMTのうち、最も短いもの2試行、最も長いもの2試行、及び誤反応試行（最大4試行）は除外し、残りの12～16試行のPMTの平均値を個人の代表値として後の分析に用いた。

Fig. 2-7-1 に結果を示す。単純反応課題は実験1で測定した値を用いて分析した。反応課題（単純反応・選択反応）×運動パターン（屈曲・回外）の分散分析を行ったところ、反応課題 ($F_{(1, 19)}=141.4, p<0.01$) と運動パターン ($F_{(1, 19)}=28.9, p<0.01$) の主効果がそれぞれ有意であり、さらにこの間の交互作用も有意であった ($F_{(1, 19)}=10.0, p<0.01$)。次に、各課題における屈曲と回外のPMTの差（屈曲のPMTから回外のPMTを減じた値を個人ごとに算出し、両課題間で比較した（平均は単純反応 $6.2 \pm 9.4\text{ms}$, 選択反応 $18.3 \pm 15.7\text{ms}$ ）ところ、屈曲と回外のPMTの差は有意に選択反応において大きくなっていた ($t=3.16, df=19, p<0.01$)。これらの結果は、単純反応より選択反応の方がPMTは長いこと、回外の方が屈曲よりPMTが短いこと、そしてそれは選択反応において顕著であることを示している。

次に誤反応について分析する。ここで言う誤反応とは屈曲を行わなければならないときに回外を行った場合（回外誤反応）、あるいは回外を行わなくてはならないときに屈曲を行った場合（屈曲誤反応）のことである。Table 2-7-1 に各誤反応率の平均を示す。これをみると屈曲誤反応の方がやや多いが、統計的には有意ではなかった。

4. 考 察

本実験の結果は、実験3, 実験5と同じく、健常者においては回外の方が屈曲よりPMTが短いというものであった。さらに、先に述べた Klapp(1975, 1976, 1980)、Klapp, Abbott, Coffman, Grein, Sinder, and Young(1979)、Sheridan(1981, 1984a)の考えを支持するものでもあった。すなわち、屈曲と回外のPMTの時間差は、単純反応課題より選択反応課題を用いた方が大きかった。これは、選択反応課題を用いることにより、刺激提示以前に運動出力プロセスで反応すべき運動について一定の処理を行うことが不可能になり、屈曲と回外の処理に要する時間がすべてPMTに含まれ、この両運動パターンの運動出力プロセスでの処理時間の差もより明瞭になったためと解釈できる。

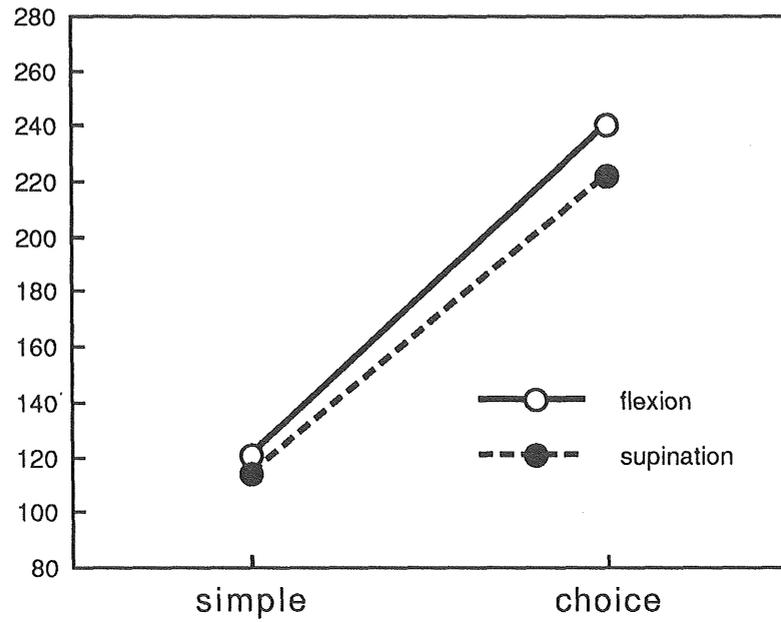


Fig.2-7-1 Mean Premotor Times of Normal Subjects in the Simple and Choice Reactions (ms.)

Table 2-7-1 Percentage of Error Reactions
in the Normal Subjects

Supination error	3. 7 5 %
Flexion error	4. 2 5 %

(number of error reactions/20)

第 8 章 実験 8

選択反応課題における脳性まひ者の肘屈曲・前腕回外運動の PMT

1. 問題

実験6の結果は、単純反応課題においては健常者と逆に屈曲の方が回外よりもPMTが短く、弁別反応課題では屈曲と回外のPMTがほぼ同じ値を示すというものであった。屈曲のPMTの方が短いのは、脳性まひ者が運動出力プロセスに問題を持つことを示すものと解釈した。弁別反応課題で両運動パターンのPMTが同じ値を示したことは、判断を行う認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ独立して処理を行っていない可能性を示すものと解釈した。

しかし、実験7で検討したように、実験6で用いた単純反応課題と弁別反応課題はともに行うべき反応があらかじめ被験者に知らされていた。このような条件では、Klapp(1975, 1976, 1980)、Klapp, Abbott, Coffman, Grein, Sinder, and Young(1979)、Sheridan(1981, 1984a)が述べているように、運動出力プロセスでの処理時間が正確には反応時間に反映されない。実験7の健常者では、屈曲と回外のPMTの差が単純反応課題より選択反応課題においてより明瞭となっていた。

このように考えると、脳性まひ者においても、選択反応課題を用いることによって、運動出力プロセスで費やされる屈曲と回外の処理時間の違いが、単純反応課題を用いるよりより明瞭にPMTに反映されると考えられる。ここで予想される結果は、第1は選択反応課題においても屈曲のPMTの方が短く、そして屈曲と回外のPMTの差がより増大するというものである。第2は、選択反応課題において健常者と同様に回外のPMTの方が短くなった場合で、このときは運動出力プロセスではもともと健常者と同様に回外の処理時間の方が短い、あらかじめ反応が

本研究は、川間・中司(1985c)、川間(1987)に報告した。

知らされている事態では、認知プロセスと運動出力プロセスの間で何らかの相互作用が生じていることになる。第3は、単純反応課題と選択反応課題で、屈曲と回外のPMTの差が同程度であった場合である。この時は、少なくとも健常者と同様に処理が行われているとは考えにくい。第1の予想結果と第2の予想結果の中間の結果であるので解釈は難しくなる。

2. 方 法

1)被験者：実験4の被験者の内20名。ただし、実験6の被験者とは異なる（男子10名、女子10名；平均年齢18歳2ヶ月；右手利き9名、左手利き11名）。病型の内訳はアテトーゼ型10名、痙直型10名である。被験者は、課題の実施が可能であると判断されたものである。

2)実験装置及びPMTの測定方法：刺激にはキセノンランプ（反応測定器Ⅱ型：竹井機器）を用いた。PMTの測定方法は、まず被験者の上腕二頭筋から時定数0.03sec.で筋活動電位を導出し、生体電気アンプ（AB-621G：日本光電）によって増幅し、光刺激と共にデータレコーダー（RMG-5304：SONY）に磁気記録した。実験終了後、磁気記録された筋活動をペンレコーダー（W-809：三栄測器）に再生し、光刺激提示から筋活動の開始までの時間、すなわちPMTを1ms単位で測定した。

3)課題：選択反応課題である。被験者は、実験者の「用意」という口頭予告の2～5秒後眼前90cmにランダムな順序で提示される2種類（赤色・黄色）の光刺激に対して、赤色なら屈曲（あるいは回外）、黄色なら回外（あるいは屈曲）運動をできるだけ速く行う。試行数は屈曲・回外共に20試行である。そして、10試行ごとに30秒程度休憩した。光刺激と運動パターンの組み合わせは被験者ごとに変えた。

4)手続き：まず、被験者はテーブルの前の椅子に座り、体幹を垂直にし、前方の光刺激提示部をみる。次に利き手をアームレスの上に置き、肘関節50～90度屈曲位、前腕やや回内位に保った。練習試行を10～20回程度行い、被験者が課題を十分理解した後に測定を行った。試行間隔は10～30秒でランダムとしたが、筋活動の消失を確認してから次の試行へ移った。なお、屈曲あるいは回外のいずれかで誤反応が20試行以上あった被験者は測定から除外した（誤反応については結果を

参照のこと)。

3. 結 果

測定された各運動パターンそれぞれ20試行のPMTのうち、最も短いもの2試行、最も長いもの2試行、及び誤反応試行（最大4試行）は除外し、残りの12～16試行のPMTの平均値を個人の代表値として後の分析に用いた。

Fig.2-8-1 に結果を示す。単純反応課題は実験2で測定した値を用いて分析した。反応課題（単純反応・選択反応）×運動パターン（屈曲・回外）の分散分析を行ったところ、反応課題 ($F_{(1,19)}=50.94, p<0.01$) と運動パターン ($F_{(1,19)}=4.52, p<0.01$) の主効果がそれぞれ有意であり、しかし、この間の交互作用は有意ではなかった。次に、各課題における屈曲と回外のPMTの差（屈曲のPMTから回外のPMTを減じた値を個人ごとに算出し、両課題間で比較した（平均は単純反応： $-13.7 \pm 18.9\text{ms}$ ， 選択反応： $-5.0 \pm 32.7\text{ms}$ ）ところ、有意差はなかった。これらの結果は、脳性まひ者は健常者と同じく単純反応より選択反応の方がPMTは長いこと、健常者と逆に屈曲の方が回外よりPMTが短いこと、及び健常者と異なって屈曲と回外のPMTの差に両課題間で差がないことを示している。

次に、脳性まひ者をアテトーゼ型と痙直型に分けた場合の結果を示す。まず、Fig.2-8-2 にアテトーゼ型の結果を示す。2（反応課題）×2（運動パターン）の分散分析を行ったところ、反応課題 ($F_{(1,9)}=27.91, p<0.01$) と運動パターン ($F_{(1,9)}=6.28, p<0.05$) の主効果がともに有意であった。しかし、この両者の交互作用は有意ではなかった。次に、屈曲と回外のPMTの差について単純反応課題 ($-19.3 \pm 22.0\text{ms}$) と選択反応課題 ($-16.4 \pm 38.1\text{ms}$) の間でt検定を行ったところ有意差は得られなかった。これらの結果は、アテトーゼ型では単純反応の方が

選択反応よりPMTが短いこと、屈曲の方が回外よりPMTが短いこと、及び屈曲と回外のPMTの差に両課題の間で差がないことを示している。

次に、Fig. 2-8-3 に痙直型の結果を示す。2（反応課題）×2（運動パターン）の分散分析を行ったところ、有意であったのは反応課題（ $F_{(1,9)}=33.94, p<0.01$ ）の主効果だけであった。しかし、交互作用は有意に至らなかったもののその傾向は認められた（ $F_{(1,9)}=4.90, p<0.10$ ）。次に、屈曲と回外のPMTの差について、単純反応課題（ $-8.3 \pm 13.1\text{ms}$ ）と選択反応課題（ $7 \pm 16.9\text{ms}$ ）の間でt検定を行ったところ、有意に至らなかったものの差のある傾向は認められた（ $t=2.15, df=9, p<0.10$ ）。これらの結果は、単純反応課題の方が選択反応よりもPMTが短いこと、単純反応課題では屈曲のPMTの方が短い、選択反応課題では逆に回外のPMTの方が短い傾向にあることを示している。

誤反応の分析結果について述べる。実験7と同様、ここでいう誤反応とは、選択反応課題において、屈曲を行わなければならないとき回外を行った場合（回外誤反応）、あるいは回外を行わなければならないとき屈曲を行った場合（屈曲誤反応）のことである。Table 2-8-1 に各被験者の回外誤反応率（回外誤反応数／20）と屈曲誤反応率（屈曲誤反応数／20）の平均を示す。検定には、これらの誤反応率を角変換した値を用いた（North, 1950）。その結果、脳性まひ者では、屈曲誤反応率の方が回外誤反応率よりも有意に高い（ $t=2.47, df=19, p<0.01$ ）ことがわかった。さらに、脳性まひ者を病型別に分けてみると、アテトーゼ型では2つの誤反応率に有意差は認められなかったが、痙直型では有意に至らなかったものの屈曲誤反応率の方が回外誤反応率よりも高い傾向が認められた（ $t=2.30, df=9, p<0.10$ ）。

4. 考 察

本実験の結果は実験7の健常者の結果とは異なり、脳性まひ者では、両運動パターンのPMTの差が選択反応課題を用いても増大しなかった。もし、認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ独立に処理を行っているのであれば、あらかじめ反応すべき運動が決定されない選択反応課題を用いることにより、両運動パターンのPMTの差は大きくなるはずである。しかし、そのような結果になっていないので、実験6で示唆されたように、脳性まひ者の運動反応プロセスは健常者と異なり、認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ独立には処理を行っていないことになる。

しかし、病型別に分析してみると、アテトーゼ型と痙直型では異なる結果となっている。すなわち、アテトーゼ型では両運動パターンのPMTの差は単純反応課題と選択反応課題で同程度であったのに対し、痙直型では単純反応では屈曲のPMTが短く、選択反応では回外のパMTが短くなっていた。特に痙直型の結果は、先に予想した第2の場合に相当し、本来運動出力プロセスでの処理は、健常者同様回外の方が短い、あらかじめ行うべき反応が知らされている条件では認知プロセスと運動出力プロセスの間でなんらかの相互作用が生じていることになる。例えば、あらかじめ運動出力プロセスで運動を準備することができる場合は、回外よりも屈曲の方が準備される量が多い。そして、単純反応課題や弁別反応課題では、刺激提示後に処理される時間は屈曲の方が短くなることといったことは想定できる。

アテトーゼ型の結果は、先に述べた第1の予想結果、すなわち屈曲と回外のパMTの差が選択反応課題において増大する、と第2の予想結果、すなわち本実験の痙直型のように選択反応課題においては屈曲と回外の

時間関係が逆転する、のいずれでもない。この時考えられるのは、認知プロセスと運動出力プロセスの複雑な相互作用の結果、たまたま第1と第2の予想結果の中間の結果となり、一見単純反応課題と選択反応課題のPMTの差に変化がなかったということである。つまり、両プロセスの相互作用の程度によっては、両運動パターンの時間関係はどの様にもなると考えられる。しかし、すくなくとも健常者と異なった結果であることから、認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ独立して処理を行っていないといえよう。

さて、ここで認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ独立には処理を行っていないとはどういうことであるのかを考える。Taylor(1976)は、連続的に処理を行っているという意味は、先行のプロセスの処理が完了した後に後続のプロセスの処理が始まること、独立に処理を行っているという意味はあるプロセスの処理内容の変化が他のプロセスの処理内容に影響を与えないことと述べている。そうであるならば、本実験の結果は、脳性まひ者では認知プロセスにおいて反応が選択される前に運動出力プロセスで処理が始まってしまう、あるいは認知プロセスで屈曲が反応として選択されると運動出力プロセスでの屈曲の処理が影響を受けてしまう（例えば、処理時間の延長など）ということが考えられる。

これらの点についてさらに、この両プロセスが連続的に処理を行っていない場合と独立に処理を行っていない場合に分けて考察する。まず、両プロセスが連続的に処理を行っていないという点に関しては、脳性まひ者の不随運動や反射活動と関連づけることができる。これらの異常運動は、本人の意志とは無関係に外部からの刺激や精神的興奮によって誘発される。したがって、認知プロセスにおいて刺激に応じた反応が選択されている間に、運動出力プロセスにおいても刺激に対し、何らかの処

理が行われ異常反射等が出現する可能性がある。そこへ認知プロセスの反応選択の処理結果がもたらされても、望ましい反応は生起できないことになる。これは誤反応の分析結果からも言えることである。脳性まひ者では屈曲誤反応が多いという特徴が認められたが、一般に脳性まひ者の上肢は屈筋優位であり、刺激に対して屈曲が生起しやすくなっている。したがって、認知プロセスで回外が選択されても、運動出力プロセスでは刺激に対して認知プロセスの処理を待つことなく屈曲を生起させてしまう場合が多くなると考えられる。このような考え方は、序論で述べた Sanders(1983) の stress and human performance のモデルにも見受けられる。このモデルは、本研究で仮定している運動命令システムのような線型モデルにいわゆる資源 (resource) モデルを合体させたものであり、知覚プロセスに対応する資源である arousal (覚醒) メカニズムと運動出力プロセスに対応する資源である activation (活性化) メカニズムが、認知プロセスに対応する資源である effort (努力) メカニズムを介して、もしくは直接に関連を持っているモデルである。このモデルでは、刺激は知覚—認知—運動出力の線型な処理を行うと同時に、arousal メカニズム—activationメカニズムの経路で運動出力プロセスの処理に影響を及ぼすことが考えられる。本章では、この資源については扱ってはいないが、脳性まひ者の運動反応プロセスの研究には、今後必要になるとと思われる。

次に、認知プロセスと運動出力プロセスが独立に処理を行っていないという点に関しては、運動が行われる文脈の影響という観点から考えることができる。真野(1983)は、外界の手がかり刺激に応じて運動を行う外発性運動と自発的に運動を行う内発性運動では、行う運動が同じであっても運動が行われる文脈が異なるので運動中枢の関与の仕方が異なる

ことを示した。今回用いた単純反応課題は外発性運動を、選択反応課題は単に刺激に応じて反応するのではなく判断に基づいて運動を行うものであることから内発性運動に近い運動を生起させうるものであると考えられる。したがって、両反応課題では同じ運動パターンを行う場合でも運動中枢の関与の仕方が異なることになる。とすると、脳性まひ者は運動中枢に病変を持つものであるから、反応課題が運動中枢の関与の仕方に及ぼす影響は健常者と異なるかもしれない。言い換えるならば、認知プロセスの処理内容の変化（反応選択を行わない、行う）が運動出力プロセスの処理（運動中枢の関与の仕方）に及ぼす影響は、脳性まひ者では健常者と異なる可能性がある。

最後に、本実験で得られた病型の差異について考える。選択反応課題においてアテトーゼ型は単純反応課題と同じく屈曲の方が回外よりもPMTは短かったが、痙直型では逆に回外の方が短い傾向にあった。また、屈曲誤反応が回外誤反応よりも多いという特徴は痙直型に強く見られた。矢島(1980, 1981)は予告刺激が脳性まひ者のPMTに及ぼす影響を調べ、痙直型において予告刺激によってPMTが短縮せず逆に延長してしまうケースを報告している。これらのことは、アテトーゼ型よりも痙直型の方が課題による運動出力プロセスへの影響を受けやすいことを示すものと解釈できる。しかし、脳性まひにおいては脳の病変と臨床像（病型）の対応は困難である（斎藤・中村, 1979）と言われ、病型の違いによる課題成績の違いについては慎重に解釈しなければならない。おそらく、病型によるのではなく、序論で述べたような運動関連脳電位から脳性まひ者の運動反応プロセスを明らかにする試みも必要であると思われる。

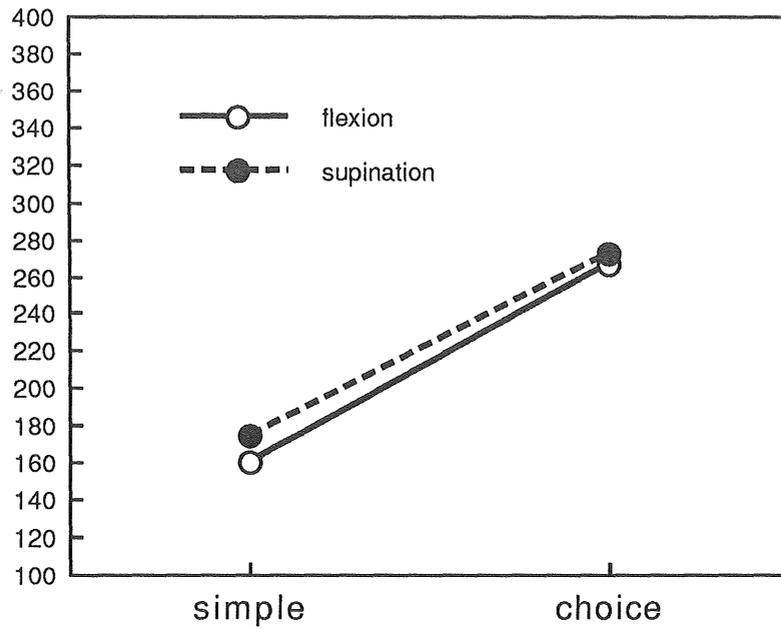


Fig.2-8-1 Mean Premotor Times of Subjects with Cerebral Palsy in the Simple and Choice Reactions (ms.)

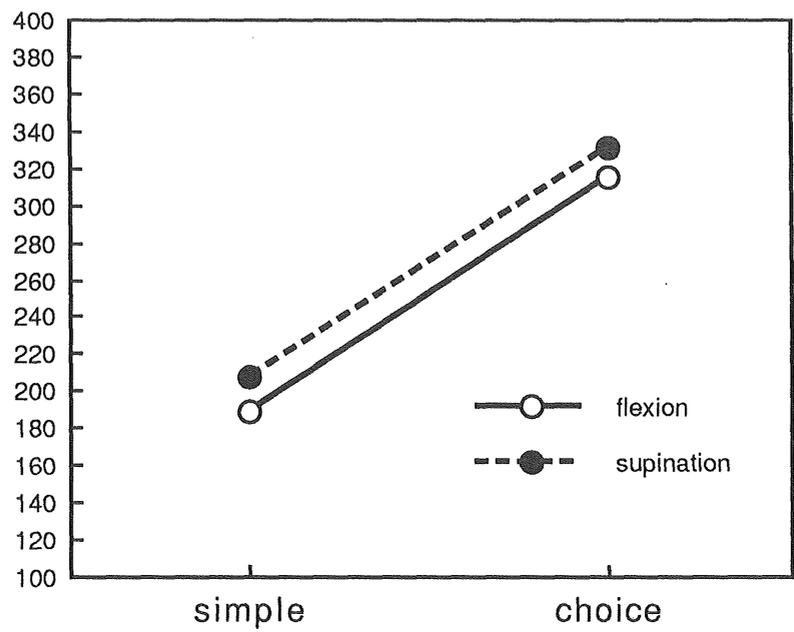


Fig.2-8-2 Mean Premotor Times of Athetotic Subjects in the Simple and Choice Reactions (ms.)

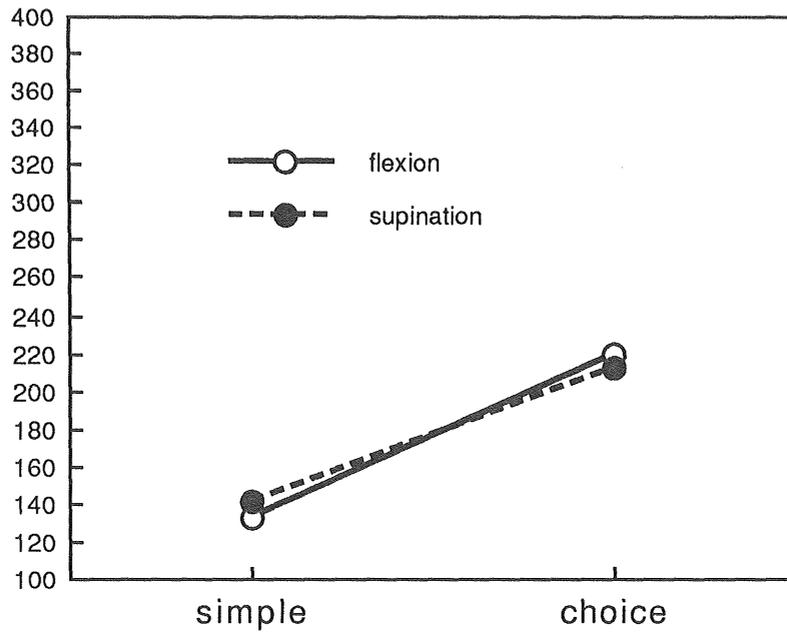


Fig.2-8-3 Mean Premotor Times of Spastic Subjects in the Simple and Choice Reactions (ms.)

Table 2-8-1 Percentage of Error Reactions in the Subject with Cerebral Palsy

	Cerebral Palsy	Athetotic	Spastic
Supination error	3. 0 0 %	3. 5 0 %	2. 5 0 %
Flexion error	8. 0 0 %	6. 5 0 %	9. 5 0 %

(number of error reactions/20)

第9章 実験9

反復練習が健常者の肘屈曲・前腕回外運動のPMTに及ぼす影響

1. 問 題

上腕二頭筋は肘屈筋であるが、肘関節屈曲位においては回外筋としても働く(Travill and Basmajian, 1961)。Nakamura and Saito(1974)は、健常者の場合、回外の方が屈曲よりも、刺激提示から筋活動開始までの時間、すなわちPMTが短いことを報告した。その後、これと同じ結果が健常者を被験者とした研究で得られている(笠井, 1982, 1983; 笠井・小林, 1981; Kasai, Nakamura, and Taniguchi, 1982; Wakabayashi, Nakamura, and Taniguchi, 1981)。笠井(1983)はこれらの研究を概観し、屈曲のPMTから回外のPMTを減じた値(DFS: Difference between flexion and supination)は、運動出力系の機能を反映していると述べている。それは、このDFSが利き手、非利き手あるいは左利き、右利きなどの大脳半球の優位性に関係なく両側に認められ、健常者においてトレーニングによって増大するからである。

本実験では、脳性まひ者のDFSがトレーニングによって変化しうるものか否かを検討するために、まず健常者におけるトレーニングによるDFSの変化を確認する。そのため健常者2名に対し、5日間連続して単純反応課題と選択反応課題を用いて反復練習を行い、屈曲と回外のPMTを測定する。

本実験は、川間(1989)に報告してある。

2. 方 法

1)被験者：健常者2名（N1，N2）である。N1は22歳9カ月、男性、右手利きである。N2は24歳3カ月、男性、右手利きである。

2)実験装置及びPMTの測定方法：刺激にはキセノンランプ（反応測定器Ⅱ型：竹井機器）を用いた。PMTの測定方法は、まず被験者の利き手の上腕二頭筋から時定数0.03秒で筋活動電位を導出し、生体電気アンプ（AB-621G：日本光電）によって増幅し、光刺激と共にデータレコーダー（RMG-5304：SONY）に磁気記録した。実験終了後、磁気記録された筋活動電位をペンレコーダーに再生し、光刺激提示から筋活動開始までの時間、すなわちPMTを1ms単位で測定した。

3)反応課題：単純反応課題と選択反応課題の2つである。各反応課題には屈曲と回外の2つの運動パターンが含まれる。単純反応課題では、被験者は実験者の「用意」という口頭予告の2～3秒後に眼前90cmに提示される光刺激に対し、利き手で、できる限り速くあらかじめ指示されている反応（屈曲あるいは回外）を行う。選択反応課題では、同じく実験者の「用意」という口頭予告の後に、ランダムな順序で提示される2種類の光刺激に対し、赤色なら屈曲（あるいは回外）運動を、黄色なら回外（あるいは屈曲）運動をできるだけ速く行う。

4)手続き：両課題とも被験者はテーブルの前の椅子に座り、体幹を垂直にし、前方の光刺激提示部を見る。次に、利き手をテーブル上のアームレストの上に置き、肘関節50～90度屈曲し、前腕をやや回内位に保った。両課題間に5分間の休憩をおいた。試行数は両課題とも屈曲、回外それぞれ20試行であった。単純反応課題では5試行ごとに運動パターンを変え、選択反応課題では10試行ごとに30秒程度休憩した。試行間隔は10～30秒でランダムとしたが、筋活動の消失を確認してから次の試行に

移った。被験者は、1日に4条件、合計80試行を行った。そして、これを5日間連続して行った。実験時間は午前中であり、5日間とも同じ時間帯である。1日目だけ、両課題とも練習試行を20回行い、被験者が課題を十分理解してから測定に入った。2日目以降は両課題とも練習試行を5試行を行った後に測定に入った。単純反応課題、選択反応課題における光刺激の色と運動パターンの組み合わせは、被験者ごと、また日にちごとに変えた。

3. 結 果

単純反応課題では、各運動パターン20試行のPMTのうち、最も短いもの2試行、最も長いもの2試行は除外し、残り16試行の平均値を個人の代表値とした。選択反応課題も同様に、最も短いもの2試行、最も長いもの2試行を除外し、さらに誤反応のPMTも除外し、残りのPMTの平均値を個人の代表値とした。Fig.2-9-1 とFig.2-9-2 に各被験者のPMTの5日間の変化を示す。Fig.2-9-3 にPMTの短縮率を示す。短縮率は次の式でもとめた。

$$\left[(1日目のPMT) - (4日目、5日目のうち短い方のPMT) \right] / (1日目のPMT)$$

Fig.2-9-4 とFig.2-9-5 には各被験者のDFS（屈曲のPMTから回外のPMTを減じた値）の変化を示した。

まず、N1の結果から見てみる。4条件ともPMTは短縮しているが、選択反応課題の方が短縮率は大きい。単純反応課題では、2日目にPMTが屈曲、回外ともに遅延しているが、そこから5日目までは短縮している。また、5日間通して常にDFSは正の値（回外の方が屈曲よりPMTが短い）となっており、3日目以降、DFSは大きな値となっている。選択反応課題では、2日目から4日目まではあまり大きな変化はないが、5日目に大幅にPMTは短縮している。5日目にDFSは0になっているが、その他の日では減少しながらも正の値となっている。

次にN2を見てみる。単純反応課題では、N1と同じく2日目にPMTは遅延しているが、3日目と5日目には短縮している。DFSは5日間とも正の値である。選択反応課題では、回外では2日目と5日目にPMTは短縮しているが、屈曲については一定の傾向は認められず、短縮率をみても唯一短縮していない。DFSは1日目は負であるが、変動は

大きいもののそれ以降は正の値である。

4. 考 察

短縮率をみてみるとN2選択反応課題の他はすべて短縮しており、反復練習の効果が認められる。但し、屈曲、回外のいずれにおいて反復練習の効果が顕著であったのかは今回のデータからは分からない。また、選択反応課題のPMTでは運動出力プロセスにおける練習の効果と認知プロセスにおける練習の効果が現れると予想されることから、短縮率は単純反応課題よりも大きくなるかもしれない。しかし、N1はそのような結果になっているが、N2では選択反応課題の回外の短縮率が負を示しており、この仮説は支持されない。これは、N2の単純反応課題のPMTは短縮していることから、運動出力プロセスには練習の効果があつたと考えられるが、選択反応課題で行われる認知的な処理には本実験のような反復練習では効果がなかったためと思われる。また、通常練習によってSDが小さくなるとも言われるが、そのような傾向は認められなかった。

本実験の練習は、5日間同じ課題を繰り返し行っただけの反復練習であつて、成績の向上を意図した特別の配慮を行わなかった。練習をより効果的なものにするには、動機づけが必要であり、内的興味、KR（結果の知識）、強化子、練習時間、練習回数、練習方法（分散試行・集中試行）等考慮しなくてはならない(Singer, 1968)。今後は、これらの点を考慮し、どのような練習条件において最もPMTが短縮する必要があるのか検討する必要がある。

ところで、先に述べたように、DFSは利き手・非利き手あるいは左手利き・右手利きなど大脳半球の優位性に関係なく両側に認められる(笠井・小林, 1981 ; Nakamura, and Saito, 1974)ことが知られており、このことから、DFSは生体の運動出力系の機能を反映していると考え

られた。笠井(1982,1983)は、テニスの初心者の屈曲と回外のPMTを測定し、テニスの練習を数カ月続け、再び測定したところ、DFSが増大したことを報告した。そして、その理由については、トレーニングによって運動出力系に存在する運動パターンジェネレーション機能に質的変換が生じるためであると示唆している。本実験で、反復練習を行ったのは、PMTの短縮を目標としたものでなく、DFSの変化を確認するためであった。この点から、各被験者をみると、N1のDFSは単純反応課題では増大しているが、選択反応課題では減少しており、N2では単純反応課題において2日目にDFSが減少したものの後半徐々に増大し、選択反応課題では1日目より後半増大している。これらの結果から考えると、はっきり反復練習によってDFSが増大したとは言いがたいが、増大する傾向はわずかながら認められるとは言えよう。練習方法等を考慮することにより、DFSが増大するという結果が得られるものと思われるが、今後検討していきたい。

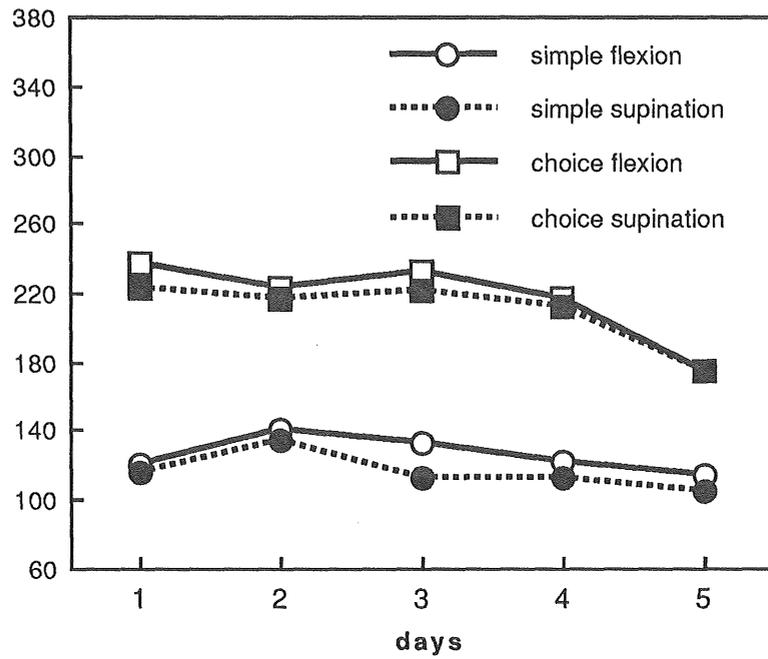


Fig.2-9-1 Mean Premotor Times of Normal Subject 1 in the Each Day (ms.)

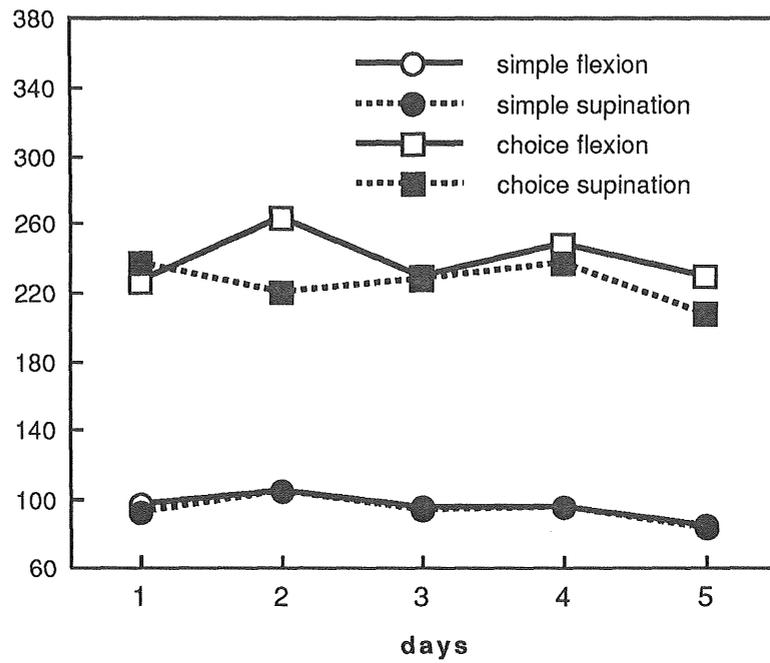


Fig.2-9-2 Mean Premotor Times of Normal Subjects 2 in the Each Day (ms.)

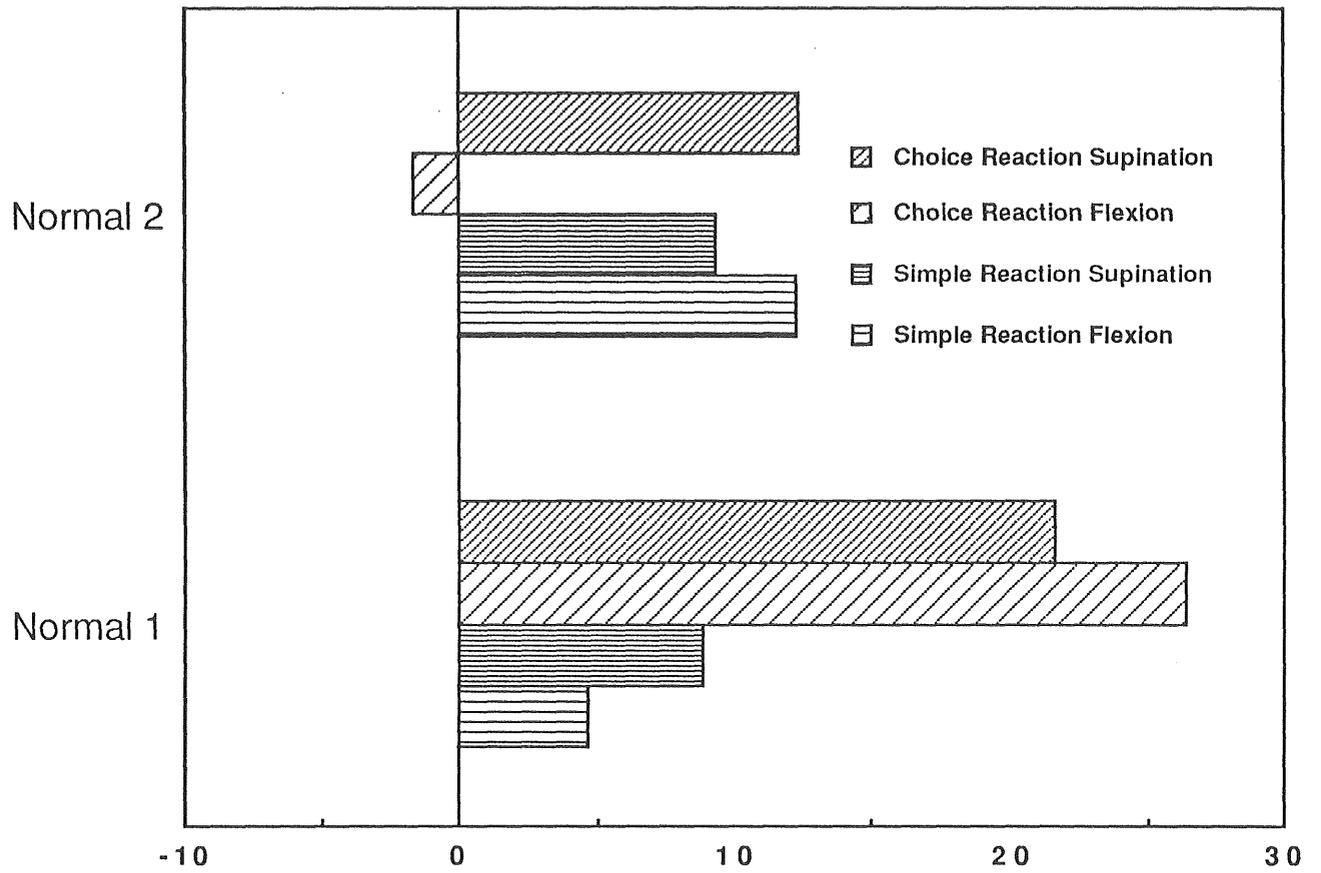


Fig.2-9-3 Short Ratio of Premotor Times in Normal Subjects (%)

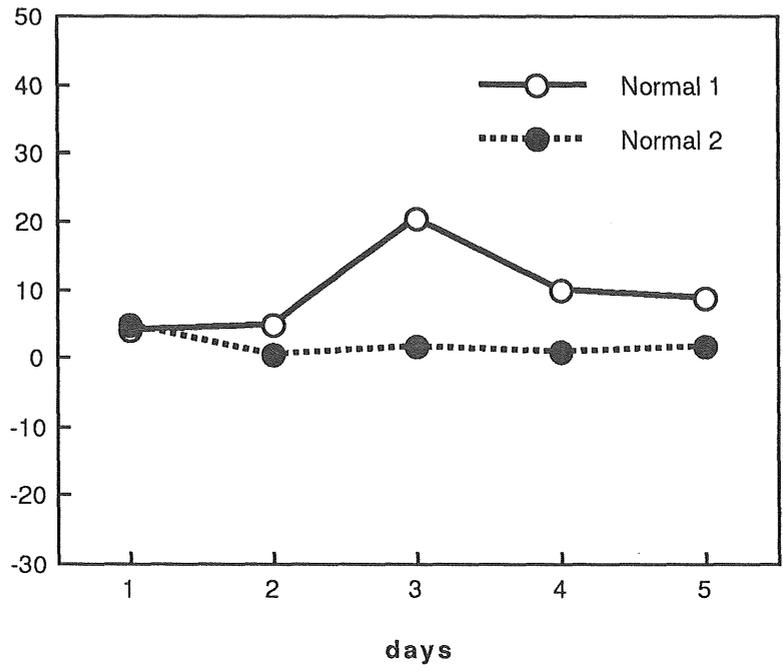


Fig.2-9-4 DFSs of Normal Subjects in the Simple Reaction (ms.)

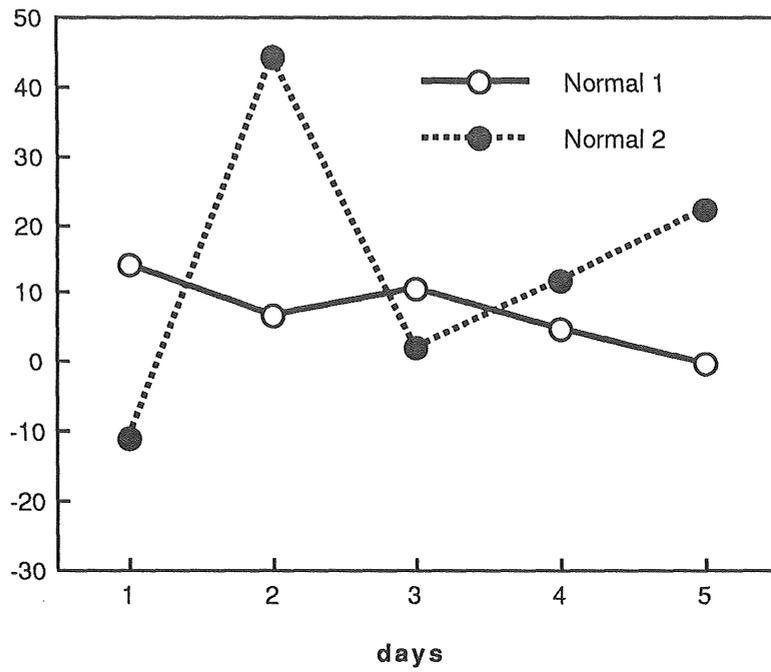


Fig.2-9-5 DFS of Normal Subjects in the Choice Reaction (ms.)

第10章 実験10

反復練習が脳性まひ者の肘屈曲・前腕回外運動のPMTに及ぼす影響

1. 問 題

笠井(1983)は、屈曲のPMTから回外のPMTを減じた値であるDFSが、運動出力系の機能を反映していると述べている。笠井(1982, 1983)が行ったテニスの初心者に対する練習では、数カ月後DFSが増大しており、それは運動出力系の運動パターンジェネレーション機能に変化が生じたためであると述べている。実験9では、この知見を確認することを目的としたが、それほど明瞭な結果は得られなかった。

ところで、脳性まひ者のDFSは実験4、実験6、実験8から分かるように、アテトーゼ型においても痙直型においても健常者と逆に、屈曲のPMTの方が回外のPMTよりも短いため負の値をとる。健常者の場合、多くの先行研究や実験3、実験5、実験7、実験9から明らかなように、回外のPMTの方が屈曲のPMTより短いため、DFSは正の値をとり、練習によってその正の値が大きくなるのである。脳性まひ者の場合、DFSは負の値であるので、健常者の結果から練習によってDFSがどの様に変化するのかは予想しにくい。脳性まひ者のDFSが負の値を示すのは運動出力プロセスに問題があるためであるが、練習によって改善されるであろうか。改善されるとすれば、DFSは正の値に転ずるかもしれない、負の値であっても縮小すると思われる。本実験はこの点を検討するためにアテトーゼ型脳性まひ者1名、痙直型脳性まひ者1名に対して、5日間連続して単純反応課題、選択反応課題を用いて反復練習を行い、屈曲と回外のPMTを測定する。

本実験は、川間(1989)に報告してある。

2. 方 法

1)被験者：アテトーゼ型脳性まひ者（Ath）1名と痙直型脳性まひ者（Sp）1名である。Athは23歳3カ月、男性、右手利き。徒手筋力検査の肘関節屈曲運動、前腕回外運動はともに優であり、またこの両運動の関節可動域にも制限はない。Spは21歳11カ月、男性、右手利きである。徒手筋力検査の肘関節屈曲運動、前腕回外運動はともに優であったが、関節可動域は肘関節屈曲運動は良好なものの、前腕回外運動は自動、他動とも20度程度で制限されていた。

2)実験装置及びPMTの測定方法：刺激にはキセノンランプ（反応測定器Ⅱ型：竹井機器）を用いた。PMTの測定方法は、まず被験者の利き手の上腕二頭筋から時定数0.03秒で筋活動電位を導出し、生体電気アンプ（AB-621G：日本光電）によって増幅し、光刺激と共にデータレコーダー（RMG-5304：SONY）に磁気記録した。実験終了後、磁気記録された筋活動電位をペンレコーダーに再生し、光刺激提示から筋活動開始までの時間、すなわちPMTを1ms単位で測定した。

3)反応課題：単純反応課題と選択反応課題の2つである。各反応課題には屈曲と回外の2つの運動パターンが含まれる。単純反応課題では、被験者は実験者の「用意」という口頭予告の2～3秒後に眼前90cmに提示される光刺激に対し、利き手で、できる限り速くあらかじめ指示されている反応（屈曲あるいは回外）を行う。選択反応課題では、同じく実験者の「用意」という口頭予告の後に、ランダムな順序で提示される2種類の光刺激に対し、赤色なら屈曲（あるいは回外）運動を、黄色なら回外（あるいは屈曲）運動をできるだけ速く行う。

4)手続き：両課題とも被験者はテーブルの前の椅子に座り、体幹を垂直にし、前方の光刺激提示部を見る。次に、利き手をテーブル上のアー

ムレストの上に置き、肘関節50～90度屈曲し、前腕をやや回内位に保った。両課題間に5分間の休憩をおいた。試行数は両課題とも屈曲、回外それぞれ20試行であった。単純反応課題では5試行ごとに運動パターンを変え、選択反応課題では10試行ごとに30秒程度休憩した。試行間隔は10～30秒でランダムとしたが、筋活動の消失を確認してから次の試行に移った。被験者は、1日に4条件、合計80試行を行った。そして、これを5日間連続して行った。実験時間は午前中であり、5日間とも同じ時間帯である。1日目だけ、両課題とも練習試行を20回行い、被験者が課題を十分理解してから測定に入った。2日目以降は両課題とも練習試行を5試行行った後に測定に入った。単純反応課題、選択反応課題における光刺激の色と運動パターンの組み合わせは、被験者ごと、また日にちごとに変えた。

3. 結 果

単純反応課題では、各運動パターン20試行のPMTのうち、最も短いもの2試行、最も長いもの2試行は除外し、残り16試行の平均値を個人の代表値とした。選択反応課題も同様に、最も短いもの2試行、最も長いもの2試行を除外し、さらに誤反応のPMTも除外し、残りのPMTの平均値を個人の代表値とした。

Fig. 2-10-1とFig. 2-10-2に各被験者のPMTの5日間の変化を示す。Fig. 2-10-3にPMTの短縮率を示す。短縮率は次の式でもとめた。

$$\left((1日目のPMT) - (4日目、5日目のうち短い方のPMT) \right) / (1日目のPMT)$$

Fig. 2-10-4とFig. 2-10-5にはDFS（屈曲のPMTから回外のPMTを減じた値）の変化を各被験者ごとに示した。

まず、Athを見てみる。短縮率は4条件とも短縮しており、単純反応課題の短縮率の方が選択反応課題の短縮率よりも大きい。単純反応課題では、4日目までPMTは短縮しているが、5日目にやや遅延した。DFSは3日目だけは負の値であるが、4、5日目は正の値で、1、2日目より大きな値となっている。選択反応では、短縮のピークは屈曲2日目、回外3日目であるが、5日目でも1日目より短縮している。DFSは1、2日目は負であるが後半正の値に転じている。

Spでも4条件ともPMTの短縮が認められた。単純反応課題では3日目まで大きな変化はないが、4日目に大幅に短縮している。しかし、5日目に回外が遅延した。DFSは常に負となっており、後半に負の値がより大きくなった。選択反応課題では、屈曲は4日目までは短縮、回外は3日目に大きく遅延したが、それ以外は短縮している。DFSは1、3、4日目は負となっており、特に3日目は大きな負の値をとっている。

4. 考 察

まず、短縮率をみてみると、AthもSpもいずれの条件でも短縮しており、しかも実験9の健常者と同じか条件によってはそれ以上の短縮率を示している。その意味では、この反復練習が成績の向上に結びついていると言ってよい。

次にDFSについて見てみる。Athの結果をみると、単純反応課題においても選択反応課題においても、前半DFSは屈曲と回外のPMTにあまり差がないため小さな値を示すか、また屈曲のPMTの方が短いため負の値を示していた。しかし、後半はDFSは常に正の値をとり、増大している。つまり、反復練習によって単にPMTが短縮しただけでなく、DFSも変化していることから、Athの運動出力プロセスの処理機能が改善されたと言える。笠井(1982, 1983)は、健常者においてトレーニングによってDFSが増大することを報告し、トレーニングによって運動出力系に存在する運動パターンジェネレーション機能に質的変換が生じることを示唆している。これにしたがえば、Athの結果は、運動出力系の運動パターンジェネレーション機能に質的変換が生じたためと解釈できる。なお、笠井(1982, 1983)の言う運動出力系は、本研究で言う運動出力プロセスと同義のものであり、運動パターンジェネレーション機能とは、運動出力プロセスの中の運動プログラムと関連した機能であると言えよう。

Spの結果はAthや実験9の健常者とは異なるものであった。特徴的であったのは、単純反応課題において反復練習に伴ってDFSが負方向に大きくなっている。これは練習の効果であろうか。本来痙直型のDFSは負であるので、練習によってその傾向がより明瞭になったとも言えよう。その意味では、実験9の健常者で本来、正の値のDFSが練習に

よってその傾向が明瞭になったことと同様に考えられる。つまり、反復練習によって運動出力プロセスの処理機能に変化が起きて、それなりに効率よく処理を行うようになったと言える。しかし、DFSが負を示すこと自体が運動出力プロセスに問題を持つためと考え、望ましい変化とは言えないかもしれない。また、注意すべき点は、Spの回外の関節可動域が20度程度で制限されていることである。この場合、単純な練習、すなわち反復練習は回外の練習としては効果的でなく、運動パターンジェネレーション機能に質的変換が起きた、起きたとしてもAthや実験9の健常者とは異なるものであったと考えられる。

以上の考察から、①反復練習によって脳性まひ者のPMTは短縮する、②反復練習によってAthのDFSは正の値に転じ、それは運動出力プロセスの機能が改善されたためと推測される、③SpのDFSは反復練習によって変化し、運動出力系に何らかの変化があったことは推測されるが、その変化はAthや健常者のものとは異なり、望ましいものとは言いきれず、さらにそのことは関節可動域の制限と関連していると思われる、と結論できよう。

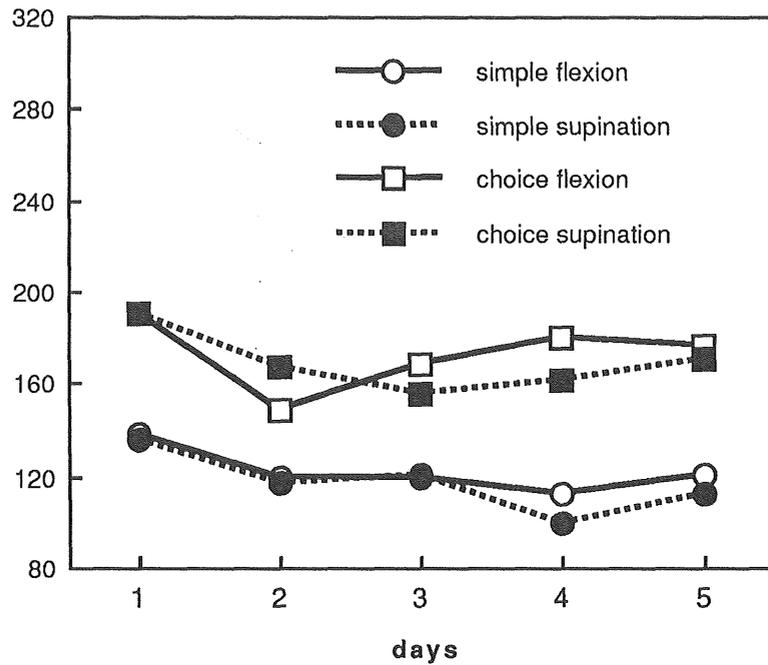


Fig.2-10-1 Mean Premotor Times of Athetotic Subject in the Each Day (ms.)

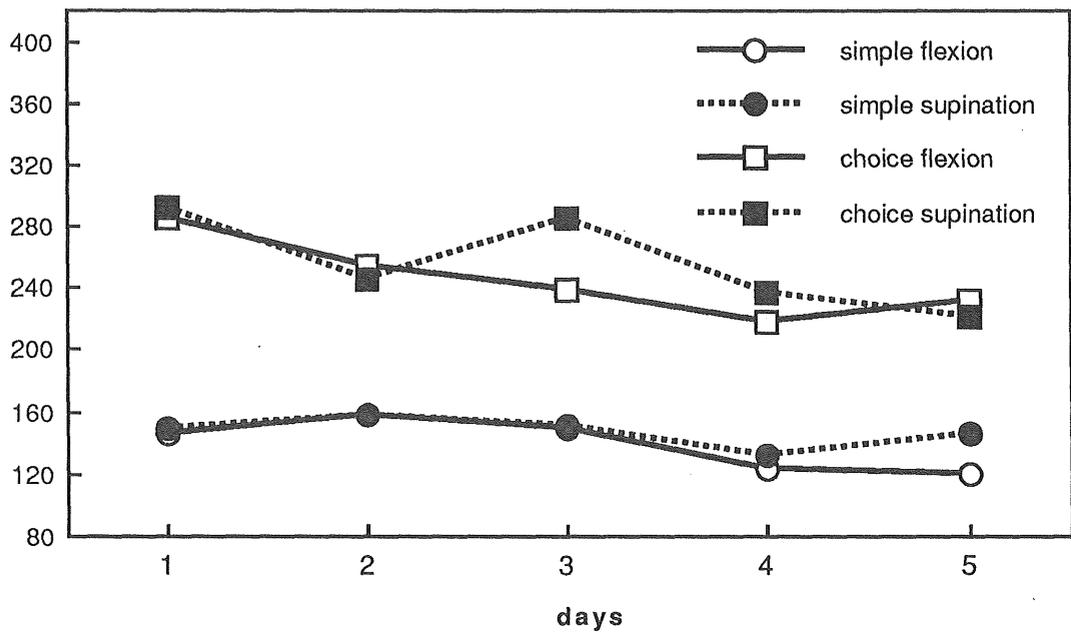


Fig.2-10-2 Mean Premotor Times of Spastic Subject in the Each Day (ms.)

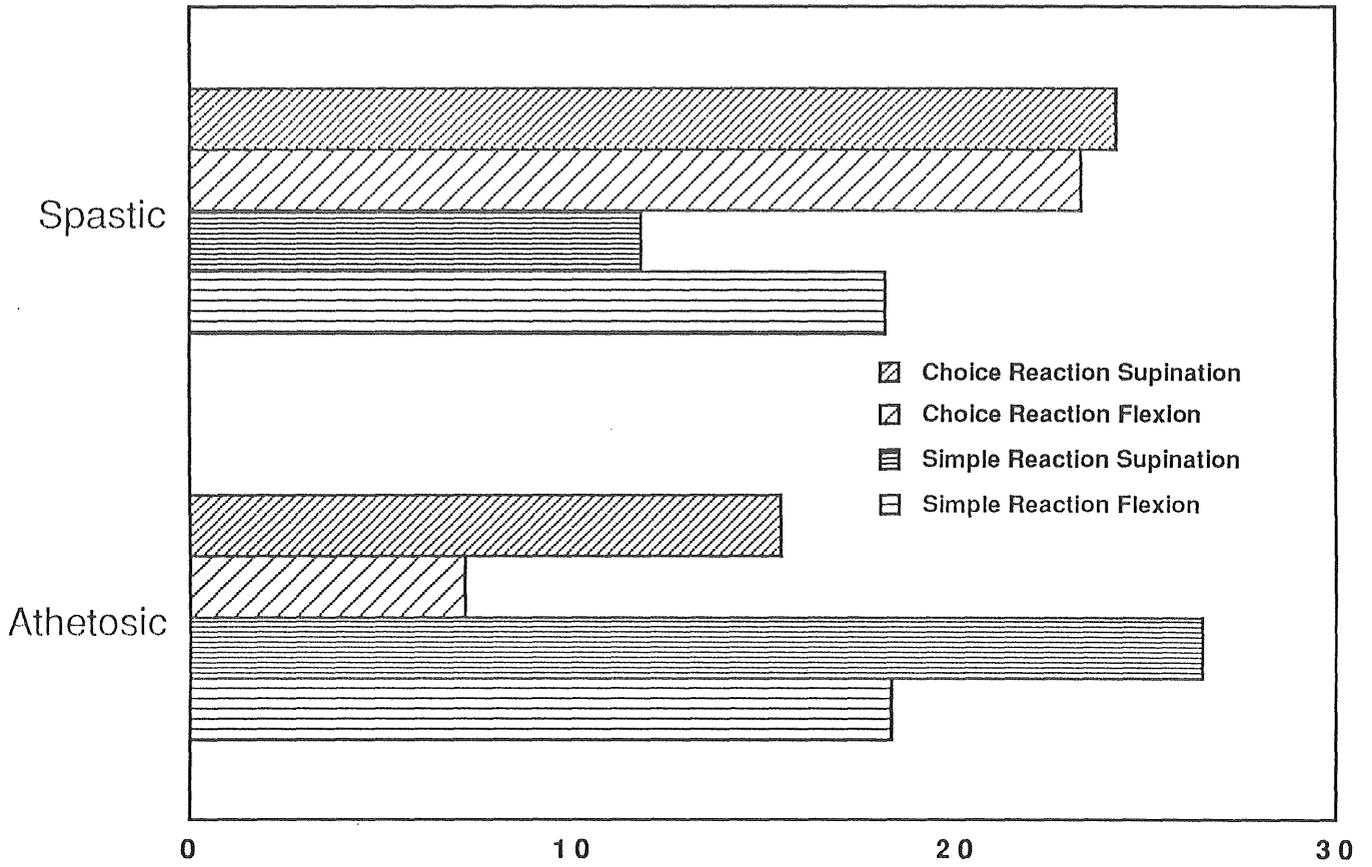


Fig.2-10-3 Short Ratio of Premotor Times in the Subjects with Cerebral Palsy (%)

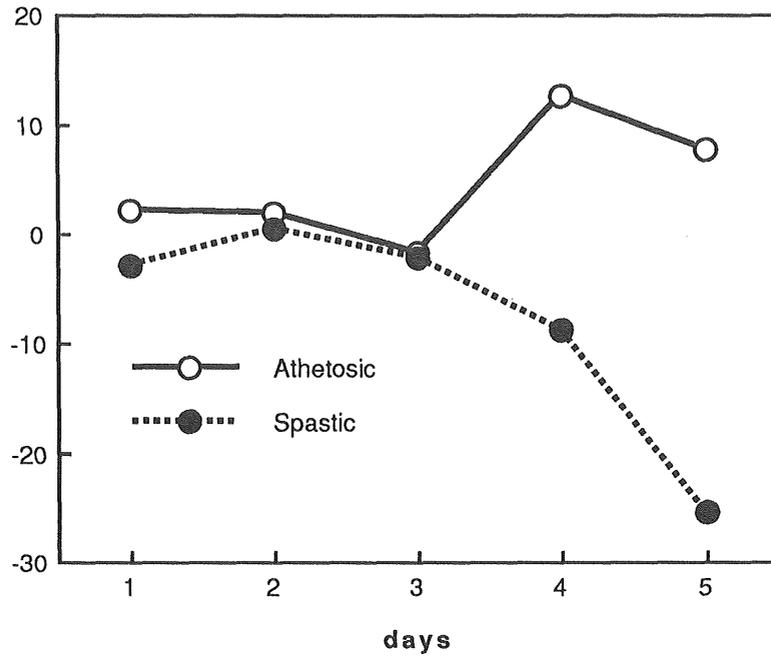


Fig.2-10-4 DFS of Subjects with Cerebral Palsy in the Simple Reaction (ms.)

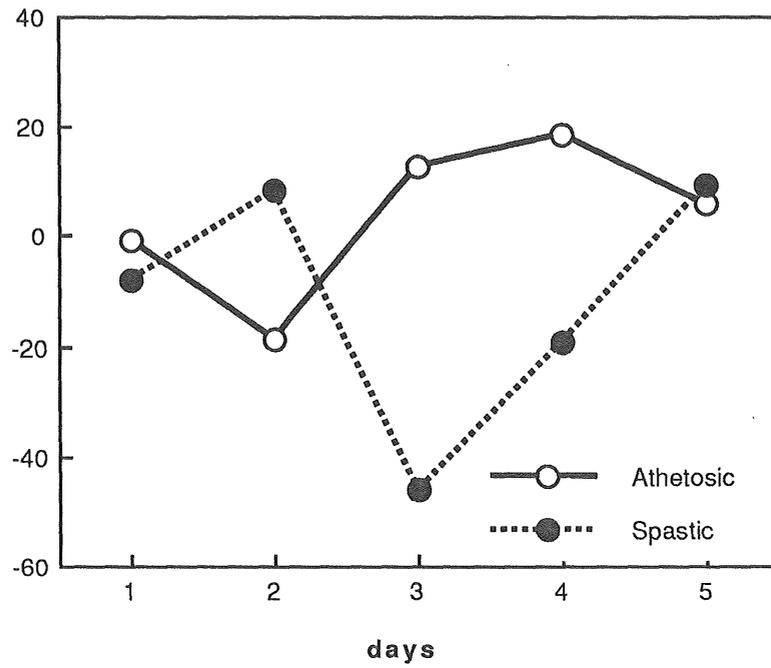


Fig.2-10-5 DFS of Subjects with Cerebral Palsy in the Choice Reaction (ms.)

第Ⅲ部

運動命令システムと筋調整システムの関係

第 1 1 章 実験 1 1

試行経過に伴う健常者のPMT, MTの変化

1. 問題

Weiss(1965)は、反応時間 (reaction time:RT) を刺激提示から運動の生起に先行して生じる筋活動の開始までの時間 (premotor time: PMT) と筋活動の開始から実際の運動の開始までの時間 (motor time: MT) に分けて測定した。そして、予告刺激から反応刺激までの時間間隔の変化にPMTは影響され、MTは影響されないことから、PMTは中枢での処理時間を反映し、MTは末梢の筋システムでの処理時間を反映すると結論した。Botwinick and Thompson(1966a,1966b)は Weiss(1965)の追試を行い同様の結果を得た。

ところで、実験3から実験10までは、反応時間のうちPMTしか測定しておらず、運動反応プロセスのうち運動命令システムのみを取り扱っている。これらの実験では、認知プロセスと運動出力プロセスの相互関係を検討することが目的であったので、MTの測定は必ずしも必要ではなかった。しかしながら、運動反応プロセスを検討していくに当たっては、筋システムにおける問題も検討していかななくてはならず、さらに運動命令システムと筋システムの関連性を問題としていかななくてはならない。

そこで、実験11以降はPMTだけではなく、MTも測定して運動反応プロセスを検討していく。さらに、実験3から実験10や、PMTやMTを測定している多くの研究では、主動筋から測定されているのみで、拮抗筋からは測定されていない。脳性まひ者の運動障害を考えた場合、主動筋と拮抗筋が協調して活動しているか否かに注目する必要がある。そこで、第Ⅲ部では主動筋だけではなく拮抗筋からもPMTとMTを測

本実験は、川間・石田(1988)に報告してある。

定する。

実験10では、脳性まひ者のPMTとMTを測定するに当たって、まず健常者のPMTとMTを測定し、上腕二頭筋と上腕三頭筋のPMTとMTの関係を把握し、またこれらが試行の経過に伴っていかに変化するかを検討する。ここでは、試行を積み重ねることによって、練習効果や疲労効果がPMTやMTに現れることが予想される。PMTの短縮は練習による運動命令システムにおける処理の効率化であり、延長は疲労による運動命令システムの処理低下である。同様に、MTの短縮は、筋システムの練習による処理の効率化であり、延長は疲労による筋システムの処理低下である。

2. 方 法

1)被験者：健常者14名（男子9名、女子5名）であり、年齢は20歳2カ月から25歳1カ月である。全員右手利きである。

2)測定装置：刺激はオーディオメーター（AA-34：RION）により1000Hz、90dBの純音を発生し、電子スイッチ（SB-10A：RION）によって持続時間を250ms、反応刺激は50msにし、ヘッドホーンによって被験者に与えた。両刺激の間隔は1～8.5秒でランダムである。反応時間（RT）はデジタイマー（光変調ユニット付、TW-7010：竹井機器）によって測定した。反応刺激から運動の生起に先行する筋活動の開始までの時間、すなわちPMTは次のように測定した。まず、被験者の利き手の上腕二頭筋および上腕三頭筋の筋腹より、時定数0.03秒で筋活動電位を導出し、生体アンプ（AB-621G：日本光電）によって増幅する。次にこの筋活動電位をコンピュータ（PC-8001M2：日本電気）によって毎秒1000回のサンプリング周波数で刺激提示から0.5秒間A/D変換する。これを毎秒100回の頻度で出力、D/A変換したものをペンシロスコープ（8K33：日本電気三栄）に記録する。これによりオンラインで反応刺激提示後の0.5秒間の筋活動電位を紙幅7.5cmで記録することができる。そして、刺激提示から筋活動開始までの時間を1ms単位で測定する。筋活動開始から実際の運動の開始までの時間、すなわちMTは、RTからPMTを減じることによって算出する。

3)手続き：被験者は椅子に座り、利き手をアームレストの上に置き、肩関節0度、肘関節90度屈曲、前腕やや回内位に保つ。そして、ヘッドホーンを装着し、予告刺激の次に聞こえる反応刺激に対して、できるだけ速く肘関節屈曲運動を行う。試行数は10試行を1ブロックとし、計6ブロック60試行行う。被験者は、10～15試行練習を行った後測定には

いる。

3. 結 果

結果の分析においては、試行経過ごと、すなわち各ブロックごとに10試行の平均値を求め、これを個人の代表値とした。

Fig. 3-11-1にRTの結果を示す。分散分析を行ったところ、試行経過の効果は有意ではなく、RTは影響を受けていないように見える。

Fig. 3-11-2にPMTの結果を示す。筋（上腕二頭筋・上腕三頭筋）×試行経過（6ブロック）の分散分析を行ったところ、筋（ $F_{(1, 13)}=34.30, p<0.01$ ）と試行経過（ $F_{(5, 65)}=2.75, p<0.05$ ）の主効果が有意であった。しかし交互作用は認められなかった。これは、健常者のPMTは上腕二頭筋の方が上腕三頭筋より短いこと、試行経過が進むにつれてPMTが長くなることを示している。

Fig. 3-11-3にはMTの結果を示した。筋（上腕二頭筋・上腕三頭筋）×試行経過（6ブロック）の分散分析を行ったところ、筋（ $F_{(1, 13)}=34.32, p<0.01$ ）と試行経過（ $F_{(5, 65)}=2.75, p<0.05$ ）の主効果が有意であった。両者の交互作用はなかった。これは、Fig. 3-11-3からも分かるように上腕二頭筋の方が上腕三頭筋よりMTが長いことまた、MTはPMTとは逆に試行経過に伴って短縮することを示している。

4. 考 察

Weiss(1965) は、R TをP M TとM Tに分けて測定した。そして、予告刺激から反応刺激までの時間間隔の変化によって、P M Tは変動するがM Tは変化しないという結果を得、P M Tは中枢での処理に関与し、M Tは末梢の筋システムに関与しているとした。Botwinick and Thompson(1966a, 1966b)はWeiss(1965) の追試を行い同様の結果を得ている。その後、多くの研究が、P M Tは様々な心理変数によって変動するが、M Tは変動しないという知見を示している (Clarkson, 1978; Lagasse and Hayes, 1973; Sheridan, 1984a; Ward, 1978; Ward and Grabiner, 1982)。

ところで、試行経過の効果には、先に述べた用に練習によるR Tの短縮と、疲労や注意の減少によるR Tの遅延という相反する2つの効果があると考えられる。今回の結果をみると、P M Tは試行経過とともに延長しており、疲労や注意の減少の影響を受けていると言えよう。ところが、M Tは逆に試行経過に伴って短縮していた。矢島・氏森・興梠 (1985) も健常者で試行経過に伴ってM Tが短縮することを報告している。M Tは先に述べたように一般的には変動しないと言われるが、Fleury and Lagasse(1979) は練習によってM Tが短縮することを報告している。したがって、健常者では、中枢レベルの処理に関連しているP M Tは試行経過による疲労や注意の減少の影響を受けたため遅延し、末梢の筋レベルに関連したM Tは疲労や注意の減少よりも練習の効果として短縮したと解釈する。

次に上腕二頭筋と上腕三頭筋の関係について考える。P M Tは20ms前後上腕二頭筋の方が短くなっていた。M TはR TからP M Tを減じた値であるから逆に上腕三頭筋の方が短くなっていた。上腕二頭筋は肘関節

屈曲運動の主動筋であるから上腕三頭筋よりPMTが短いのは当然のことである。上腕三頭筋は拮抗筋であるから肘関節屈曲運動には不必要とも考えられるが、筋活動が認められるということは、拮抗筋であってもこのような ballistic movement では共同筋として運動に関与すると言える。また、PMTにおいて、筋×試行経過の交互作用は認められなかった。これは、additive factor method(Sternberg, 1969)に従って解釈すると、筋によるPMTやMTの遅速を生み出すプロセスと試行経過に影響されるプロセスが独立したものであることを示すものと考えうる。

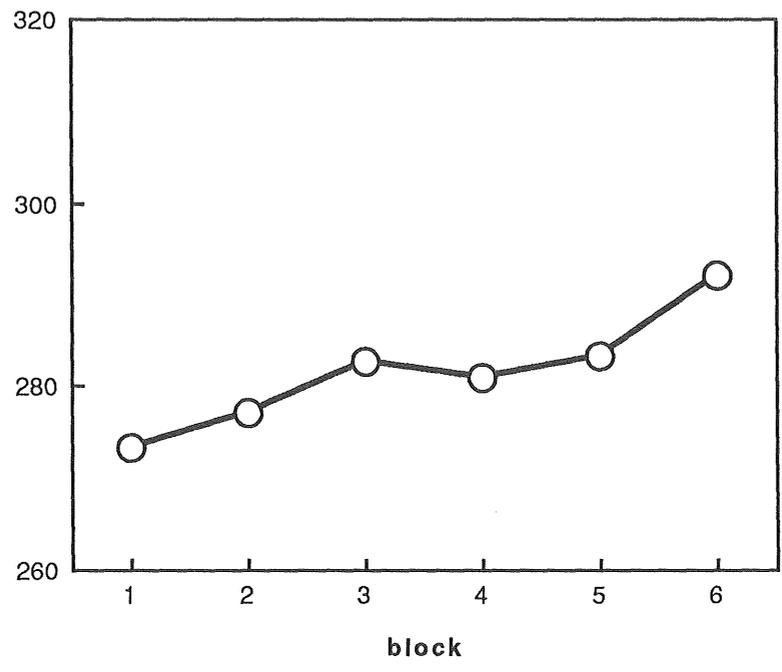


Fig.3-11-1 Mean Reaction Times of the Each Block in Normal Subjects (ms.)

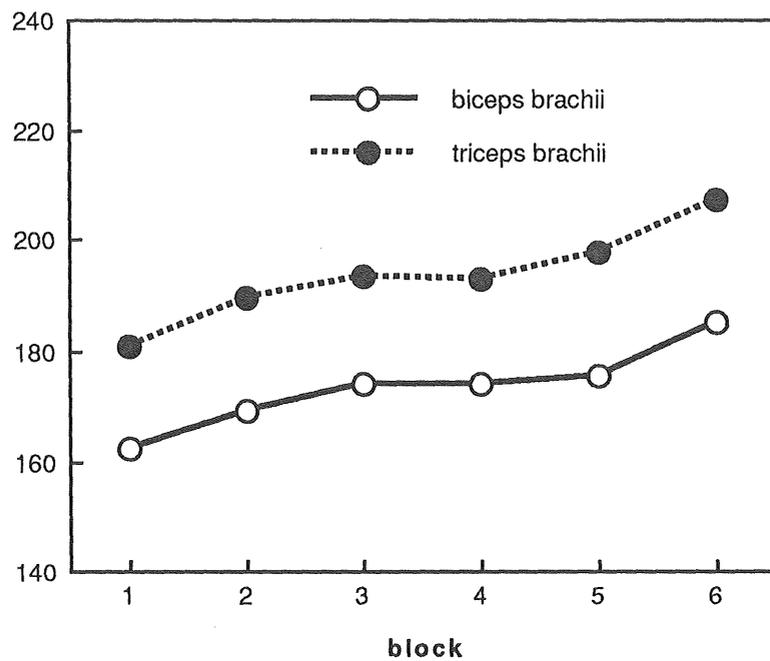


Fig.3-11-2 Mean Premotor Times of Each Block in Normal Subjects (ms.)

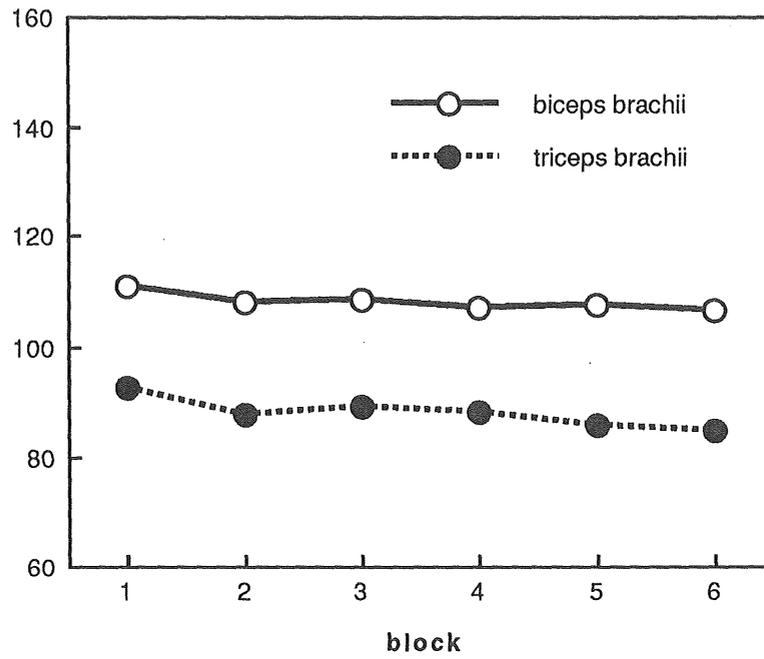


Fig.3-11-3 Mean Motor Times of Each Block in Normal Subjects (ms.)

第12章 実験12

試行経過に伴う脳性まひ者のPMT, MTの変化

1. 問 題

実験 1 1 の健常者の結果から、以下のことが分かった。まず、試行経過が P M T に及ぼす影響は、P M T が遅延することであった。それは、疲労や注意の低下のためと考えた。M T については、試行経過とともに短縮するという結果であり、それは練習による末梢の筋システムの機能の効率化によるものであると解釈した。上腕二頭筋と上腕三頭筋については、P M T は上腕二頭筋が短く、M T は逆に上腕三頭筋が短かった。

脳性まひ者の M T に関しては、矢島(1980, 1981) の報告があり、健常者の M T では影響を受けない予告刺激によって、脳性まひ者の M T が影響される例について述べている。このことから考えると、脳性まひ者の M T は健常者と異なる試行経過の影響を受けるかもしれない。試行経過によって、健常者同様 M T が短縮するのであれば、脳性まひ者の筋システムにおける処理は健常者と同じと考えられるが、異なる影響を受ける場合には、脳性まひ者の筋システムの処理は健常者と異なると言えよう。実験 1 2 ではこの点について検討する。

本実験は、川間・石田(1988) に報告してある。

2. 方 法

1)被験者：脳性まひ者13名（アテトーゼ型7名、痙直型6名：男子10名、女子3名）であり、年齢は13歳6カ月から24歳1カ月である。全員右手利きである。また、顕著な知的遅れはなかった。

2)測定装置：刺激はオーディオメーター（AA-34：RION）により1000Hz、90dBの純音を発生し、電子スイッチ（SB-10A：RION）によって持続時間を250ms、反応刺激は50msにし、ヘッドホンによって被験者に与えた。両刺激の間隔は1～8.5秒でランダムである。反応時間（RT）はデジタイマー（光変調ユニット付、TW-7010：竹井機器）によって測定した。反応刺激から運動の生起に先行する筋活動の開始までの時間、すなわちPMTは次のように測定した。まず、被験者の利き手の上腕二頭筋および上腕三頭筋の筋腹より、時定数0.03秒で筋活動電位を導出し、生体アンプ（AB-621G：日本光電）によって増幅する。次にこの筋活動電位をコンピュータ（PC-8001M2：日本電気）によって毎秒1000回のサンプリング周波数で刺激提示から0.5秒間A/D変換する。これを毎秒100回の頻度で出力、D/A変換したものをペンオシロスコープ（8K33：日本電気三栄）に記録する。これによりオンラインで反応刺激提示後の0.5秒間の筋活動電位を紙幅7.5cmで記録することができる。そして、刺激提示から筋活動開始までの時間を1ms単位で測定する。筋活動開始から実際の運動の開始までの時間、すなわちMTは、RTからPMTを減じることによって算出する。

3)手続き：被験者は椅子に座り、利き手をアームレストの上に置き、肩関節0度、肘関節90度屈曲、前腕やや回内位に保つ。そして、ヘッドホンを装着し、予告刺激の次に聞こえる反応刺激に対して、できるだけ速く肘関節屈曲運動を行う。試行数は10試行を1ブロックとし、計

6 ブロック60試行行う。被験者は、10～15試行練習を行った後測定にはいる。

3. 結 果

結果の分析においては、試行経過ごと、すなわち各ブロックごとに10試行の平均値を求め、これを個人の代表値とした。

Fig. 3-12-1にRTの結果を示す。これから、脳性まひ者では試行経過とともにRTが長くなっていることがわかる ($F_{(5, 60)}=5.25, p<0.01$)。実験11の健常者のRTと比べると、脳性まひ者より健常者のRTの方が有意に短かった ($F_{(1, 25)}=12.18, p<0.01$)。Fig. 3-12-2にアテトーゼ型、Fig. 3-12-3に痙直型のRTを示す。アテトーゼ型のRTは試行経過とともに長くなっている ($F_{(5, 30)}=6.03, p<0.01$) が、痙直型のRTには試行経過の効果は認められなかった。アテトーゼ型と痙直型を比べると、痙直型のRTの方が有意に短い ($F_{(1, 11)}=5.04, p<0.05$)。

次に、Fig. 3-12-4にPMTの結果を示す。筋(2)×試行経過(6)の分散分析を行ったところ、筋 ($F_{(1, 12)}=32.40, p<0.01$) と試行経過 ($F_{(5, 60)}=3.13, p<0.05$) の主効果は有意であったが、両者の交互作用はなかった。これは実験9の健常者と同じ結果である。実験9の健常者とPMTを比べると、上腕二頭筋 ($F_{(1, 25)}=8.11, p<0.01$) でも上腕三頭筋 ($F_{(1, 25)}=8.66, p<0.01$) でも健常者の方が短い。次に、Fig. 3-12-5にアテトーゼ型、Fig. 3-12-6に痙直型のPMTを示す。分散分析では、アテトーゼ型 ($F_{(1, 6)}=11.43, p<0.01$) でも痙直型 ($F_{(1, 5)}=28.03, p<0.01$) でも有意であったのは筋の主効果のみであった。すなわち、両者とも上腕二頭筋の方が上腕三頭筋よりもPMTが短い。しかし、有意には至らなかったものの痙直型では試行経過とともにPMTが長くなる傾向が認められた ($F_{(1, 5)}=2.39, P<0.10$)。アテトーゼ型と痙直型を比べると上腕二頭筋も上腕三頭筋も有意差はなかった。

Fig. 3-12-7にMTの結果を示す。筋×試行経過の分散分析を行ったと

ころ、筋の主効果は有意であったが ($F_{(1, 12)}=32.41, p<0.01$)、試行経過の主効果と交互作用はなかった。これは、上腕二頭筋のMTの方が上腕三頭筋より長いことを示している。実験11の健常者と比べると、上腕二頭筋 ($F_{(1, 25)}=9.99, p<0.01$) でも上腕三頭筋 ($F_{(1, 25)}=9.51, p<0.01$) でも健常者のMTの方が有意に短い。Fig.3-12-8にアテトーゼ型、Fig.3-12-9に痙直型のMTを示す。アテトーゼ型では筋 ($F_{(1, 6)}=11.43, p<0.01$) と試行経過 ($F_{(1, 25)}=5.30, p<0.05$) の主効果が有意であったが、この間の交互作用は有意ではなかった。これは、上腕二頭筋の方が上腕三頭筋よりMTが長いこと、実験9の健常者とは逆に試行経過に伴ってMTが長くなっていることを示している。痙直型では筋 ($F_{(1, 5)}=28.05, p<0.01$) の主効果のみが有意であった。すなわち、上腕二頭筋の方が上腕三頭筋よりMTが長い。アテトーゼ型と痙直型を比べたところ、上腕二頭筋 ($F_{(1, 11)}=6.94, p<0.05$) でも上腕三頭筋 ($F_{(1, 11)}=7.67, p<0.05$) でもMTは痙直型の方が有意に短かった。

4. 考 察

脳性まひ者のPMTは試行経過に伴って遅延した。この点は健常者と同じであり、中枢での処理効率が疲労や注意の低下のため低下したと考えられる。一方、MTは健常者のようには短縮せず、単純な運動の繰り返しでは、脳性まひ者の末梢の筋システムの効率的な処理を促さなかったと言えよう。

ところが、同じ脳性まひ者でもアテトーゼ型と痙直型では異なる結果が得られた。PMTについてみるとアテトーゼ型も痙直型も試行経過の影響を受けていない。ただし、痙直型では健常者同様試行経過に伴って、PMTが延長する傾向があった。MTについては、痙直型では試行経過の影響を受けてはいないが、アテトーゼ型では健常者とは逆に試行経過に伴って遅延していた。MTは外部抵抗が加えられた時や拮抗筋の転換が行われた場合に遅延することが報告されている（中村・斎藤・谷口・大島, 1975）が、いずれの場合も末梢の筋レベルに直接影響を及ぼすと考えられる要因である。末梢の筋レベルに影響を及ぼし、かつ試行経過の効果に含まれるものとしては練習の効果が考えられるが、これはMTを短縮するものであり、アテトーゼ型のMTの遅延の理由とはならない。矢島（1980, 1981）は脳性まひ者では、本来変動のないMTも心理変数によって遅延することを報告している。おそらく、アテトーゼ型においては、本来影響を受けないはずの末梢の筋レベルに対する調整システムが試行経過からなんらかの影響を受けたためにMTが遅延したと思われる。

上腕二頭筋と上腕三頭筋の関係については、脳性まひ者も健常者と同様にPMTは上腕二頭筋が短く、MTは上腕三頭筋が短いという結果を得た。両筋のPMTの差異は実験11の健常者では20ms前後で、本実験の脳性まひ者では20~30msと心持ち長めではあるが、はっきり健常者よ

り差が大きいというわけではない。主動筋である上腕二頭筋と拮抗筋である上腕三頭筋のPMTの関係を調べる意味は、脳性まひ者では主動筋と拮抗筋の協調がうまく行われず、そのため運動の開始が遅れることが想定できるからである。たとえば、上腕二頭筋より先に上腕三頭筋が活動を始めるような時には運動の開始が遅れると思われたが、そのようなことはなかった。ただし、上腕二頭筋も上腕三頭筋も健常者よりPMTが遅く、すなわち中枢での処理に、言い換えれば運動命令システムでの処理に時間がかかって運動の開始が遅れると言えよう。さらに、MTについても両筋とも健常者より長く、このことは末梢の筋システムでの処理に時間がかかることを示している。つまり、本実験の結果から、脳性まひ者の運動開始が遅れる理由を考えると、主動筋と拮抗筋の協調がうまくいかないためというより、運動命令システムでの処理に時間がかかり、また末梢の筋レベルでの処理にも時間がかかるためと言える。

病型による結果の差異が見られたが、特にアテトーゼ型の結果は興味深い。アテトーゼ型では痙直型よりもMTが遅延しており、また試行経過に伴ってMTが長くなっていた。このことから、アテトーゼ型の末梢の筋レベルでの処理が効率的ではないことが推測できる。脳性まひは末梢の筋自体の障害ではないので筋レベルの処理が効率的でないということは、中枢での筋レベルに対応した調整システム、すなわち筋調整システムになんらかの問題が存在する可能性を考えることができる。

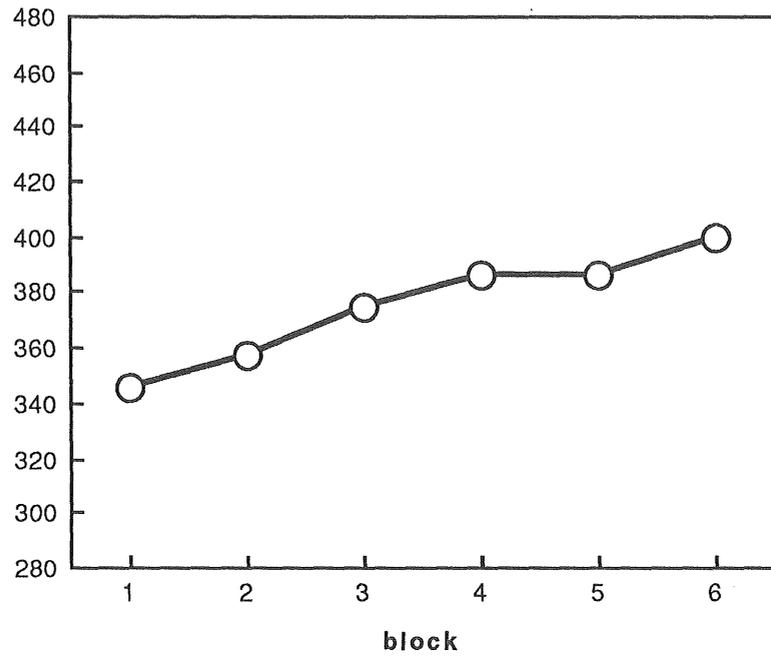


Fig.3-12-1 Mean Reaction Times of the Each Block in the Subjects with Cerebral Palsy (ms.)

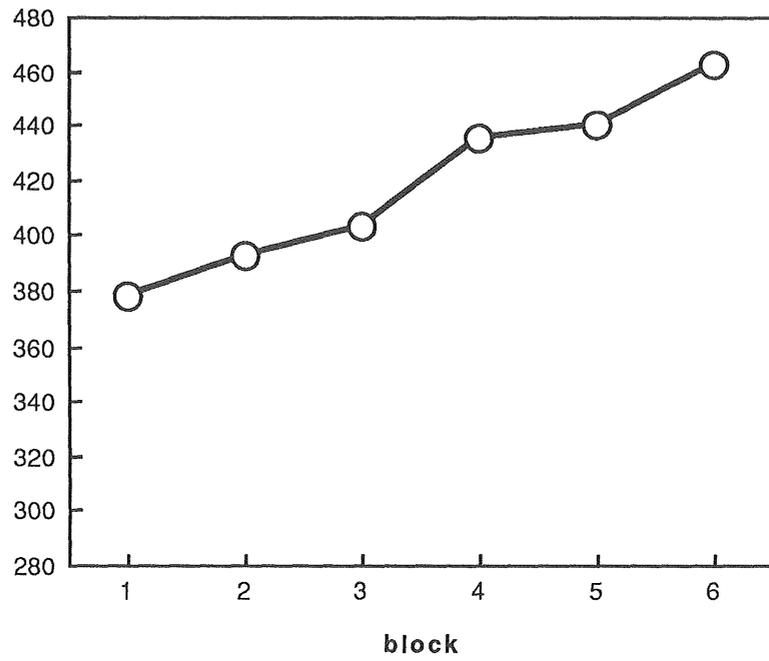


Fig.3-12-2 Mean Reaction Times of the Each Block in Athetotic Subjects (ms.)

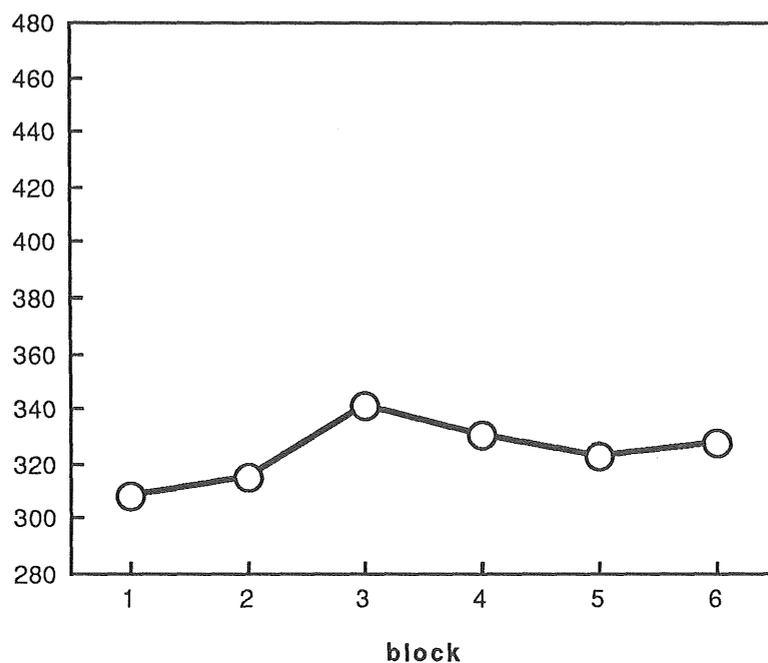


Fig.3-12-3 Mean Reaction Times of the Each Block in Spastic Subjects (ms.)

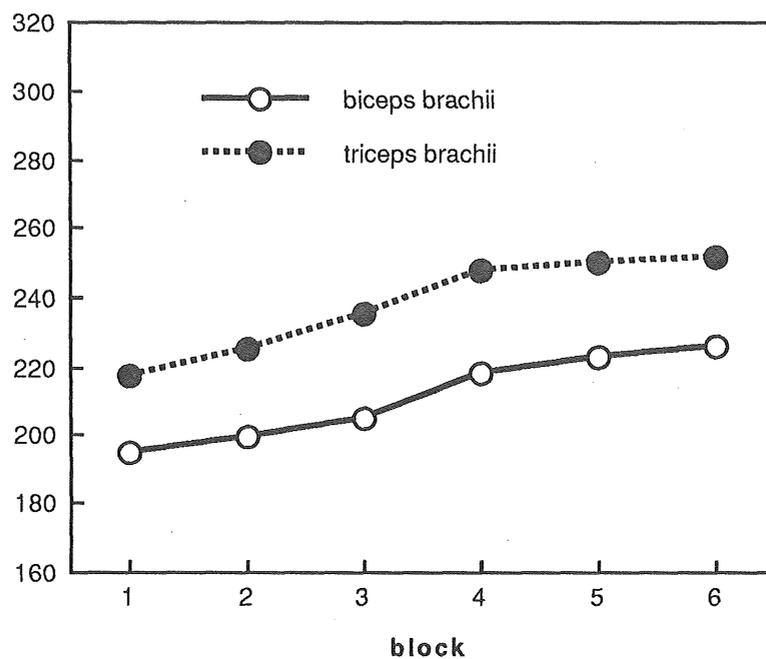


Fig.3-12-4 Mean Premotor Times of the Each Block in the Subjects with Cerebral Palsy (ms.)

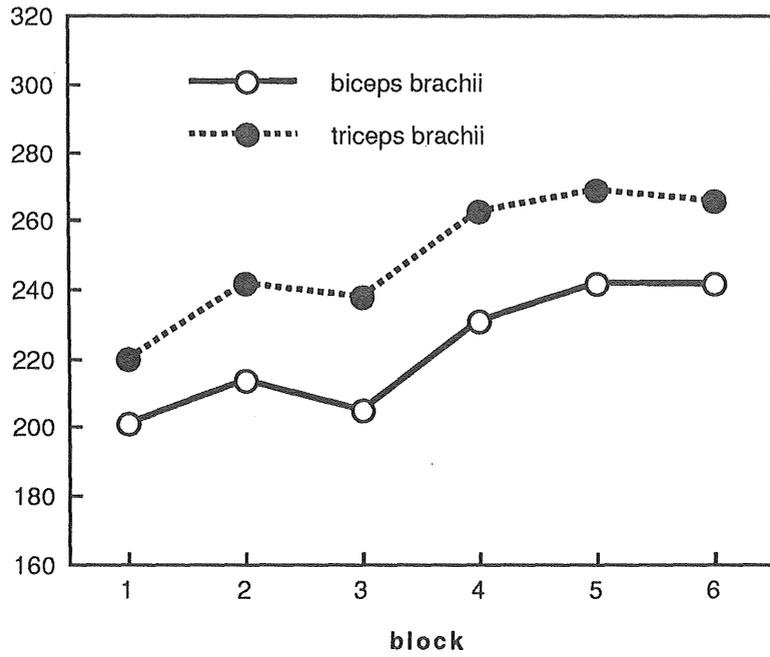


Fig.3-12-5 Mean Premotor Times of the Each Block in Athetotic Subjects (ms.)

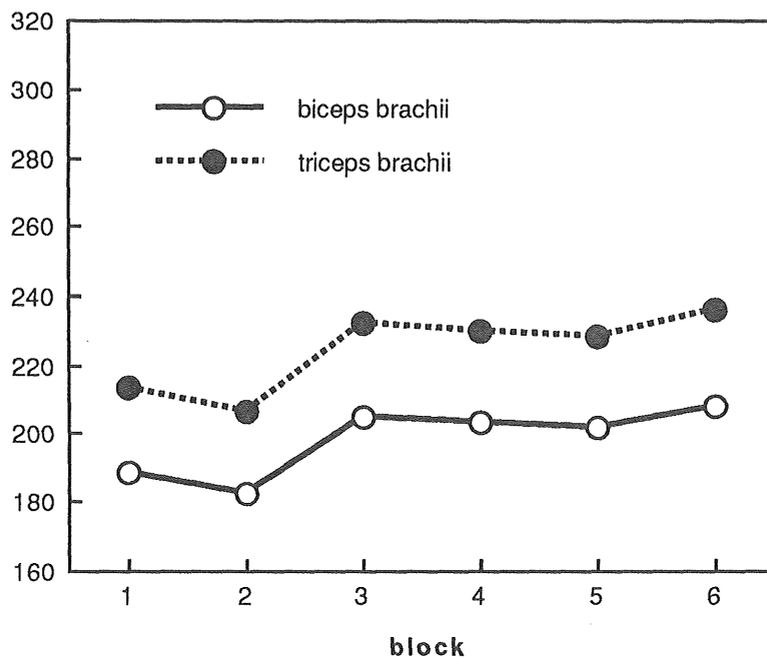


Fig.3-12-6 Mean Premotor Times of the Each Block in Spastic Subjects (ms.)

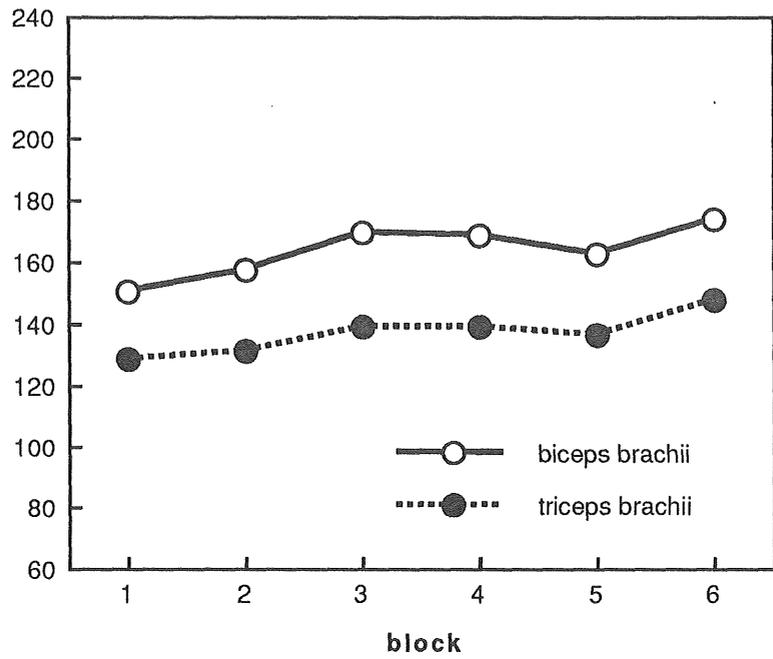


Fig.3-12-7 Mean Motor Times of the Each Block in the Subjects with Cerebral Palsy (ms.)

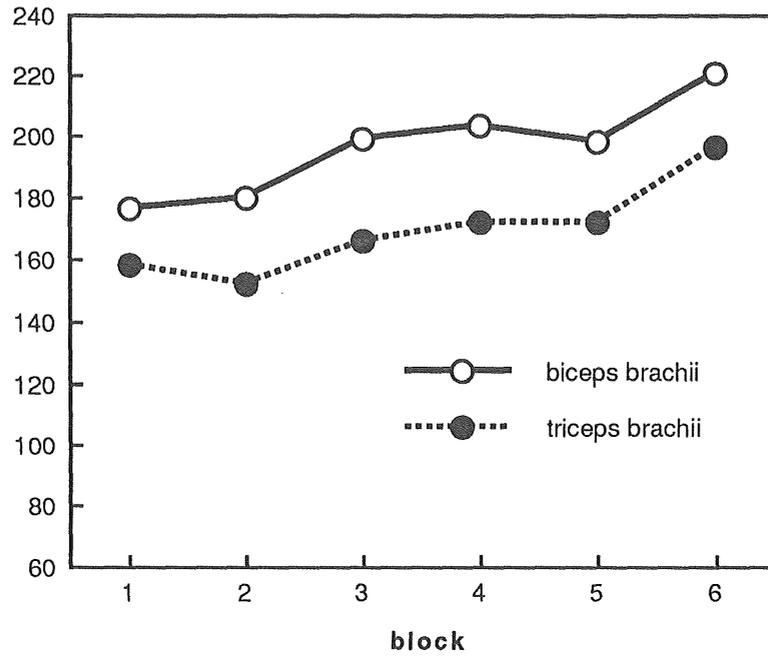


Fig.3-12-8 Mean Motor Times of the Each Block in Athetotic Subjects (ms.)

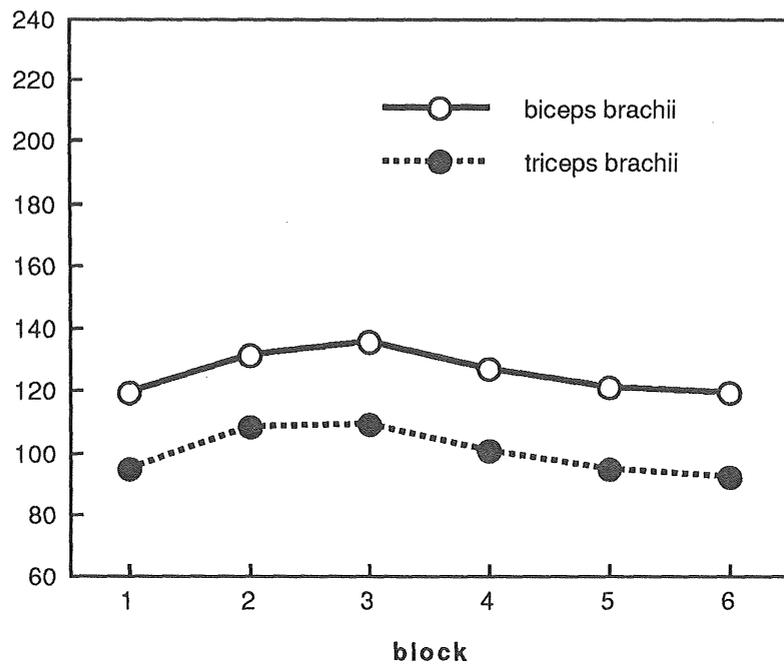


Fig.3-12-9 Mean Motor Times of the Each Block in Spastic Subjects (ms.)

第13章 実験13

Foreperiodと筋緊張が健常者のPMT, MTに及ぼす影響

1. 問題

運動発現のメカニズムの解明のために反応時間 (R T) を測定する研究が数多く行われている。それらの研究では様々な実験変数が R T に及ぼす影響を検討し、刺激提示から反応生起までの反応プロセスを推測している。

ところで、R T に影響を及ぼす条件の 1 つに予告刺激の有無がある。一般的に、予告刺激がある方がない場合より R T は短縮する。また、予告刺激から反応刺激までの時間間隔を foreperiod (F P) 言い、これについての研究も多くなされている。そこでは、F P が 1 試行ごとに変動する条件よりも一定である条件の方が R T は短い (Näätänen, Muranen, and Merisalo, 1974)、F P が一定の場合、F P が長いと R T は長くなり、短いと R T も短くなる (Teichner, 1954; Klemmer, 1956)、F P が一定でない場合はその範囲が大きいよりは小さいほうが R T は短い (Elliott, 1973)、F P が一定でない場合には、F P が最も短いときに R T が最も長い (Creamer, 1963; Klemmer, 1956; Sanders, 1966) 等の結果が得られている。一般的には、R T が最も短くなるのは F P が 1 ~ 4 秒と言われている。このような F P による R T の変動は、F P の長さを予測することによって、反応を準備し、タイミングをあわせることができるため (Niemi and Näätänen, 1981) と考えられている。すなわち、F P が短すぎると反応の準備が十分行われず R T は遅延し、F P が長すぎると反応の構えを維持することができなくなるため R T は遅延する (Klemmer, 1957; Nickerson, 1967)。そして、反応刺激提示の時間的あいまいさは時間的不確定性 (time uncertainty) と呼ばれる。つまり、反応刺

本実験は、川間(1988)に報告してある。

激提示の予測が困難な場合、言い換えれば時間的不確定性が大きい条件ではR Tは遅延し、時間的不確定性が小さい条件ではR Tは短縮する。Sanders(1979) は、この時間的不確定性と筋緊張の関係をadditive factor method (Sternberg, 1969) に従って検討している。ここでいう筋緊張は反応の構えとしての筋緊張であり、いわゆる身構えと同義である。そして、実験では、時間的不確定性が小さい方がR Tは短く、筋弛緩条件より筋緊張条件の方がR Tが短いことが示された。さらに、時間的不確定性と筋緊張の間に交互作用を得ており、この両変数が同じ運動出力プロセスに影響を及ぼしていると結論している。つまり、時間的不確定性が小さい場合にR Tが短縮するメカニズムと、反応しやすいように適度に筋を緊張させてR Tが短縮するメカニズムが関連しているということである。

ところで、R Tは主動筋に活動電位があらわれるまでの時間 (P M T) とそれに続いて実際に運動が生じるまでの時間 (M T) に分けることができる (Weiss, 1965)。このことは、P M Tが中枢での処理に関与し、M Tは末梢の筋システムに関与していることを示すものである。先のSanders(1979) の実験では、R Tは測定されているもののP M TやM Tは測定されていない。M Tは外部抵抗が加えられたときや拮抗筋の転換が行われた時に遅延することが報告されている (中村・斎藤・谷口・大嶋, 1975)。すなわち、末梢の筋システムに直接影響を及ぼすと考えられる条件においてM Tは変化している。Sanders(1979) の実験の筋緊張条件は末梢の筋システムに直接影響を及ぼすと考えられる条件であり、M Tが変動する可能性がある。そこで、本実験では、時間的不確定性と筋緊張がR Tに及ぼす影響をR TをP M TとM Tに分けて測定することで検討する。

2. 方 法

1)被験者：大学生22名（男子14名、女子8名、年齢19歳10カ月～22歳3カ月）で全員右手利き。

2)実験条件：被験者は、時間的不確定性（不確定性大・不確定性小）×筋緊張（緊張・弛緩）の4条件のもとで、予告刺激の後の反応刺激に対して、できる限り速く肘関節屈曲運動を行う。時間的不確定性小条件はFPが2～3秒であり、不確定性大条件はこれが1～10秒である。一方、筋緊張条件では、被験者はできる限り速く肘関節屈曲運動が行えるように上腕を緊張させ（力を入れておく）、筋弛緩条件では上腕を弛緩させておく（力を抜いておく）。

3)測定装置及びRT、PMT、MTの測定方法：刺激はオーディオメーター（AA-34：RION）により1000Hz、90dBの純音を発生し、電子スイッチ（SB-10A：RION）によって持続時間を予告刺激は250ms、反応刺激は50msにし、ヘッドホンによって被験者に与えた。両刺激の間隔（FP）は時間的不確定性小条件では2～3秒のうちでランダムであり、時間的不確定性大条件では1～10秒のうちでランダムである。RTはデジタルタイマー（光変調ユニット付、TW-7010：竹井機器）によって測定した。PMTは次のように測定した。まず、被験者の上腕二頭筋及び上腕三頭筋の筋腹より橈側上顆を不関電極として時定数0.03秒で筋活動電位をそれぞれ単極導出し、生体アンプ（AB-621G：日本光電）によって増幅する。次に、この筋活動電位をコンピュータ（PC-9801VM21：日本電気）によって毎秒1000回のサンプリング周波数で刺激提示から0.5秒間A/D変換する（A/Dモジュール、ANALOG-PRO-DMA：カノーブス電子を使用）。これを毎秒200回の頻度で出力、D/A変換した（D/Aモジュール、DAC-98：カノーブス電子を

使用)ものをペンオシロスコープ(8K33:日本電気三栄)に記録する。これによりオンラインで反応刺激提示後の0.5秒間の筋活動電位を紙幅5cmで記録することができる。そして、紙記録より刺激提示から筋活動の開始までの時間、すなわちPMTを1ms単位で測定する。筋活動の開始から実際の運動の開始までの時間、すなわちMTはRTからPMTを減じることによって算出する。なお、これらの実験装置およびFPの長さはコンピュータによって制御する。

4)手続き:被験者は椅子に座り、利き手をアームレストの上に置き、肩関節0度、肘関節90度屈曲、前腕やや回内位の保つ。そして、ヘッドホンを装着し、予告刺激の次に聞こえる反応刺激に対して、できるだけ速く肘関節屈曲運動を行う。試行数は各条件それぞれ20回、計80回である。被験者は10~15試行練習を行った後に測定にはいる。なお、各条件の順序は被験者ごとに変える。

3. 結 果

各条件20試行のうち、RT、PMT、MTそれぞれ最も値の長いものの2試行、最も値の短いものの2試行は除外し、残りの16試行の平均値を個人の代表値として、後の分析に用いた。

Fig. 3-13-1にRTの平均を示した。時間的不確定性×筋緊張の分散分析を行ったところ、時間的不確定性 ($F_{(1, 21)}=29.50, p<0.001$) 筋緊張 ($F_{(1, 21)}=28.63, p<0.001$) の主効果がともに有意であったが、両者の交互作用は認められなかった。この結果は、時間的不確定性小条件の方が不確定性大条件よりRTが短いこと、筋緊張条件の方が筋弛緩条件よりRTが短いことを示している。さらに、時間的不確定性と筋緊張の間に交互作用がないということは、両変数がRTに及ぼす影響はadditive、すなわちそれぞれ独立して影響を及ぼしていることを示している。

Fig. 3-13-2にPMTの結果を示す。時間的不確定性×筋緊張×筋（上腕二頭筋・上腕三頭筋）の分散分析を行ったところ、時間的不確定性 ($F_{(1, 21)}=38.54, p<0.001$) と筋 ($F_{(1, 21)}=95.49, p<0.001$) の主効果がともに有意であり、筋緊張の主効果は認められず、また交互作用も認められなかった。この結果は、PMTは上腕二頭筋の方が上腕三頭筋より短く、時間的不確定性小条件の方が時間的不確定性大条件より短いこと、および筋緊張はPMTに影響を及ぼさないことを示している。

Fig. 3-13-3にMTの結果を示す。時間的不確定性×筋緊張×筋の分散分析を行ったところ、有意であったのは筋緊張 ($F_{(1, 21)}=56.88, p<0.001$) と筋 ($F_{(1, 21)}=74.81, p<0.001$) の主効果だけであり、時間的不確定性の主効果や交互作用はなかった。この結果は、MTについては上腕三頭筋の方が上腕二頭筋より短いこと、筋緊張条件の方が筋弛緩条件よりMTが短いこと、および時間的不確定性はMTに影響を及ぼさないこ

とを示している。

4. 考 察

Sanders(1979)の結果では、時間的不確定性が小さい方がR Tは短く、また筋弛緩条件より筋緊張条件の方がR Tが短いこと、さらに時間的不確定性と筋緊張の間に交互作用があった。すなわち、この両変数はR Tを短縮させるが、両変数間に交互作用があることから、両変数がともに運動出力プロセスに影響を及ぼしていると結論している。つまり、時間的不確定性が小さい場合にR Tが短縮するメカニズムと、反応しやすいように適度に筋を緊張させてR Tが短縮するメカニズムが関連しているということである。

本実験では、時間的不確定性と筋緊張はSanders(1979)と同様の結果を得たが、この両変数間に交互作用はなく、この点では Sanders(1979)と異なる結果となった。本実験の結果をSternberg(1969)に従って解釈するならば、時間的不確定性と筋緊張はそれぞれ独立してR Tに影響を及ぼす、すなわちそれぞれの変数に影響されるプロセスは異なるもので、連続的かつ独立して機能していると考えられる。

Sanders(1979)と本実験の結果の違いには、実験課題及び条件設定の違いが関係しているかもしれない。Sandersの課題は人指し指でボタンを離すという微細運動を反応としたが、本実験では肘関節屈曲運動という Sandersよりもより粗大な運動を反応とした。また、Sandersは形式的にもchoice reaction time paradigmを用いたが、本実験ではsimple reaction time paradigmを用いた。このsimple reaction time paradigmをSternberg(1969)の additive factor method に適用するには、実験5でふれたようにあらかじめ反応を準備できるという点で問題があったかもしれない。もう1つは、時間的不確定性の設定の違いがある。SandersのFPは不確定性小で1秒、不確定性大で10秒でともに一定

であったが、本実験のFPは不確定性小で2～3秒、不確定性大で1～10秒でありFPが変動する条件であった。本実験でFPを一定にしなかった理由は、一定の条件では反応刺激にタイミングをあわせることが可能であり、極端に短いRTを得てしまう危険があったからである。

本実験では、RTをPMTとMTに分けて測定することにより興味深い結果を得ることができた。それは、時間的不確定性はPMTのみに影響を及ぼし、MTには影響しておらず、一方筋緊張はMTのみに影響し、PMTに影響していないというものである。時間的不確定性もしくはFPがPMTとMTに及ぼす影響はWeiss(1965)やBotwinick and Thompson(1966a, 1966b)が調べている。その結果は、FPの変化によってPMTは影響を受けるが、MTは影響されないというもので、本実験の結果と一致する。すなわち、時間的不確定性は中枢での処理に影響し、その結果PMTは変化する、しかし末梢の筋システムには影響しないためMTは変化しない。次に筋緊張についてみると、PMTには影響せず、MTにのみ影響していた。MTが変動するのは先にも述べた通り外部抵抗が加えられたときや拮抗筋の転換が行われたとき(中村・斎藤・谷口・大嶋, 1975)であり、要するに末梢の筋システムに直接影響を及ぼすと考えられる条件においてMTは変化すると言えよう。本実験の筋緊張条件は末梢の筋システムに直接影響を及ぼすと考えられる条件であり、そのため中枢での処理を反映するPMTではなく、MTに影響を及ぼしたのであろう。

以上の考察から、時間的不確定性と筋緊張はそれぞれ独立してRTに影響していると言える。そして、時間的不確定性はPMTのみに影響している。すなわち、この変数は中枢での情報処理プロセス、言い換えるならば運動反応プロセスのうちの運動命令システムに影響していると考

えることができる。一方、筋緊張はMTにのみ影響しており、末梢の筋システムに影響する変数であると考えられる。

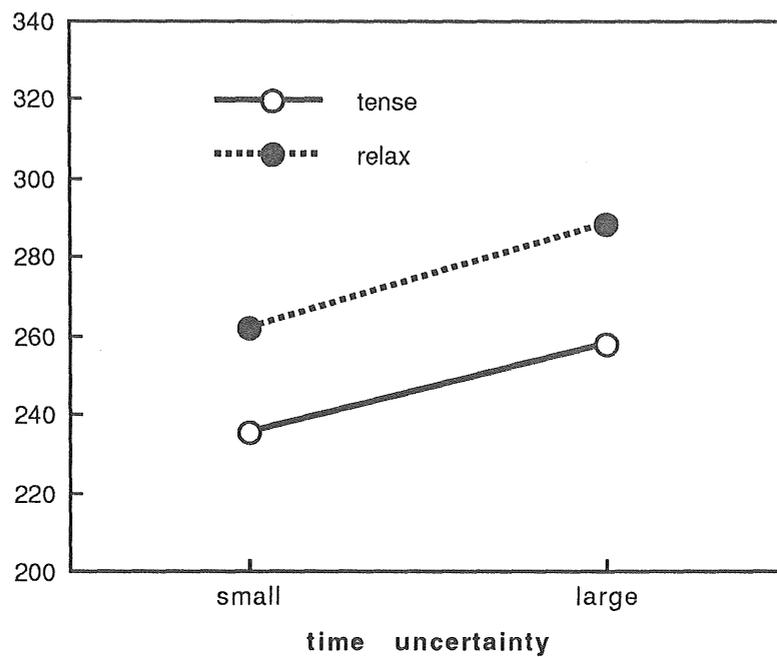


Fig.3-13-1 The Effects of Time Uncertainty and Instructed Muscle Tension on Reaction Times (ms.)

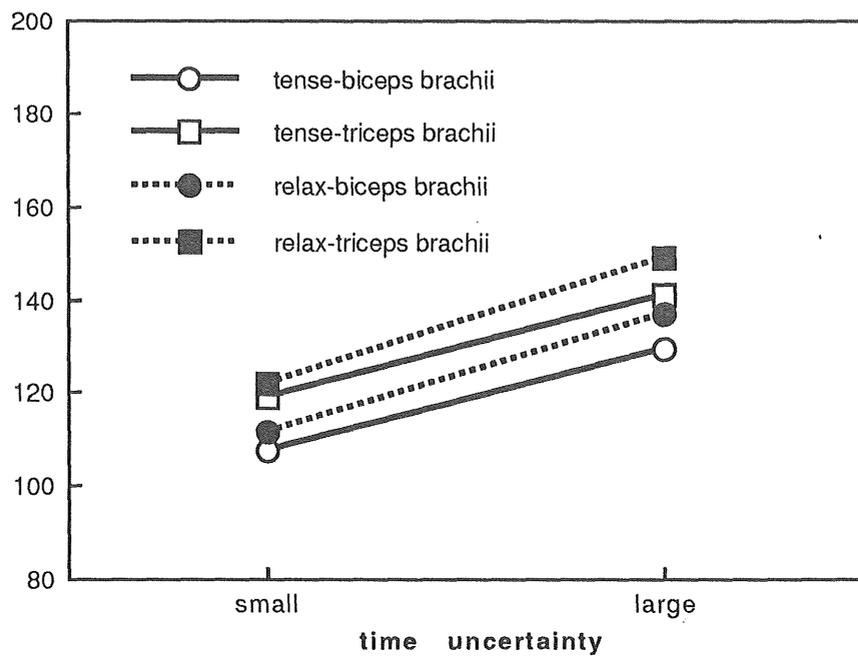


Fig.3-13-2 The Effects of Time Uncertainty and Instructed Muscle Tension on Premotor Times (ms.)

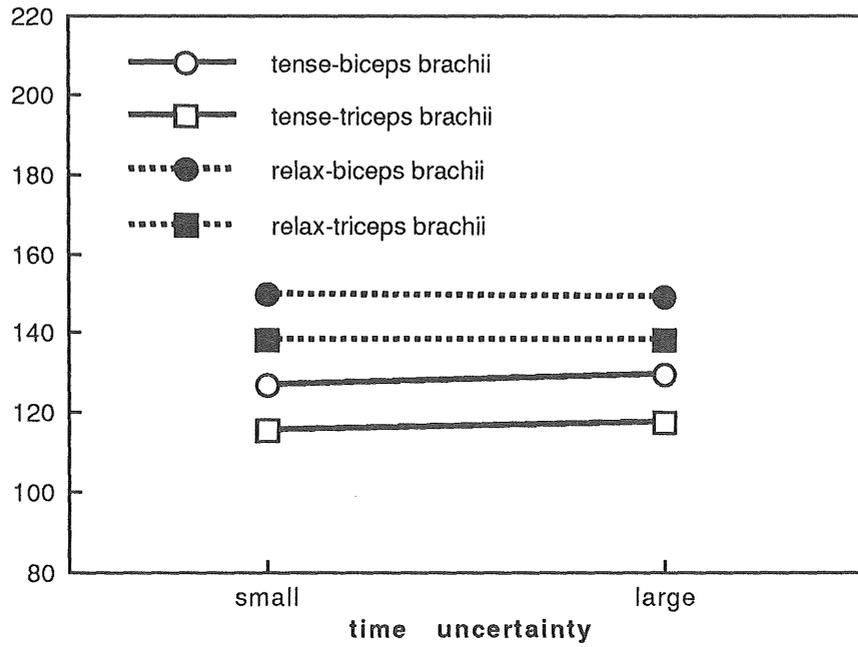


Fig.3-13-3 The Effects of Time Uncertainty and Instructed Muscle Tension on Motor Times (ms.)

第14章 実験14

Foreperiodが健常者のPMT, MTに及ぼす影響

1. 問題

実験13でも述べたが、反応時間(RT)に影響を与える条件の1つに予告刺激の有無がある。一般に、予告刺激がある方がない場合よりRTは短縮する。また、予告刺激から反応刺激までの時間間隔をforeperiod(FP)と言い、FPが1試行ごとに変動する条件より、一定である条件の方がRTは短い(Näätänen, Muraenen, and Merisalo, 1974)。FPが一定の場合、FPが長いとRTは長くなり、FPが短いとRTも短くなる(Teichner, 1954; Klemmer, 1956)。このようなFPによるRTの変動は、FPの長さを予測することによって、反応を準備し、タイミングをあわせることができるためであると言われている(Niemi and Naatanen, 1981)。

Weiss(1965)は、FPのRTに及ぼす影響をPMTとMTに分けて検討した。そして、FPの変化によって、RTとPMTは同じように変動するが、MTはFPの影響を受けず一定であるという結果を得、PMTは中枢での処理に関与し、MTは末梢の筋システムに関与しているとした。Botwinick and Thompson(1966a, 1966b)は、Weiss(1965)の追試を行い同様の結果を得ている。実験13の結果でもFPはPMTに影響を及ぼすのみで、MTには影響しなかった。これらのことから、健常者においては、FPはPMTに影響を及ぼし、MTには影響せず、RTの変動はPMTの変動であると言える。

本研究の第Ⅲ部では、脳性まひ者の運動反応プロセスにおける運動命令システムと筋調整システムの関係を検討することを目的としている。そのため、運動命令システムでの処理を反映する指標としてPMTを、

本実験は、川間・石田(1987)、川間・石田(1989)に報告してある。

筋調整システムでの処理に関連する指標としてMTを取り上げた。そして、実験13において、FPが運動命令システムにのみ関係する変数であり、筋調整システムでの処理に影響を与えないこと、さらに筋緊張が筋調整システムでの処理にのみ関係し、運動命令システムでの処理に影響しない変数であることを確認した。次の、実験15では脳性まひ者の運動命令システムと筋調整システムの関係を検討するために、FPが彼らのPMTとMTにいかなる影響を及ぼすものかを明らかとするが、この実験14において、まず健常者において同様の実験を行っておくことが必要と思われる。

実験13の時間的不確定性は、FPの範囲が2～3秒の条件と1～10秒の条件が設定されていた。この条件は、不確定性の大小に関しては問題ないが、FPの条件としては問題がある。それは、時間的不確定性の効果が、FPの範囲とFPの長さの両者の効果を含むからである。FP1～10秒の条件では、FP10秒の場合もあり、その時のRTはFP2～3秒の条件のRTより長くなる。一方、FPの範囲が大きくなるとRTは長くなる (Elliot, 1973) も知られており、実験13の時間的不確定性には、FPの長さの効果とFPの範囲の効果が共に含まれている。そこで、本実験では、FPの範囲を一定にし、その範囲の中で6種類の長さのFPをランダムな順序で提示した。

2. 方 法

1)被験者：健常者20名（男子15名、女子5名；年齢19歳11か月～25歳1か月）で、全員右手利きである。

2)測定装置：刺激はオーディオメーター（AA-34：RION）により1000Hz、90dBの純音を発生させ、電子スイッチ（SB-10A：RION）を介して持続時間を予告刺激は250ms、反応刺激は50msに設定し、ヘッドホンによって被験者に与えた。反応時間（RT）はデジタイマー（光変調ユニット付，TW-70101：竹井機器）によって測定した。反応刺激提示から運動の生起に先行する筋活動の開始までの時間（PMT）は次のように測定した。まず、被験者の利き手の上腕二頭筋及び上腕三頭筋の筋腹より橈側上顆を不関電極として時定数0.03秒で筋活動電位を単極導出し、生体アンプ（AB-621G：日本光電）によって増幅する。次に、この筋活動電位をコンピュータ（PC-8001MK2：日本電気）によって、毎秒1000回のサンプリング周波数で刺激提示から0.5秒間A/D変換する。これを毎秒100回の頻度で出力D/A変換し、この出力を毎秒1.5cmで走行するペンオシログラフ（8K33：日本電気三栄）に記録する。これによりオンラインで反応刺激提示後の0.5秒間の筋活動電位を紙幅7.5cmで記録することができる。そして、刺激提示から筋活動の開始まで時間を1ms単位で測定する。筋活動の開始から実際の運動の開始までの時間（MT）は、RTからPMTを減じることにより算出した。

3)手続き：被験者は椅子に座り、利き手をアームレストの上に置き、肩関節0度、肘関節90度屈曲、前腕やや回内位に保つ。そして、ヘッドホンを装着し、予告刺激の次に聞こえる反応刺激に対して、できる限り速く肘関節屈曲運動を行う。Foreperiod（予告刺激と反応刺激の間

隔：FP) は、1.0、1.5、2.5、4.0、6.0、8.5 秒の6種類であり、これは1試行ごとにランダムに変えられた。試行数は各FPそれぞれ10試行ずつで計60回である。被験者は10～15試行練習を行った後測定にはいる。

3. 結 果

結果の分析においては各 F P ごとに平均値を求め、これを個人の代表値とした。なお、F P 8.5 秒は被験者の予測が生じるため分析から除外した。

Fig. 3-14-1に R T の平均値を示す。分散分析では、F P によって R T が有意に変化している ($F_{(4, 76)}=4.93, p<0.01$) ことが示された。下位検定を行うと、F P 1.0 秒と 1.5 秒 ($t=2.65, df=76, p<0.05$)、1.0 秒と 2.5 秒 ($t=4.05, df=76, p<0.01$)、1.0 秒と 4.0 秒 ($t=3.48, df=76, p<0.01$)、1.0 秒と 6.0 秒 ($t=3.01, df=76, p<0.01$) の間に有意差があった。

Fig. 3-14-2に P M T の結果を示す。筋 (2) × F P (5) の分散分析を行ったところ、筋 ($F_{(1, 19)}=71.90, p<0.01$) と F P ($F_{(4, 76)}=6.39, p<0.01$) の主効果が有意であった。F P の影響を筋ごとにみると、上腕二頭筋では F P 1.0 秒と 1.5 秒 ($t=2.52, df=76, p<0.05$)、1.0 秒と 2.5 秒 ($t=4.81, df=76, p<0.01$)、1.0 秒と 4.0 秒 ($t=4.00, df=76, p<0.01$)、1.0 秒と 6.0 秒 ($t=3.49, df=76, p<0.01$)、1.5 秒と 2.5 秒 ($t=2.29, df=76, p<0.05$) の間に有意差があり、上腕三頭筋では F P 1.0 秒と 1.5 秒 ($t=2.46, df=76, p<0.05$)、1.0 秒と 2.5 秒 ($t=4.33, df=76, p<0.01$)、1.0 秒と 4.0 秒 ($t=3.34, df=76, p<0.01$)、1.0 秒と 6.0 秒 ($t=3.32, df=76, p<0.01$) の差が有意であった。しかし、筋と F P の交互作用はなかった。この結果は、上腕三頭筋より上腕二頭筋の方が P M T は短いこと、また P M T が F P の影響を受けていること、F P 1.0 秒のとき P M T が最も長いことを示している。

Fig. 3-14-3に M T の平均値を示す。分散分析を行ったところ、有意であったのは筋 ($F_{(1, 19)}=73.49, p<0.01$) の主効果だけであり、上腕三頭筋の M T の方が上腕二頭筋より短いことが示された。M T については F

Pの影響はまったく認められなかった。

4. 考 察

Weiss(1965)、Botwinick and Thompson(1966a,1966b) や実験 1 3 の結果からは F P は P M T にのみ影響し、M T に影響しないことが予想される。本実験結果もこれらの先行研究と一致し、F P は P M T に影響していたが、M T には影響しなかった。つまり、健常者では、F P は中枢での処理には影響するが、末梢の筋システムには影響を及ぼさないと考える。そして、R T の変化は P M T の変化に一致することとなる(Lagasse and Hayes, 1973)。F P が R T に影響を及ぼす理由は、一般に、F P が短すぎると反応の構えが十分でないため R T は遅延し、F P が長くなると反応の構えが維持できなくなるため R T は遅延する (Klemmer, 1957; Nickerson, 1967) と考えられている。そして、最適な F P は、実験条件によっても異なるが、1~4 秒とされる (中村・谷口, 1977)。また、本実験のように F P が 1 試行ごとに变化する場合は、F P が最も短い時に R T が最も長いという報告がある (Creamer, 1963; Davis, 1965; Draizin, 1961; Klemmer, 1956; Sanders, 1966)。本実験でも F P 1.0 秒の時、R T、P M T は最も長く、F P 2.5 秒の時短くなり、F P 6.0 秒でまた長くなっている。

次に、実験 1 1、実験 1 2 でも触れたが、今一度、上腕二頭筋と上腕三頭筋の P M T の差異について考えてみたい。当然のことながら、本実験でも実験 1 1 と同じく上腕二頭筋の P M T の方が上腕三頭筋の P M T より短かった。M T や R T から P M T を減じた値であるから、逆に上腕三頭筋の方が短い。上腕二頭筋は肘関節屈曲運動の主動筋であるから上腕三頭筋より P M T が短くなるのは当然のことである。拮抗筋である上腕三頭筋の P M T は上腕二頭筋より 15~20ms 程度長い。すなわち、本来肘関節屈曲運動に不必要と思われる上腕三頭筋も上腕二頭筋より少し遅

れて活動を開始している。これは何故であろうか。まず、第1に考えられることは、伸張反射の影響である。しかし、上腕三頭筋の伸張は肘関節屈曲運動が生起してから後に生じる。したがって、上腕三頭筋の筋活動が伸張反射のためなら、上腕三頭筋のPMTはRTより遅延することとなり、本実験の結果を説明できない。第2に考えられることは、上腕二頭筋の活動電位の上腕三頭筋に装着した電極への物理的波及である。この場合、上腕三頭筋のPMTが上腕二頭筋のPMTよりわずかに長いのは、上腕二頭筋の活動電位が減衰するためと考えられる。しかし、実験データを視察したところ、この2つの筋の筋活動電位の波形は異なっており、物理的波及はないと判断できる。第3の説明は、上腕三頭筋は肘関節屈曲運動では拮抗筋であっても共同筋として作用するというものである。中村・斎藤(1979)は、肘屈曲運動においても、しばしば拮抗筋にも活動が認められると述べている。つまり、本実験で用いたような ballistic movement においては、拮抗筋も共同筋として運動に関与するように中枢でプログラムされていると考えることができる。この説明が最も可能性が高いと思われるが、現時点ではその証拠は十分とは言えず今後検討していく必要がある。

なお、本実験で扱ったforeperiodと第II部で扱った単純・弁別・選択反応課題の関係については、川間(1992)が検討している。

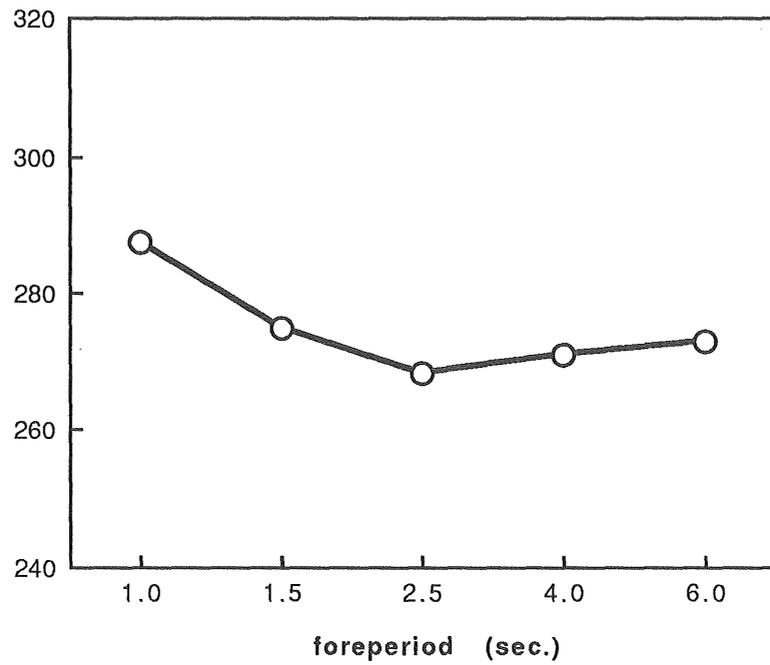


Fig.3-14-1 The Effect of Foreperiod on Reaction Times in Normal Subjects (ms.)

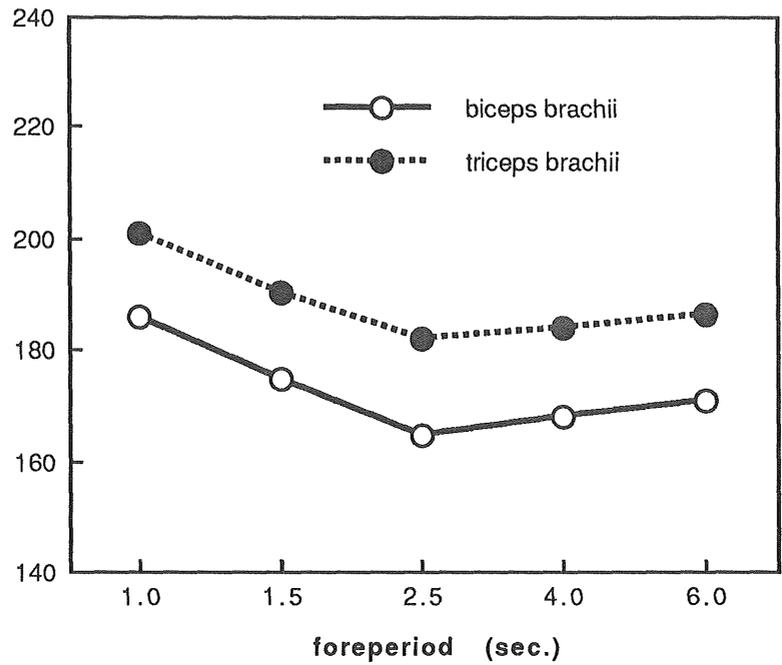


Fig.3-14-2 The Effect of Foreperiod on Premotor Times in Normal Subjects (ms.)

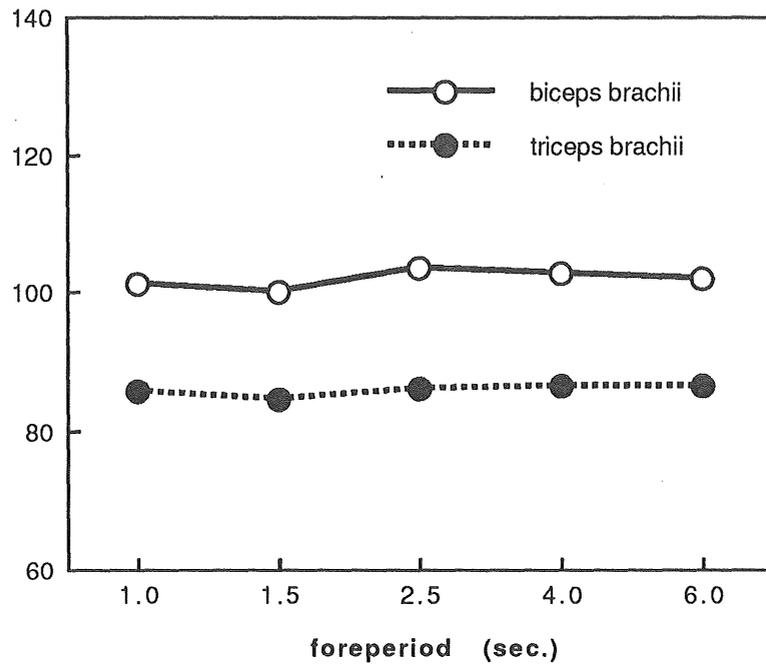


Fig.3-14-3 The Effect of Foreperiod on Motor Times in Normal Subjects (ms.)

第15章 実験15

Foreperiodが脳性まひ者のPMT, MTに及ぼす影響

1. 問題

実験14で明らかとなったように、foreperiod (FP) はPMTにのみ影響を及ぼし、MTには影響しない。つまり、MTは末梢の筋システムには影響しない変数である。もし、このFPが脳性まひ者のMTにも影響を及ぼす場合は、脳性まひ者の筋システムが健常者と異なることになる。実験12では、アテトーゼ型において健常者と異なる影響をMTが試行経過から受けていた。このことからすると、脳性まひ者のMTがFPの影響を受ける可能性は否定できない。

そこで、本実験ではFPが脳性まひ者のRTに及ぼす影響をRTをPMTとMTに分けて測定することによって検討する。

本実験は、川間・石田(1987)、川間・石田(1989)に報告してある。

2. 方法

1)被験者：脳性まひ者20名（アテトーゼ型10名、痙直型10名；男子13名、女子7名；年齢13歳6カ月～24歳1カ月；右手利き19名、左手利き1名）で顕著な知的遅れを伴わないもの。

2)測定装置：刺激はオージオメーター（AA-34：RION）により1000Hz、90dBの純音を発生させ、電子スイッチ（SB-10A：RION）を介して持続時間を予告刺激は250ms、反応刺激は50msに設定し、ヘッドホーンによって被験者に与えた。反応時間（RT）はデジタイマー（光変調ユニット付，TW-70101：竹井機器）によって測定した。反応刺激提示から運動の生起に先行する筋活動の開始までの時間（PMT）は次のように測定した。まず、被験者の利き手の上腕二頭筋及び上腕三頭筋の筋腹より橈側上顆を不関電極として時定数0.03秒で筋活動電位を単極導出し、生体アンプ（AB-621G：日本光電）によって増幅する。次に、この筋活動電位をコンピュータ（PC-8001MK2：日本電気）によって、毎秒1000回のサンプリング周波数で刺激提示から0.5秒間A/D変換する。これを毎秒100回の頻度で出力D/A変換し、この出力を毎秒1.5cmで走行するペンオシログラフ（8K33：日本電気三栄）に記録する。これによりオンラインで反応刺激提示後の0.5秒間の筋活動電位を紙幅7.5cmで記録することができる。そして、刺激提示から筋活動の開始まで時間を1ms単位で測定する。筋活動の開始から実際の運動の開始までの時間（MT）は、RTからPMTを減じることにより算出した。

3)手続き：被験者は椅子に座り、利き手をアームレストの上に置き、肩関節0度、肘関節90度屈曲、前腕やや回内位に保つ。そして、ヘッドホーンを装着し、予告刺激の次に聞こえる反応刺激に対して、できる

限り速く肘関節屈曲運動を行う。Foreperiod（予告刺激と反応刺激の間隔：FP）は、1.0、1.5、2.5、4.0、6.0、8.5 秒の6種類であり、これは1試行ごとにランダムに変えられた。試行数は各FPそれぞれ10試行ずつで計60回である。被験者は10～15試行練習を行った後測定にはいる。

3. 結 果

結果の分析においては各 F P ごとに平均値を求め、これを個人の代表値とした。なお、F P 8.5 秒は被験者の予測が生じるため分析から除外した。

Fig. 3-15-1に R T の平均値を示す。分散分析では、F P によって R T が有意に変化している ($F_{(4, 76)}=5.71, p<0.01$) ことが示された。下位検定を行うと、F P 1.0 秒と1.5 秒 ($t=2.76, df=76, p<0.01$)、1.0 秒と2.5 秒 ($t=3.95, df=76, p<0.01$)、1.5 秒と6.0 秒 ($t=2.61, df=76, p<0.05$)、2.5 秒と4.0 秒 ($t=2.21, DF=76, P<0.05$) 2.5 秒と6.0 秒 ($t=3.81, df=76, p<0.01$) の間に有意差があった。実験 1 3 の健常者と比べると本実験の脳性まひ者の R T の方が有意に短い ($F_{(1, 38)}=40.39, p<0.01$)。

脳性まひ者を病型別に見てみるとアテトーゼ型の R T (Fig. 3-15-2) は F P によって有意に変化 ($F_{(4, 36)}=4.39, p<0.01$) しており、F P 1.0 秒と1.5 秒 ($t=2.95, df=36, p<0.01$)、1.0 秒と2.5 秒 ($t=2.95, df=36, p<0.01$)、1.5 秒と6.0 秒 ($t=3.16, df=36, p<0.01$)、2.5 秒と6.0 秒 ($t=3.03, df=36, p<0.01$) の間に有意差があった。一方、痙直型 (Fig. 3-15-3) では F P の影響はなかった。また、アテトーゼ型と痙直型の R T に差は認められなかった。

Fig. 3-15-4に P M T の結果を示す。筋 (2) \times F P (5) の分散分析を行ったところ、筋 ($F_{(1, 19)}=53.91, p<0.01$) と F P ($F_{(4, 76)}=6.72, p<0.01$) の主効果が有意であった。F P の影響を筋ごとにみると、上腕二頭筋では F P 1.0 秒と1.5 秒 ($t=2.67, df=76, p<0.01$)、1.0 秒と2.5 秒 ($t=5.16, df=76, p<0.01$)、1.0 秒と4.0 秒 ($t=2.68, df=76, p<0.01$)、1.5 秒と2.5 秒 ($t=2.49, df=76, p<0.05$)、2.5 秒と4.0 秒 ($t=2.47, df=76, p<0.05$)、2.5 秒と6.0 秒 ($t=3.31, df=76, p<0.01$) の差がそれぞれ有

意であり、上腕三頭筋ではF P 1.0 秒と1.5 秒($t=2.28, df=76, p<0.01$)、1.0 秒と2.5 秒($t=4.78, df=76, p<0.01$)、1.0 秒と4.0 秒($t=2.27, df=76, p<0.01$)、1.5 秒と2.5 秒($t=2.50, df=76, p<0.05$)、2.5 秒と4.0 秒($t=2.51, df=76, p<0.05$)、2.5 秒と6.0 秒($t=3.12, df=76, p<0.01$)の差が有意であった。しかし、筋とF Pの交互作用はなかった。この結果は、上腕三頭筋より上腕二頭筋の方がP M Tは短いこと、またP M TがF Pの影響を受けていること、F P 1.0 秒と6.0 秒のときP M Tが長く、F P 2.5 秒のとき短くなっていることが分かる。実験14の健常者のP M Tと比べると上腕二頭筋($F_{(1, 38)}=25.44, p<0.01$)でも上腕三頭筋($F_{(1, 38)}=29.83, p<0.01$)でも健常者のP M Tの方が短い。

脳性まひ者を病型別に分析したところ、アテトーゼ型(Fig. 3-15-5)では筋($F_{(1, 9)}=13.81, p<0.01$)とF P($F_{(4, 36)}=3.62, p<0.05$)の主効果が有意であり、両者の交互作用はなかった。F Pの影響を筋ごとにみると上腕二頭筋ではF P 1.0 秒と1.5 秒($t=2.30, df=36, p<0.05$)、1.0 秒と2.5 秒($t=3.90, df=36, p<0.01$)、1.0 秒と4.0 秒($t=2.91, df=36, p<0.01$)、2.5 秒と6.0 秒($t=2.28, df=36, p<0.05$)の差がそれぞれ有意であり、上腕三頭筋ではF P 1.0 秒と1.5 秒($t=2.09, df=36, p<0.05$)、1.0 秒と2.5 秒($t=3.13, df=36, p<0.01$)、2.5 秒と6.0 秒($t=2.05, df=36, p<0.05$)の差がそれぞれ有意であった。この結果はF P 1.0 秒のときアテトーゼ型のP M Tが長いことを示している。痙直型(Fig. 3-15-6)でもアテトーゼ型と同様に、筋($F_{(1, 9)}=61.77, p<0.01$)とF P($F_{(4, 36)}=3.49, p<0.05$)の主効果が有意であり、両者の交互作用はなかった。これは、アテトーゼ型も痙直型も実験14の健常者と同じく上腕三頭筋より上腕二頭筋のP M Tの方が短く、またP M TがF Pに影響されていることを示している。F Pの影響を筋ごとにみると上腕二頭筋では

F P 1.0 秒と2.5 秒 ($t=3.39, df=36, p<0.01$)、1.5 秒と2.5 秒 ($t=2.53, df=36, p<0.05$)、2.5 秒と4.0 秒 ($t=2.54, df=36, p<0.05$)、2.5 秒と6.0 秒 ($t=2.43, df=36, p<0.05$)の差がそれぞれ有意であり、上腕三頭筋では F P 1.0 秒と2.5 秒 ($t=3.60, df=36, p<0.01$)、1.5 秒と2.5 秒 ($t=2.63, df=36, p<0.05$)、2.5 秒と4.0 秒 ($t=2.22, df=36, p<0.05$)、2.5 秒と6.0 秒 ($t=2.34, df=36, p<0.05$)の差がそれぞれ有意であった。すなわち、痙直型においては F P 2.5 秒のとき P M T が最も短い。アテトーゼ型と痙直型を比べると、上腕二頭筋においても上腕三頭筋においても P M T に差は認められなかった。

Fig. 3-15-7に M T の結果を示す。筋×F P の分散分析を行ったところ、有意であったのは筋の主効果 ($F_{(1, 19)}=73.49, p<0.01$)だけであった。これは、脳性まひ者の M T は上腕三頭筋の方が上腕二頭筋より短く、F P に影響されないことを示している。実験 14 の健常者の結果と比べると、上腕二頭筋 ($F_{(1, 38)}=35.48, p<0.01$)でも上腕三頭筋 ($F_{(1, 38)}=28.59, p<0.01$)でも健常者の M T の方が短い。

脳性まひ者を病型別に分析したところ、アテトーゼ型 (Fig. 3-15-8) では筋 ($F_{(1, 9)}=13.82, p<0.01$)と F P ($F_{(4, 36)}=2.67, p<0.05$) の主効果が有意であり、両者の間の交互作用はなかった。F P の効果は上腕三頭筋では有意ではなく、上腕二頭筋において有意であった ($F_{(4, 36)}=3.89, p<0.05$)。これについて下位検定を行うと、F P 1.0 秒と6.0 秒 ($t=2.91, df=36, p<0.01$)、1.5 秒と4.0 秒 ($t=2.45, df=36, p<0.05$)、1.5 秒と6.0 秒 ($t=3.37, df=36, p<0.01$)の差がそれぞれ有意であった。痙直型 (Fig. 3-15-9) で有意であったのは ($F_{(1, 9)}=61.75, p<0.01$)だけであった。この結果は、アテトーゼ型も痙直型も上腕三頭筋の方が上腕二頭筋より M T が短いこと、また痙直型の M T は健常者と同様 F P に影響

されないが、アテトーゼ型のMTはFPに影響されることを示している。アテトーゼ型と瘻直型を比べると、上腕二頭筋のMTに両者の差はないが、上腕三頭筋のMTはアテトーゼ型の方が有意に長かった ($F_{(1, 18)} = 5.09, p < 0.05$)。

4. 考 察

本実験の結果をみると、PMTはFPの影響を受けFP1.0秒の時最も長く、FP2.5秒で最も短くなり、そこから長くなっている。一方、MTはFPによって変化していない。つまり、脳性まひ者では健常者を同じ結果が得られた。

病型別にPMTをみても、アテトーゼ型も痙直型も実験14の健常者と同じく、FP1.0秒のとき最も長く、FP2.5秒のとき短くなり、FP6.0秒で再び長くなっていた。しかし、MTに関しては、痙直型は実験14の健常者と同様にFPの影響を受けていないが、アテトーゼ型ではFPの影響を受け、FP1.5秒で最も短く、FP6.0秒で最も長くなっていた。この結果は、アテトーゼ型では健常者と異なるMTの変動が認められた実験12の結果と関連していると思われる。MTが変化する場合としては、健常者では外部抵抗が加えられたときや拮抗筋の転換が行われたときに遅延する（中村・斎藤・谷口・大嶋, 1975）という報告があるが、いずれの場合も末梢の筋システムに直接影響すると考えられる要因であり、これらはPMTには影響しない。したがって、本来中枢での処理過程のみに影響を及ぼすと考えられるFPがMTにまで影響を及ぼしていることは、アテトーゼ型では、末梢の筋システムになんらかの問題が存在することを示すものである。しかし、脳性まひにおいては末梢の筋システムそれ自体の異常は考えられないことから、MTの変動する原因は、筋システムを調整する中枢の処理過程にあると考える。この処理過程が本研究で筋調整システムと呼ぶものである。特に、アテトーゼ型では筋調整システムの問題が示唆される訳であるが、それはおそらくアテトーゼ型が脳基底核の病変を主とする病型であることと関係があると思われるが、今後の検討課題である。

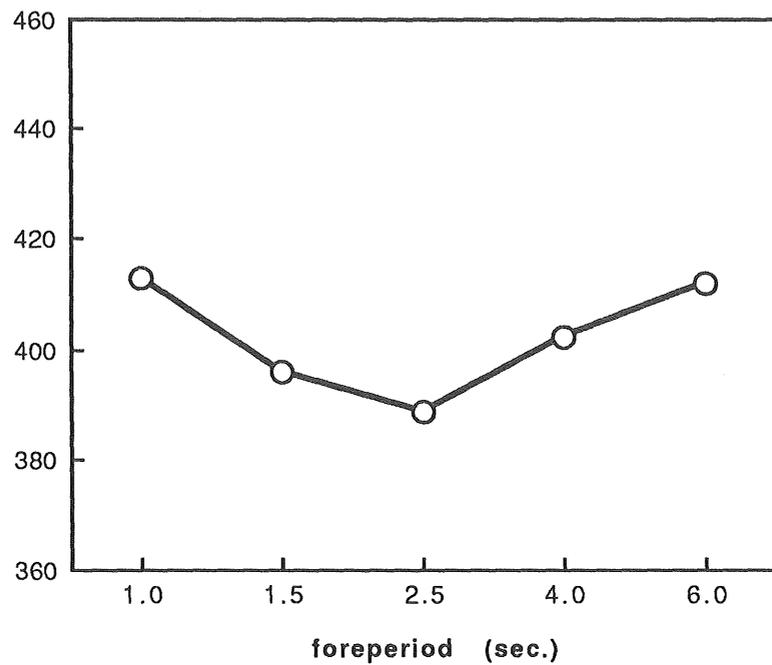


Fig.3-15-1 The Effect of Foreperiod on Reaction Times in Subjects with Cerebral Palsy (ms.)

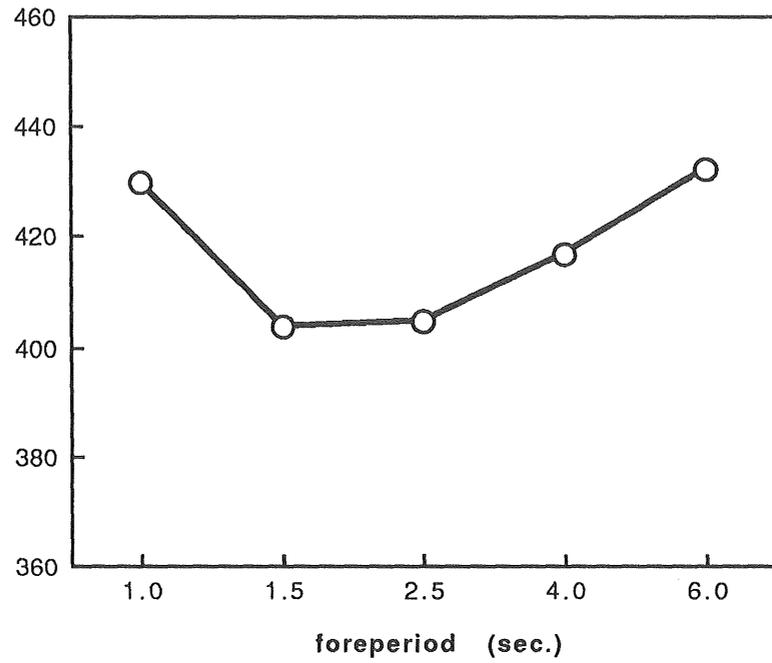


Fig.3-15-2 The Effect of Foreperiod on Reaction Times in Athetotic Subjects (ms.)

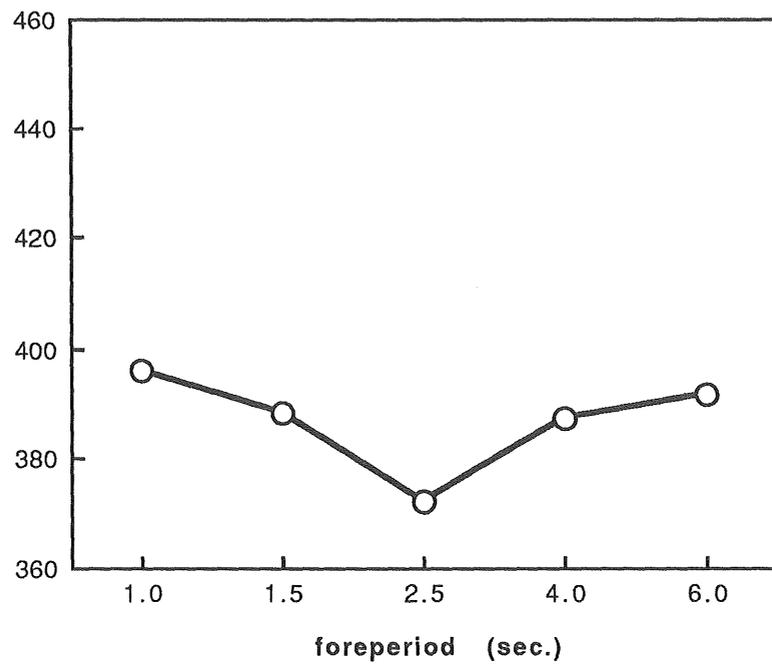


Fig.3-15-3 The Effect of Foreperiod on Reaction Times in Spastic Subjects (ms.)

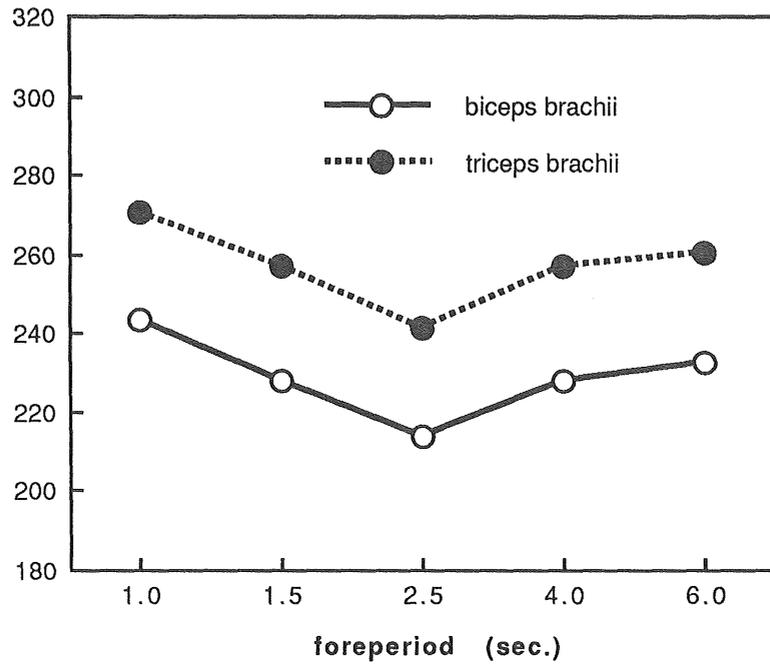


Fig.3-15-4 The Effect of Foreperiod on Premotor Times in Subjects with Cerebral Palsy (ms.)

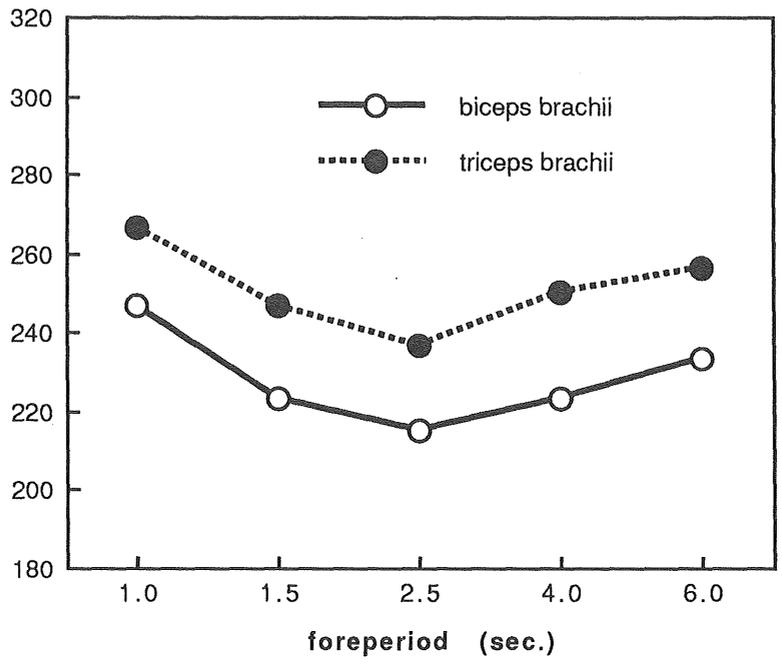


Fig.3-15-5 The Effect of Foreperiod on Premotor Times in Athetotic Subjects (ms.)

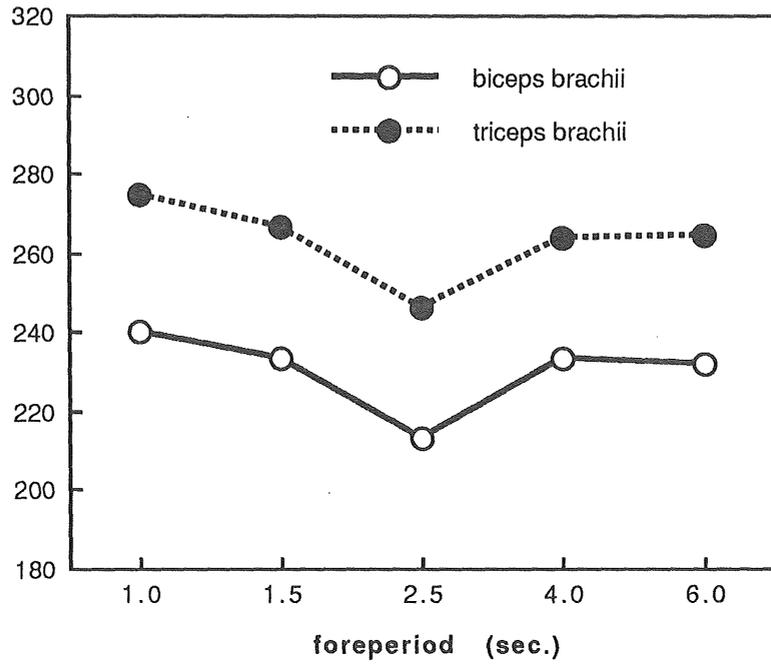


Fig.3-15-6 The Effect of Foreperiod on Premotor Times in Spastic Subjects (ms.)

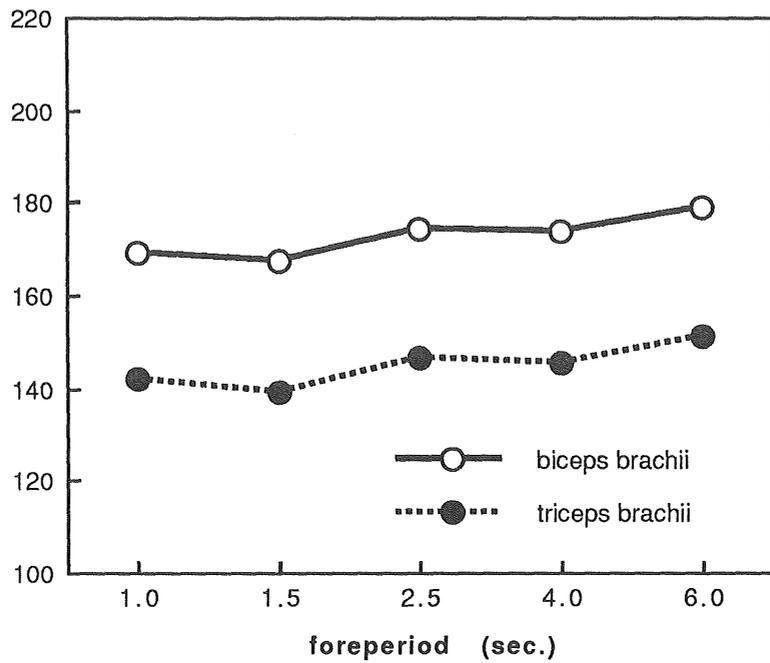


Fig.3-15-7 The Effect of Foreperiod on Motor Times in Subjects with Cerebral Palsy (ms.)

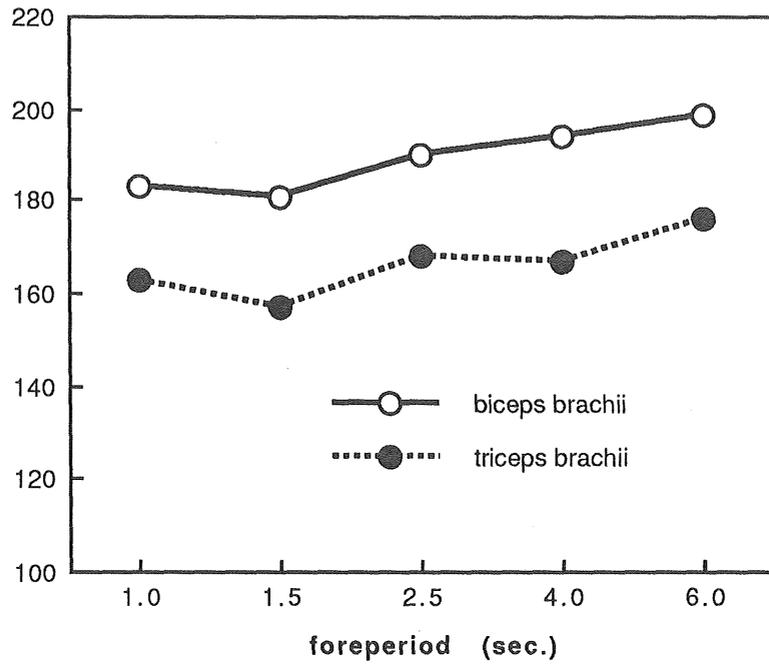


Fig.3-15-8 The Effect of Foreperiod on Motor Times in Athletic Subjects (ms.)

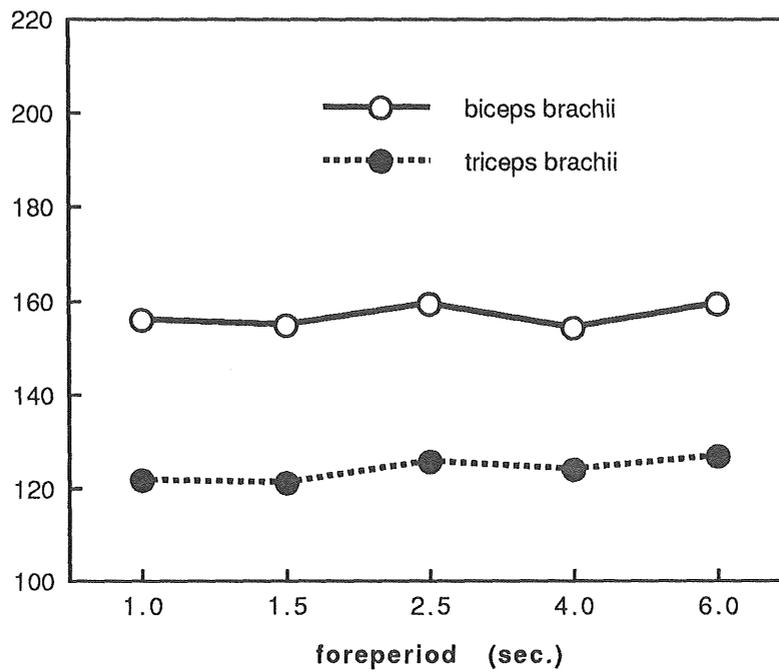


Fig.3-15-9 The Effect of Foreperiod on Motor Times in Spastic Subjects (ms.)

第16章 実験16

筋緊張が健常者のPMT, MTに及ぼす影響

1. 問 題

R Tの変化は、P M Tの変化が主であり、M Tは比較的変動しないとされており、P M Tに影響を及ぼす変数では影響されない(Weiss, 1965; Botwinick and Thompson, 1966a, 1966b)。それ故、M Tは末梢の筋システムでの処理時間を反映すると考えられている。しかし、このM Tが変化する場合もある。それは、外部抵抗や拮抗筋の転換が行われたとき(中村・斎藤・谷口・大嶋, 1975) や筋で電気刺激が与えられたとき(Fleury and Lagasse, 1979; Ward and Grabiner, 1982) などである。これらは、いずれも末梢の筋システムに直接なんらかの刺激が与えられたときである。例えば、中村・斎藤・谷口・大嶋(1975)は、運動開始時に外部から抵抗を与えた場合のP M T、M T及び運動速度を測定した。その結果、外部抵抗が大きくなるに従ってM Tは延長し、運動速度は小さくなった。一方、P M Tは外部抵抗の変化に関係なくほぼ一定の値をとっていた。これらの結果からM Tは一種のforce generation time と定義された。

本研究の実験11や実験13でもM Tは変化していた。実験11では試行経過により健常者のM Tが短縮し、実験11では筋緊張によってM Tが短縮していた。これらの結果は、M Tが変化するといっても、中村・斎藤・谷口・大嶋(1975)のM Tが延長する結果とは逆の結果である。この違いは何故生じたのであろうか。実験13の筋緊張条件は、できるだけ速く反応できるように上腕部に力を入れるという意図的な筋緊張であったのに対し、中村・斎藤・谷口・大嶋(1975)では外部抵抗によって筋緊張が生じている。すなわち、筋が緊張している状態でも負荷に抗

本実験は、川間(1990b) に一部報告してある。

する緊張と自発的な、あるいは意図的な筋緊張では、MTにも違いが生ずるのではないだろうか。本実験ではこの点について検討したい。また、これらの筋緊張とPMTの関係についても検討する。

2. 方 法

1)被験者：健常者20名（男13名、女7名；年齢20歳1カ月～25歳6カ月）で全員右手利きである。

2)測定装置：刺激はオーディオメーター（AA-34：RION）により1000Hz、90dBの純音を発生させ、電子スイッチ（SB-10A：RION）を介して持続時間を予告刺激は250ms、反応刺激は50msに設定し、ヘッドホーンによって被験者に与えた。両刺激の間隔は2～3秒でランダムである。筋電図は、被験者の利き手の上腕二頭筋及び上腕三頭筋の筋腹より尺骨頭を不関電極として時定数0.03秒で筋活動電位を単極導出する。これを生体アンプ（AB-621G：日本光電）によって増幅し、コンピュータ（PC-9801VM21：日本電気）によって、毎秒1000回のサンプリング周波数で予告刺激提示から反応刺激提示1秒後までA/D変換（A/Dモジュール，ANALOG-PRO-DMA：カノープス電子）する。さらに、これを毎秒200回の頻度で出力D/A変換（D/Aモジュール，DAC-98：カノープス電子）したものをペンオシログラフ（8K33：日本電気三栄）に記録する。また、RT及び反応速度（角速度）を測定するために被験者の肘関節部に角度計（G110：Penny Giles）を装着し、これも筋電図と同様にコンピュータによって処理し、ペンオシログラフに出力する。これにより、オンラインで反応刺激提示後1秒間の筋活動電位及び角度計による肘関節の屈曲角度の変化を紙幅10cmで記録することができる。RTは反応刺激提示から肘関節の屈曲角度の変化開始までとし、PMTは反応刺激提示から筋活動の開始までの時間とした。また、MTはRTからPMTを減じることにより算出した。

3)実験条件：等尺性筋緊張条件（以下等尺性条件と略す）、負荷筋緊張条件（以下負荷条件と略す）、意図筋緊張条件（以下意図条件と略す）

す)の3つである。被験者はこれらの条件のもとで予告刺激の後の反応刺激に対してできる限り速く肘関節屈曲運動を行う。等尺性条件では、被験者は肘関節を90度屈曲位に保ち、反応刺激を待つ。負荷条件では、手関節部に700gの重りを装着し、肘関節90度屈曲位に保つ。意図条件では、できる限り速く肘関節屈曲運動ができるように上腕部に力を入れ肘関節を90度屈曲位に保つ。

4)手続き：被験者は椅子に座り、利き手を肘関節90度屈曲、前腕やや回内位に保つ。そして、ヘッドホンを装着し、予告刺激の次に聞こえる反応刺激に対して、できる限り速く肘関節屈曲運動を行う。試行数は各条件それぞれ20回、計60回である。被験者は10～15試行練習を行った後測定にはいる。なお、各条件の順序は被験者ごとに変えた。

3. 結果

測定したRT、上腕二頭筋のPMTとMT、上腕三頭筋のPMTとMT、及び角速度の各々について、値の大きいもの2試行、値の小さいもの2試行は分析から除外し、残りの16試行の平均を個人の代表値をして後の分析に用いた。

Fig. 3-16-1にRTの各条件の平均値を示す。分散分析の結果、筋緊張によってRTが影響されていた ($F_{(2, 38)}=4.79, p<0.05$)。それは、意図条件のRTが等尺性条件よりも ($t=2.99, df=38, p<0.01$)、また負荷条件よりも ($t=2.18, df=38, p<0.05$) 有意に短いというものであった。

Fig. 3-16-2にPMTの結果を示す。筋×筋緊張の分散分析を行ったところ筋 ($F_{(1, 19)}=113.09, p<0.0001$) の主効果が有意であり、筋緊張の主効果と交互作用は認められなかった。これは、上腕二頭筋のPMTが上腕三頭筋のPMTより短いこと、及び筋緊張はPMTに影響しないことを示している。

Fig. 3-16-3にMTの結果を示す。筋×筋緊張の分散分析を行ったところ筋の主効果 ($F_{(1, 19)}=111.01, p<0.0001$) と筋緊張の主効果 ($F_{(2, 38)}=4.01, p<0.05$) が有意であり、この間の交互作用はなかった。筋緊張について下位検定を行うと、意図条件のRTが等尺性条件よりも ($t=2.46, df=38, p<0.02$)、また負荷条件よりも ($t=2.45, df=38, p<0.02$) 有意に短いというものであった。これらの結果は、MTでは上腕三頭筋の方が短く、意図筋緊張条件のMTが最も短いことを示している。

次に角速度の結果をFig. 3-16-4に示す。ここでは角速度を実際の運動が生起してから100ms後までの屈曲角度の変化と定義する。分散分析の結果、筋緊張によって角速度に差異があることが分かった ($F_{(2, 38)}=16.70, p<0.001$)。下位検定を行うと、等尺性条件と負荷条件 ($t=5.66, d$

f=38, $p<0.001$)、負荷条件と意図条件 ($t=3, 84, df=38, p<0.001$) に有意差があることが分かった。また、有意には至らなかったものの意図条件の角速度の方が等尺性条件よりも小さい傾向があった ($t=1, 83, df=38, p<0.10$)。これらの結果は角速度は、負荷条件で最も遅く、等尺性条件で最も速いことを示している。

4. 考 察

本実験の結果は、筋緊張条件はMTにのみ影響し、PMTに影響しないというものであった。この点では、中村・斎藤・谷口・大嶋（1975）の結果と同じであった。つまり、筋緊張は、運動命令システムに対する変数ではなく、筋システムに対する変数であることが分かる。

MTは、意図条件において最も短縮していた。これは、実験13と同様の結果である。短縮する理由としては、意図的な筋緊張が末梢の筋システムの効率を高めたためと解釈できる。それには、序論で述べたSanders(1983)のstress and human performanceのモデルが参考になる。このモデルは、本研究で仮定している運動命令システムのような線型モデルにいわゆる資源(resource)モデルを合体させたものであり、知覚プロセスに対応する資源であるarousal(覚醒)メカニズムと運動出力プロセスに対応する資源であるactivation(活性化)メカニズムが、認知プロセスに対応する資源であるeffort(努力)メカニズムを介して、もしくは直接に関連を持っているモデルである。Sanders(1983)のモデルは、RTをPMTとMTに分けて測定することを前提としておらず、そのため運動命令システムの運動出力プロセスと末梢の筋システムでの処理を分けて考えていない。Sanders(1983)が運動出力プロセスに対応する資源であるとしたactivationメカニズムは、筋システムでの処理にも関連していると思われる。そうであるなら、負荷によって生じた筋緊張とは違って、意図的な筋緊張はこのactivationメカニズムの働きによるもので、末梢の筋システムの処理効率が高まった筋緊張と思われる。もしくは、意図的な筋緊張を発生するためには、本研究で言うところの筋調整システムが働いて、末梢の筋システムが効率的に働くようになったとも考えられる。Sanders(1983)の言うactivationメカニズムと本研究

で言う筋調整システムは、この意味で同じものかもしれないが、今後の検討が必要と思われる。

M Tは一種のforce generation time であるので、負荷条件で延長すると思われた。結果は、それほど明瞭ではなく、等尺性条件のM Tとそれ程変わらなかった。中村・斎藤・谷口・大嶋(1975)が用いた外部抵抗は負荷が0.4 kgから最大10.6kgであった。本実験では700gであり、軽すぎたかもしれない。M Tは、負荷量と筋張力発生率との関係で定まり、運動単位の時間的・空間的活動参加という中枢過程を含む(Tsuji and Nakamura, 1987)という研究もあり、単純に負荷が重ければM Tは延長するというばかりでなく、実際に生じた運動の速度も関係していると思われる。

そこで、角速度の結果をみると、負荷条件が最も遅くなっていた。この結果は、中村・斎藤・谷口・大嶋(1975)の運動速度が負荷に伴って遅くなるという結果に一致する。角速度、言い換えると運動速度とM Tは、本来ともに負荷によって影響されるという点である種の関数関係を持つと思われる。言い換えるなら、運動速度と負荷量でM Tが決まると言えよう。一方、運動速度とP M Tは本実験では無関係であった。しかしながら、P M Tと最大加速度の関係を検討した Nagasaki, Aoki, and Nakamura (1983)によれば、P M Tは発生する力と逆相関を示すことを報告している。つまり、速い運動を行うために強い力を出すとP M Tが短くなり、弱い力であればP M Tは遅くなるということである。この点については、本研究で扱う範囲ではないが、検討すべき課題であると思われる。

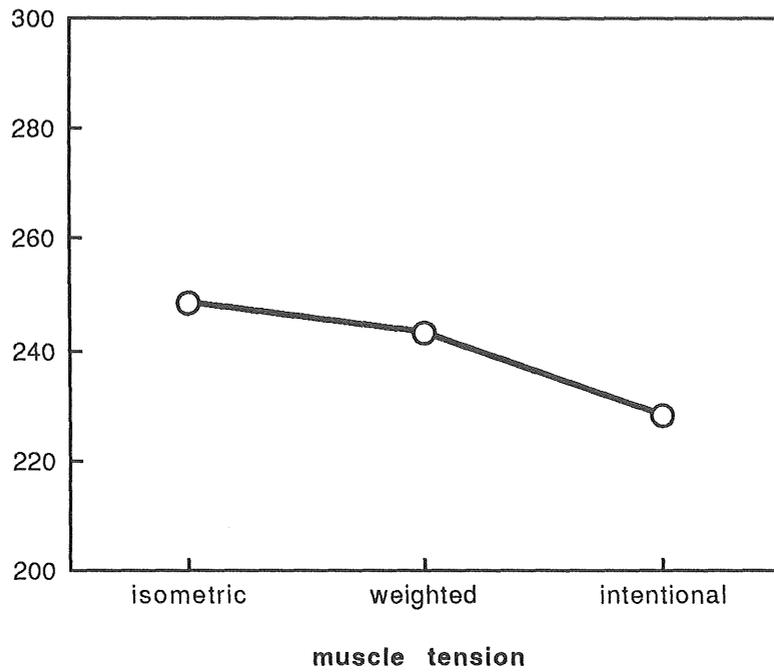


Fig.3-16-1 The Effect of Muscle Tension on Reacton Times in Normal Subjects (ms.)

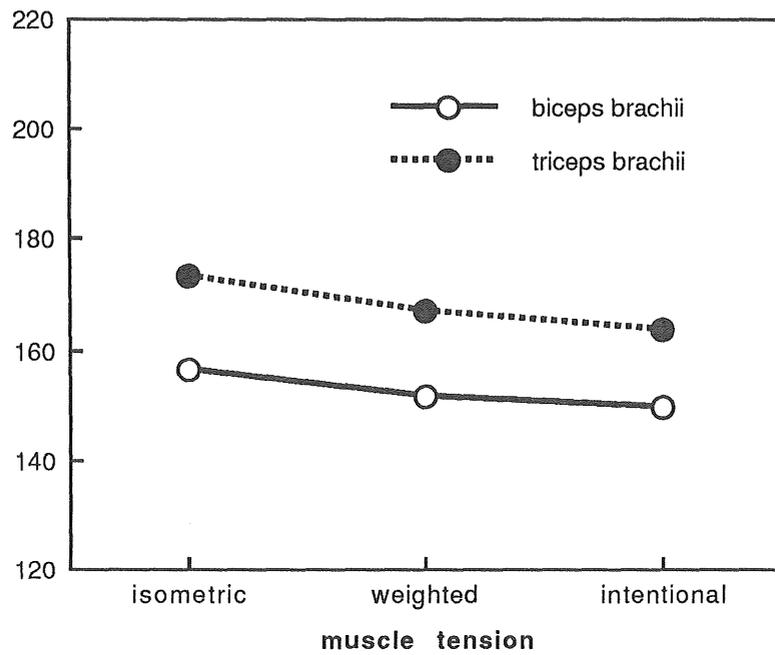


Fig.3-16-2 The Effect of Muscle Tension on Premotor Times in Normal Subjects (ms.)

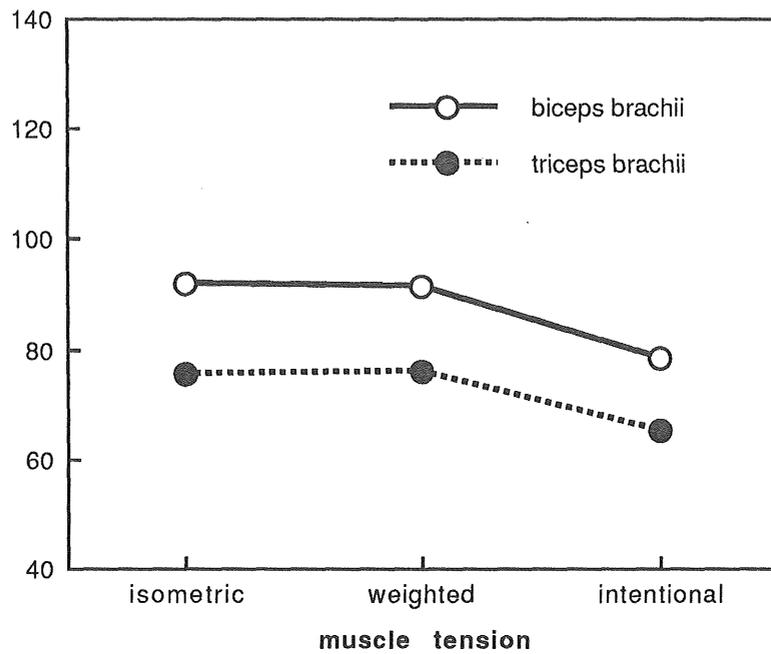


Fig.3-16-3 The Effect of Muscle Tension on Motor Times in Normal Subjects (ms.)

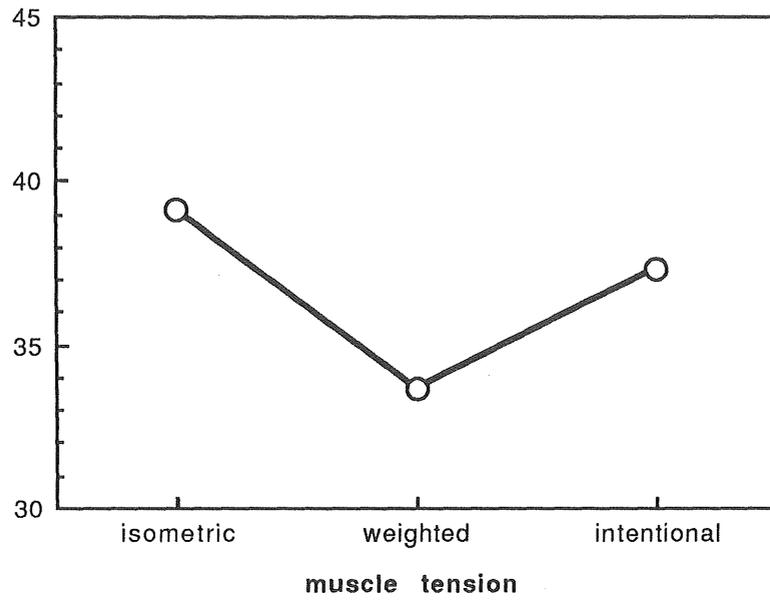


Fig.3-16-4 The Effect of Muscle Tension on Flexion Angle after 100 ms. from Movement Onset in Normal Subjects (degrees)

第17章 実験17

筋緊張が脳性まひ者のPMT, MTに及ぼす影響

1. 問題

実験16では、健常者において、筋緊張条件はMTにのみ影響し、PMTに影響しないことが明らかとなった。それ故、筋緊張は筋システムあるいは筋調整システムに関する変数であり、運動命令システムに関する変数ではないということになる。

実験15では、健常者においてPMTにしか影響を及ぼさない fore-periodが、脳性まひ者ではMTにも影響していることが分かった。そして、それは脳性まひ者の筋システムを調整する中枢での筋調整システムに問題があることを示唆するものと解釈した。逆に、この筋緊張が脳性まひ者において、MTだけでなく、PMTにも影響を及ぼすとすれば、やはり筋調整システムの問題、もしくは筋調整システムと運動命令システムの関係に何らかの問題が存在することを示唆することになるであろう。

また、実験16の健常者では、意図条件においてMTが短縮した。実験16では明瞭ではなかったが負荷条件ではMTは延長する(中村・斎藤・谷口・大嶋, 1975)が知られている。脳性まひ者において実験16と同様の結果を得るものであれば、彼らに筋システムは健常者同様に機能していることになるが、健常者と異なる結果となった場合は、筋システムにおける問題、あるいは筋調整システムの問題が存在することになる。本実験では、この点について検討したい。

本実験の一部は、川間(1990b)に報告してある。

2. 方 法

1)被験者：脳性まひ者23名（アテトーゼ型9名、痙直型14名；男14名、女9名；年齢12歳10カ月～29歳11カ月；右手利18名、左手利き5名）である。

2)測定装置：刺激はオーディオメーター（AA-34：RION）により1000Hz、90dBの純音を発生させ、電子スイッチ（SB-10A：RION）を介して持続時間を予告刺激は250ms、反応刺激は50msに設定し、ヘッドホンによって被験者に与えた。両刺激の間隔は2～3秒でランダムである。筋電図は、被験者の利き手の上腕二頭筋及び上腕三頭筋の筋腹より尺骨頭を不関電極として時定数0.03秒で筋活動電位を単極導出する。これを生体アンプ（AB-621G：日本光電）によって増幅し、コンピュータ（PC-9801VM21：日本電気）によって、毎秒1000回のサンプリング周波数で予告刺激提示から反応刺激提示1秒後までA/D変換（A/Dモジュール，ANALOG-PRO-DMA：カノーブス電子）する。さらに、これを毎秒200回の頻度で出力D/A変換（D/Aモジュール，DAC-98：カノーブス電子）したものをペンオシログラフ（8K33：日本電気三栄）に記録する。また、RT及び反応速度（角速度）を測定するために被験者の肘関節部に角度計（G110：Penny Giles）を装着し、これも筋電図と同様にコンピュータによって処理し、ペンオシログラフに出力する。これにより、オンラインで反応刺激提示後1秒間の筋活動電位及び角度計による肘関節の屈曲角度の変化を紙幅10cmで記録することができる。RTは反応刺激提示から肘関節の屈曲角度の変化開始までとし、PMTは反応刺激提示から筋活動の開始までの時間とした。また、MTはRTからPMTを減じることにより算出した。

3)実験条件：等尺性筋緊張条件（以下等尺性条件と略す）、負荷筋緊

張条件（以下負荷条件と略す）、意図筋緊張条件（以下意図条件と略す）の3つである。被験者はこれらの条件のもとで予告刺激の後の反応刺激に対してできる限り速く肘関節屈曲運動を行う。等尺性条件では、被験者は肘関節を90度屈曲位に保ち、反応刺激を待つ。負荷条件では、手関節部に700gの重りを装着し、肘関節90度屈曲位に保つ。意図条件では、できる限り速く肘関節屈曲運動ができるように上腕部に力を入れ肘関節を90度屈曲位に保つ。

4) 手続き：被験者は椅子に座り、利き手を肘関節90度屈曲、前腕やや回内位に保つ。そして、ヘッドホンを装着し、予告刺激の次に聞こえる反応刺激に対して、できる限り速く肘関節屈曲運動を行う。試行数は各条件それぞれ20回、計60回である。被験者は10～15試行練習を行った後測定にはいる。なお、各条件の順序は被験者ごとに変えた。

3. 結 果

測定したRT、上腕二頭筋のPMTとMT、上腕三頭筋のPMTとMT、及び角速度の各々について、値の大きいもの2試行、値の小さいもの2試行は分析から除外し、残りの16試行の平均を個人の代表値をして後の分析に用いた。

Fig. 3-17-1にRTの各条件の平均値を示す。分散分析を行ったところ、筋緊張によるRTの差異は見いだせなかった。

Fig. 3-17-2にPMTの結果を示す。筋×筋緊張の分散分析を行ったところ、筋の主効果 ($F_{(1, 22)}=138.56, p<0.001$)と筋緊張の主効果 ($F_{(2, 44)}=3.49, p<0.05$) が共に有意であり、さらにこの間の交互作用も有意であった ($F_{(2, 44)}=9.27, p<0.001$)。筋の主効果は上腕二頭筋のPMTの方が上腕三頭筋のPMTより短いというものである。筋緊張の主効果について下位検定を行うと負荷条件の方が意図条件より有意にPMTが短いことが分かった ($t=2.64, df=44, p<0.02$)。交互作用について単純主効果の検定を行うと、上腕二頭筋では筋緊張の効果が有意 ($F_{(2, 88)}=5.29, p<0.01$) であったが、上腕三頭筋では筋緊張の効果は有意ではなかった。さらに、上腕二頭筋において、Rayan 法による多重比較を行うと意図条件のPMTが負荷条件 ($t=3.17, df=88, p<0.01$) よりも、また等尺性条件 ($t=2.23, df=88, p<0.03$) よりも有意に長いことが示された。

Fig. 3-17-3にMTの結果を示す。分散分析の結果、筋の主効果 ($F_{(1, 22)}=123.03, p<0.001$)と交互作用 ($F_{(2, 44)}=7.54, p<0.01$) が有意であり、筋緊張の主効果 ($F_{(2, 44)}=2.92, p<0.07$) も認められた。筋の主効果は上腕三頭筋のMTの方が上腕二頭筋のMTより短いというものである。筋緊張の主効果は等尺性条件のMTの方が負荷条件のMTより短い ($t=2.26, df=44, p<0.03$) というものであった。交互作用について単純主

効果の検定を行うと、上腕二頭筋では筋緊張の効果は認められないが、上腕三頭筋では筋緊張の効果が有意 ($F_{(2, 88)}=4.92, p<0.01$) ということが分かった。この上腕三頭筋について多重比較を行うと、等尺性条件の M T が意図条件 ($t=2.94, df=88, p<0.01$) よりも、また負荷条件 ($t=2.42, df=88, p<0.02$) よりも有意に短いというものであった。

Fig. 3-17-4に角速度の平均を示す。分散分析では、筋緊張の効果が有意 ($F_{(2, 44)}=5.28, p<0.01$) であった。下位検定を行うと、負荷条件の角速度が等尺性条件 ($t=2.50, df=44, p<0.02$) よりも、また意図条件 ($t=3.05, df=44, p<0.01$) よりも速かった。

脳性まひ者を病型別に分析した。まず、アテトーゼ型から検討する。Fig. 3-17-5にアテトーゼ型の R T を示す。分散分析では、筋緊張の効果が有意に至らなかったものの認められた ($F_{(2, 16)}=3.42, p<0.06$)。これについて、下位検定を行うと負荷条件の R T が意図条件の R T より有意に短いことが分かった ($t=2.61, df=16, p<0.02$)。

Fig. 3-17-6にアテトーゼ型の P M T を示す。ここでは、筋の主効果 ($F_{(1, 8)}=55.73, p<0.001$)、筋緊張の主効果 ($F_{(2, 16)}=4.23, p<0.05$)、さらにこの間の交互作用 ($F_{(2, 16)}=6.99, p<0.01$) が有意であった。筋の主効果は上腕二頭筋の P M Tの方が上腕三頭筋の P M Tより短いというものである。筋緊張の主効果についてRyan法による多重比較を行うと負荷条件の方が意図条件 ($t=2.78, df=16, p<0.02$) よりも、また等尺性条件 ($t=2.13, df=16, p<0.05$) よりも有意に P M Tが短いことが分かった。交互作用について単純主効果の検定を行うと、上腕二頭筋では筋緊張の効果が有意 ($F_{(2, 32)}=4.50, p<0.02$) であり、上腕三頭筋でも筋緊張の効果は有意 ($F_{(2, 32)}=4.09, p<0.03$) であった。さらに、上腕二頭筋において、Ryan 法による多重比較を行うと負荷条件の P M Tが意

図条件よりも短いことが($t=2.98, df=32, p<0.01$)示された。また、上腕三頭筋について、Ryan法による多重比較を行うと負荷条件のPMTが意図条件($t=2.52, df=32, p<0.02$)よりも、また等尺性条件($t=2.44, df=32, p<0.03$)よりも有意に短いことが分かった。

Fig. 3-17-7にアテトーゼ型のMTの平均値を示す。分散分析では、筋主効果と($F_{(1, 8)}=51.84, p<0.001$)、筋と筋緊張の間の交互作用($F_{(2, 16)}=6.13, p<0.02$)が有意であった。筋緊張の主効果はなかった。交互作用について、単純主効果の検定を行うと、上腕二頭筋では筋緊張の効果は認められなかったが、上腕三頭筋における筋緊張の効果は有意であった($F_{(2, 32)}=4.20, p<0.03$)。これについて、さらにRyan法による多重比較を行ったところ、等尺性条件のMTが意図条件のMTより有意に短いことが分かった($t=2.89, df=32, p<0.01$)。

Fig. 3-17-8にアテトーゼ型の角速度の結果を示す。分析の結果、角速度には筋緊張の影響を認められなかった。

次に痙直型の結果をみる。Fig. 3-17-9に痙直型のRTの平均を示す。分散分析を行ったところ、痙直型のRTは筋緊張の影響を受けていなかった。

Fig. 3-17-10に痙直型のPMTの結果を示す。筋×筋緊張の分散分析を行ったところ、筋の主効果($F_{(1, 13)}=77.04, p<0.001$)と交互作用($F_{(2, 26)}=4.31, p<0.05$)が有意であった。筋の主効果は、上腕二頭筋のPMTの方が上腕三頭筋より短いことを示すものである。交互作用について、単純主効果の検定を行うと、上腕二頭筋での筋緊張の効果は有意には至らなかったものの認められた($F_{(2, 52)}=2.68, p<0.10$)が、上腕三頭筋には認められなかった。上腕二頭筋について、Ryan法による多重比較を行うと、等尺性条件のPMTの方が有意に意図条件のPMTよ

り短かった ($t=2.25, df=52, p<0.03$)。

Fig. 3-17-11 に脛直型のMTの平均を示す。筋×筋緊張の分散分析を行ったところ、筋の主効果 ($F_{(1, 13)}=74.89, P<0.001$)、筋緊張の主効果 ($F_{(2, 26)}=5.54, p<0.01$) が有意であり、有意に至らなかったものの交互作用 ($F_{(2, 26)}=3.18, p<0.10$) も認められた。筋の主効果は上腕三頭筋のMTの方が上腕二頭筋より短いというものである。筋緊張について、多重比較を行うと、負荷条件のMTが等尺性条件 ($t=3.06, df=26, p<0.01$) よりも、また意図条件 ($t=2.67, df=26, p<0.02$) よりも有意に短いことが分かった。交互作用について、単純主効果の検定を行うと、上腕二頭筋 ($F_{(2, 52)}=6.88, p<0.01$) でも上腕三頭筋 ($F_{(2, 52)}=3.55, p<0.01$) でも筋緊張の効果が認められた。上腕二頭筋について、多重比較を行うと、負荷条件のMTが等尺性条件 ($t=3.04, df=52, p<0.01$) よりも、また意図条件 ($t=3.36, df=52, p<0.01$) よりも短いのに対し、上腕三頭筋では負荷条件と等尺性条件の間にしか有意差は認められなかった ($t=2.65, df=52, p<0.03$)。

Fig. 3-17-12 に脛直型の角速度の各条件ごとの平均を示す。分散分析を行うと、筋緊張の効果は有意であった ($F_{(2, 26)}=11.55, p<0.001$)。Ryan法による多重比較を行うと負荷条件の角速度が意図条件 ($t=4.78, df=26, p<0.001$) よりも、等尺性条件 ($t=2.85, df=26, p<0.01$) よりも有意に遅かった。また、有意ではなかったが、等尺性条件の角速度が意図条件より遅い傾向があった ($t=1.93, df=26, p<0.10$)。つまり、角速度は意図条件が最も速く、負荷条件が最も遅かった。

4. 考察

本実験では、健常者ではMTにしか影響を及ぼさない筋緊張が、脳性まひ者ではPMTにまで影響を及ぼしていること、脳性まひ者では筋緊張のMTに及ぼす影響が健常者と異なることが分かった。

まず、PMTの結果から考察する。実験16の健常者のPMTは筋緊張に影響されなかった。この健常者の結果は、中村・斎藤・谷口・大嶋(1975)と一致する。ところが、脳性まひ者のPMTは筋緊張の影響を受けていた。それは、負荷条件のPMTの方が意図条件より短いというものであった。この理由は明らかではないが、少なくとも筋調整システムと運動命令システムの相互作用の結果とは言えよう。負荷条件では、反応を行う前に負荷に抗して上腕二頭筋が収縮している。この筋の緊張状態についての情報は筋システムの筋紡錘によって中枢に送られ、運動命令システムでの処理に用いられると思われる。ところが、脳性まひ者においては、 γ 系の運動ニューロンの活動亢進のため、筋紡錘からの情報は有効に運動のプログラムに取り込めていない(Harrison, 1975)。特に、微弱な筋活動は筋紡錘の情報は運動の制御に用いにくい(Harrison and Connolly, 1971)。逆に、ある程度の筋緊張が生じている場合の方が、筋システムの処理は円滑に行われるのであろう。そのため、本実験の等尺性条件等より負荷条件の方がPMTが短いのではないだろうか。臨床的には、アテトーゼ型脳性まひのような錐体外路障害では、軽く負荷を与えた方が運動は滑らかになることが知られている。本実験のアテトーゼ型において、負荷条件でPMTが短縮しているのはこのような理由によるものと思われる。しかしながら、痙直型では負荷によるPMTの短縮は見られず、むしろ意図条件のPMTが延長している。この理由は定かではないが、意図的に筋を収縮させる過程で、運動命令システムにも何

らかの負荷がかかったのかかもしれない。以上、筋緊張が脳性まひ者のPMTに影響を及ぼすという結果についての考察を行ったが、この理由については推測の域を出るものではなく、今後の検討が必要であろう。

次にMTの結果について考察する。実験16の健常者では、意図条件のMTが短縮し、その理由は資源である activation メカニズムが筋システムの効率を高めた、あるいは筋調整システムの働きによって筋システムの処理効率が高まったと解釈した。本実験の脳性まひ者の結果で注目すべき点は、意図条件のMTが短縮していないということである。すなわち、脳性まひ者においては、activationメカニズムもしくは筋調整システムが有効に筋システムの処理効率を高めていないと言えよう。脳性まひは末梢の筋システムの障害ではないことからすると、この原因は筋調整システムにあると言える。そして、脳性まひ者では負荷条件のMTが延長しており、健常者を被験者とした中村・斎藤・谷口・大嶋(1975)に合致する結果であった。つまり、実験16の健常者では明瞭でなかったが、MTはforce generation time であるので、負荷がかかればそれだけ延長するのである。このMTについても病型別に分析すると異なる結果が得られた。アテトーゼ型では筋緊張によるはっきりとした差がなく、意図条件のMTが遅い。痙直型では負荷条件が最も速い。この理由は現時点では明らかではない。この点を詳細に検討するためには、負荷条件を負荷700gだけでなく、中村・斎藤・谷口・大嶋(1975)のように段階的に数種類設定して測定することが必要であろう。

次に、角速度の結果について考察する。これはアテトーゼ型で有意差は得られなかったものの、実験16の結果と一致して、負荷条件の角速度が最も遅くなっている。しかし、実験16の健常者の角速度に比べて、本実験の脳性まひ者の角速度はかなり遅く、このこととPMT、MTの

遅速とは関係あるかもしれない。

以上の考察から、脳性まひ者では筋緊張によってPMTまでもが影響を受け、筋調整システムの問題、筋調整システムと運動命令システムの関係についての問題が示唆される。また、脳性まひ者では意図筋緊張条件のMTが短縮せず、筋調整システムの問題が示唆される。

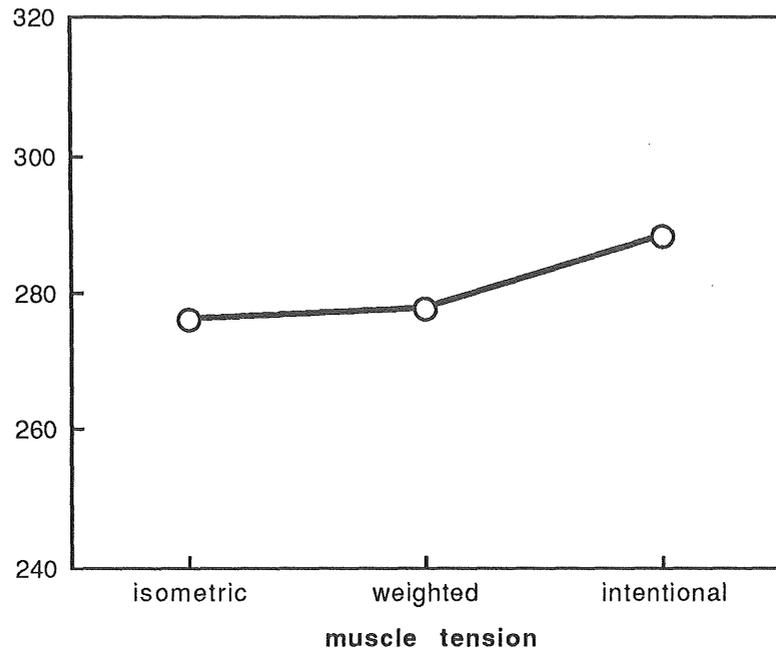


Fig.3-17-1 The Effect of Muscle Tension on Reaction Times in Subjects with Cerebral Palsy (ms.)

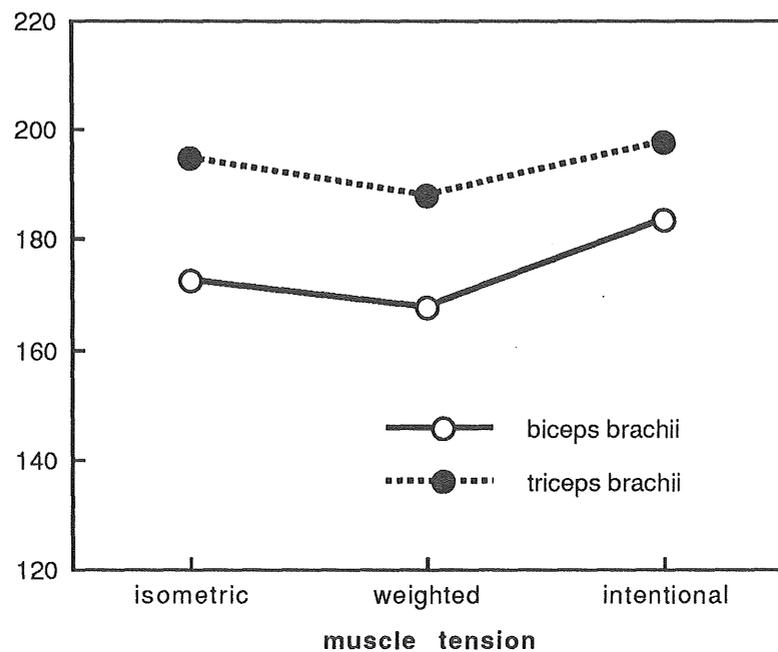


Fig.3-17-2 The Effect of Muscle Tension on Premotor Times in Subjects with Cerebral Palsy (ms.)

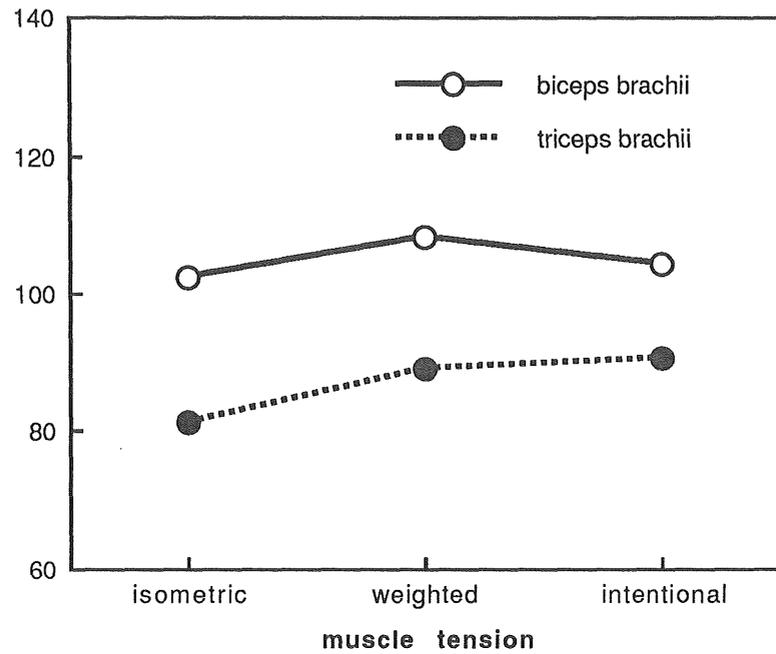


Fig.3-17-3 The Effect of Muscle Tension on Motor Times in Subjects with Cerebral Palsy (ms.)

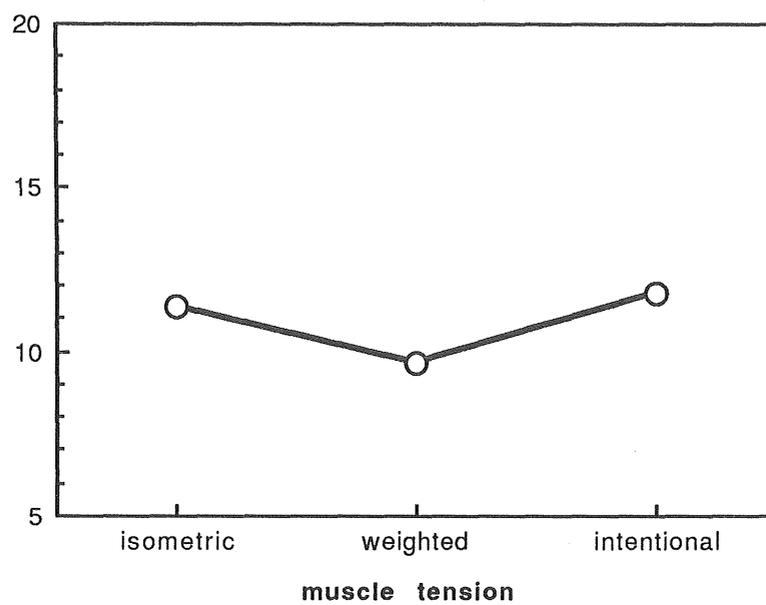


Fig.3-17-4 The Effect of Muscle Tension on Flexion Angle after 100ms. from Movement Onset in Subjects with Cerebral Palsy (degrees)

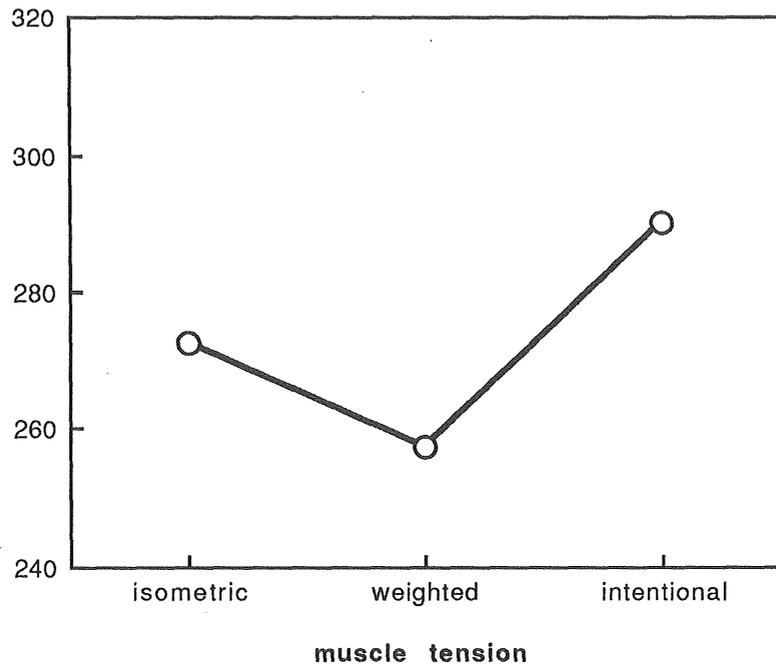


Fig.3-17-5 The Effect of Muscle Tension on Reaction Times in Athetotic Subjects (ms.)

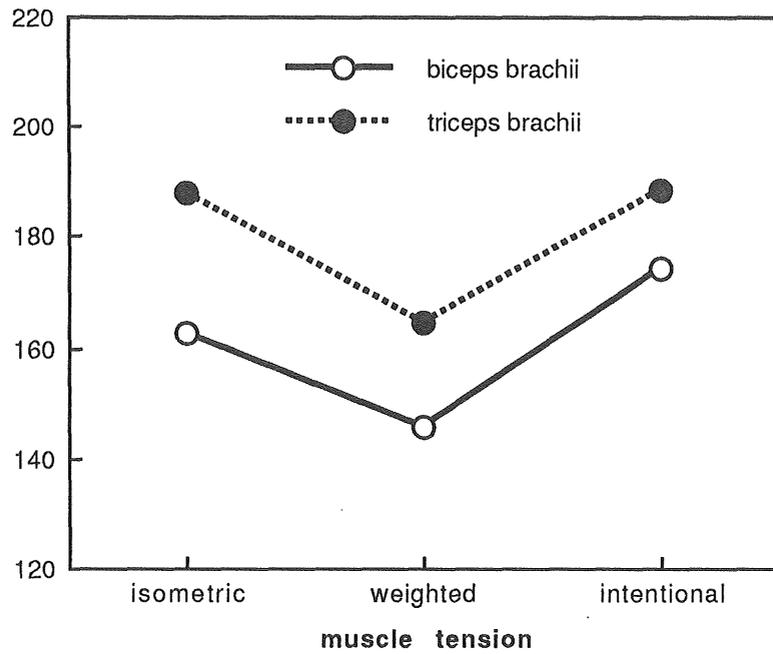


Fig.3-17-6 The Effect of Muscle Tension on Premotor Times in Athetotic Subjects (ms.)

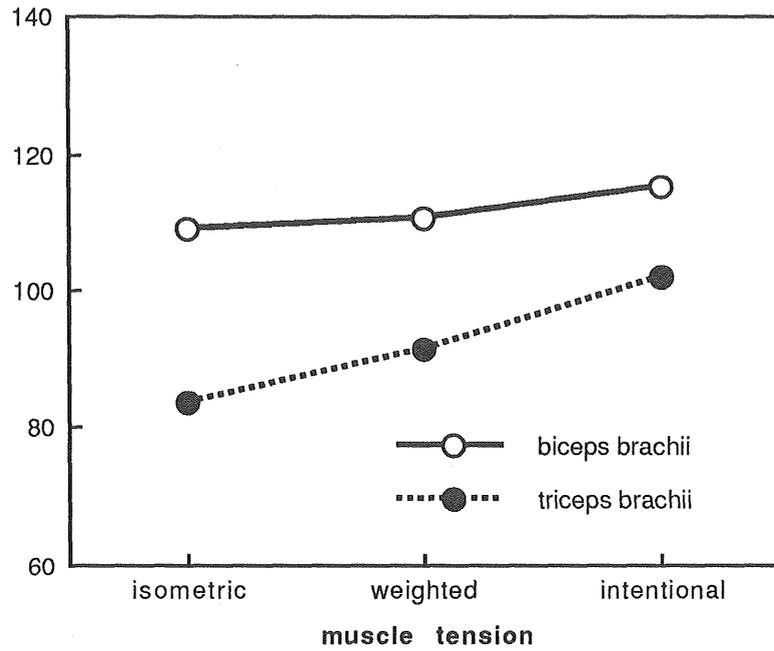


Fig.3-17-7 The Effect of Muscle Tension on Motor Times in Athetotic Subjects (ms.)

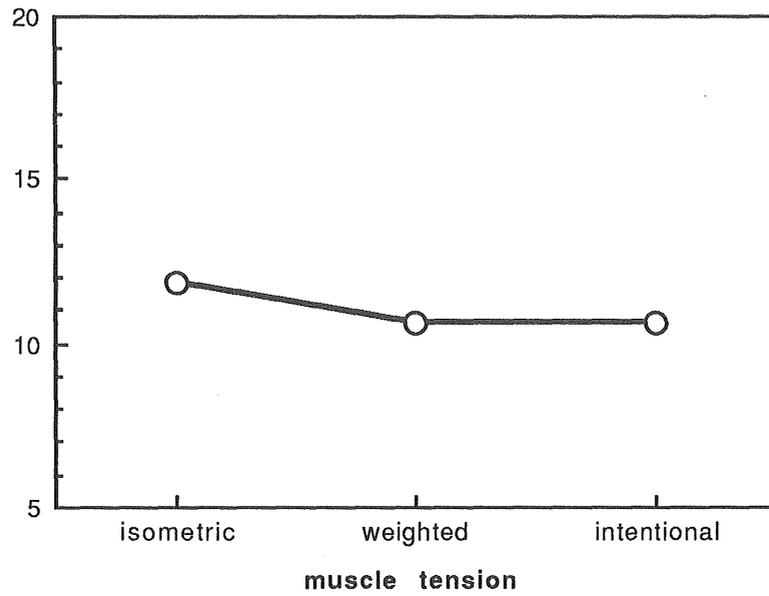


Fig.3-17-8 The Effect of Muscle Tension on Flexion Angle after 100ms. from Movement Onset in Athetotic Subjects (degrees)

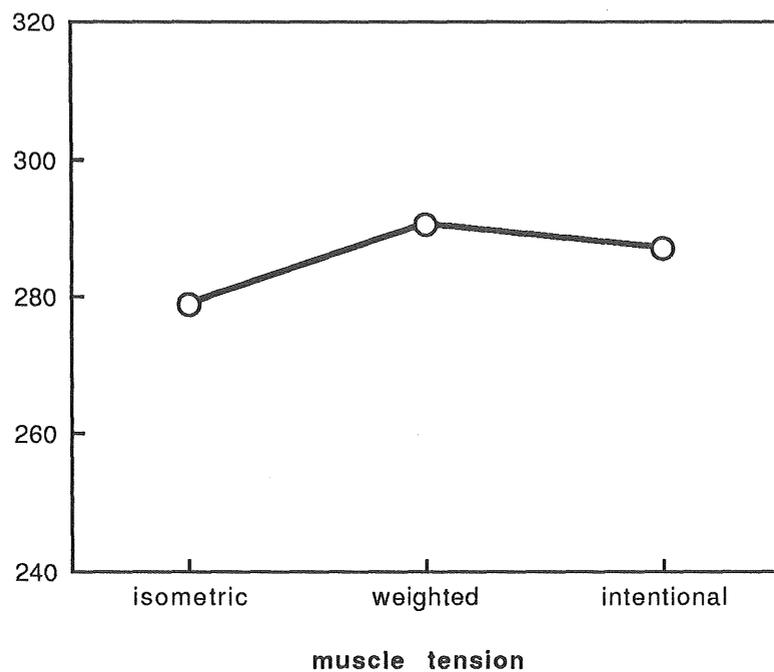


Fig.3-17-9 The Effect of Muscle Tension on Reaction Times in Spastic Subjects (ms.)

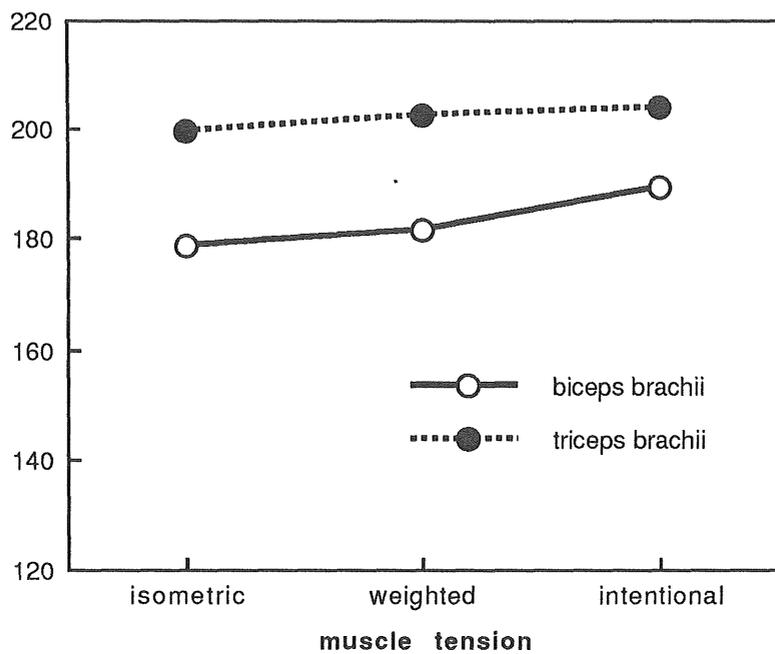


Fig.3-17-10 The Effect of Muscle Tension on Premotor Times in Spastic Subjects (ms.)

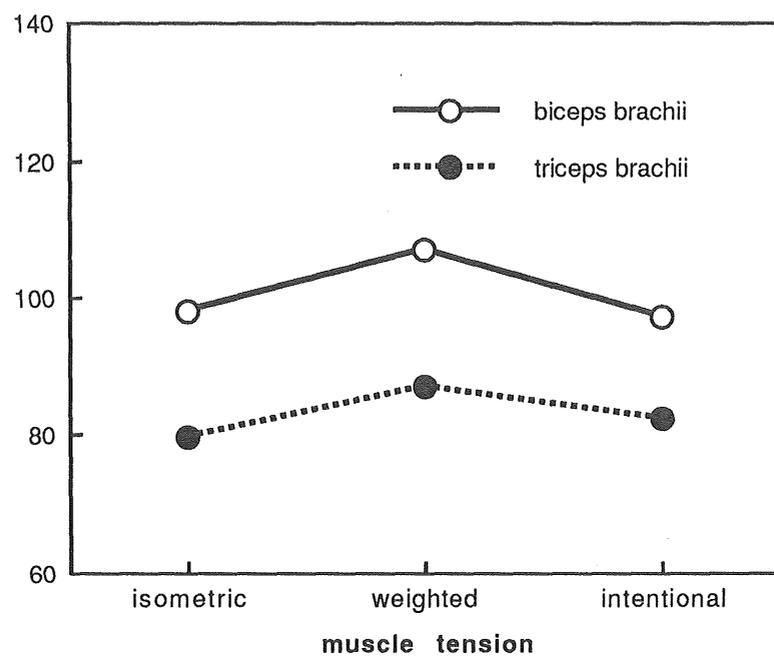


Fig.3-17-11 The Effect of Muscle Tension on Motor Times in Spastic Subjects (ms.)

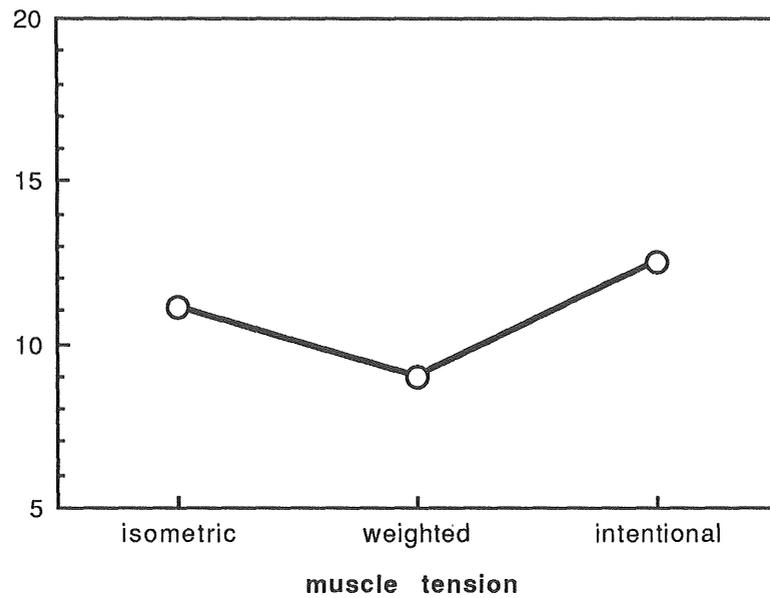


Fig.3-17-12 The Effect of Muscle Tension on Flexion Angle after 100ms. from Movement Onset in Spastic Subjects (degrees)

総合考察

第1章

運動命令システムにおける認知プロセスと
運動出力プロセスの相互作用

1. 健常者における認知プロセスと運動出力プロセスの関係

実験3では、回外のPMTの方が屈曲のPMTより短いという多くの先行研究(Nakamura and Saito, 1974; 笠井, 1982, 1983; 笠井・小林, 1981; Kasai and Nakamura, 1982; Wakabayashi, Nakamura, and Taniguchi, 1981; 若林・谷口・中村, 1982)の知見を確認した。屈曲と回外のPMTに差異があるのは、運動プログラムの差異であり(中村, 1979; 中村・谷口, 1977)、発達的に屈曲と回外のPMTを調べても両者は同時に発達しない(古井・笠井・関・上田, 1986)ことが分かっている。また、上腕二頭筋において、屈曲と回外で異なる運動単位が見つまっている(Ter Haar Romeny, Denier van der Gon, and Gielen, 1984)。このようなことから、屈曲と回外のPMTの時間差は、運動出力プロセスで生じていると考えた。

実験5は、Wakabayashi, Nakamura, and Taniguchi(1981)の研究の追試である。屈曲と回外のPMTの差異が運動出力プロセスで生じているのであれば、他のプロセスでの処理を必要とする条件で測定しても、それは同程度に認められると考えた。そこで、弁別反応課題を用いた。これは、反応するかしないかの判断を行うもので、認知プロセスでの処理が必要となるものである。その結果、屈曲と回外のPMTの差異は、単純反応課題と同程度に弁別反応課題に認められた。したがって、屈曲と回外のPMTの差異は運動出力プロセスでの処理の違いを反映していることが確認できた。さらに、Sternberg(1969)のadditive factor methodの考えに従えば、認知プロセスと運動出力プロセスは、連続的かつ独立して処理を行っていると考えられる。

しかし、実験3の単純反応課題や実験5の弁別反応課題には、Klapp(1975, 1976, 1980)、Klapp, Abbott, Coffman, Grein, Sinder, and Young(19

79)、Sheidan(1981,1984a)の指摘する問題があった。それは、単純反応課題や弁別反応課題では、予め被験者が行うべき運動を知らされているので、反応刺激提示以前に運動出力プロセスでの処理を開始することができるということである。そこで、実験7では、刺激提示によって始めて行うべき運動が知らされる選択反応課題を用いて、屈曲と回外のPMTを測定した。この課題は、複数の刺激にそれぞれ複数の反応が対応しているものである。その結果、選択反応課題の屈曲と回外のPMTの差異は、単純反応課題のそれより増大していた。結果としては、Klapp(1975,1976,1980)、Klapp, Abbott, Coffman, Grein, Sinder, and Young(1979)、Sheidan(1981,1984a)の指摘が正解であったことになる。

それでは、運動命令システムを検討するために、本研究で、単純反応課題や弁別反応課題を用いたことは誤りであろうか。実は、この点に関しては、長い議論がある。選択反応課題を用いなくとも単純反応課題で運動出力プロセスを検討することが可能であるという知見は、先にも述べた様にRosenbaum and Patashnik(1980)やSternberg, Monsell, Knoll, and Wright(1978)によって示されている。これらの研究によると、単純反応課題で測定した反応時間の差異は、運動プログラムへの最終調節時間の差異、もしくは反応出力バッファからプログラムの開始指令部分を探索するために要する時間の差異ということになる。屈曲と回外のPMTの差異を中村(1979)や中村・谷口(1977)が言うように単純に用いる運動プログラムの差異と考えることはできないかもしれないが、少なくともそれに関わる運動出力プロセスでの処理時間が屈曲と回外では異なるとは言うことができる。

本研究では、実験3、実験5、実験7の健常者の結果を次のように考える。基本的に、屈曲と回外のPMTの差異は運動出力プロセスで生じ

る。単純反応課題や弁別反応課題では、予め被験者に行うべき運動が知らされていたため、それらの条件では、予め屈曲や回外の前処理というようなものが、運動出力プロセスで行われている。ただし、単純反応課題でも弁別反応課題でも屈曲と回外のPMTに違いが存在するので、すべての処理が予め行われてるとは考えられない。あくまで屈曲や回外に必要な運動出力プロセスでの処理の内、一部分にすぎないであろう。そして、選択反応課題を用いた場合、運動出力での前処理が行えなくなるため、本来屈曲と回外の運動出力プロセスでの処理に必要な時間の差異が、PMTに反映される。そのため、単純反応課題や弁別反応課題で測定される屈曲と回外のPMTの差異より、選択反応課題におけるPMTの差異の方が大きい。とはいえ、実験7の選択反応課題も二者択一のものであるので、2種類の反応についてある程度の前処理をし、反応バッファのようなものに保持していることも考えられる。そして、認知プロセスの処理結果に基づきバッファから当該反応のプログラムを呼び出すことになる。この場合は、PMTの差異は、バッファからの呼び出す時間の差ということになるが、この考えはSternberg, Monsell, Knoll, and Wright(1978)の反応出力バッファからプログラムの開始指令部分を探索するために要する時間の差異とする考えと同じことになる。いずれにしても運動出力プロセス内で生じることであろう。反応の選択肢を増加させる条件下で実験を行うことでこの問題は解決できる。

Sternberg(1969)に単純に従えば、実験7の結果は、単純反応課題よりも選択反応課題において屈曲と回外のPMTの差異が大きくなっているのであるから、認知プロセスと運動出力プロセスは連続的かつ独立して処理を行っていないことになる。しかしながら、上述したように、認知プロセスの処理を行うか否かという点で設定した条件である単純・弁

別・選択反応課題に、同時に運動出力プロセスでの前処理が行えるか否かという問題も存在したため、選択反応課題の屈曲と回外のPMTの差が増大したのである。したがって、やはり、健常者における認知プロセスと運動出力プロセスは連続的かつ独立して処理を行っているとは結論できない。

2. 脳性まひ者における認知プロセスと運動出力プロセスの関係

健常者において、回外のPMTの方が屈曲のPMTより短いのは、運動出力プロセスの処理時間の相違を反映したものであると言える。一方、実験4では、脳性まひ者は健常者と逆に屈曲のPMTの方が回外のPMTより短かった。Nakamura, Taniguchi, and Yokochi (1978)や Nakamura and Taniguchi (1980) では、脳卒中後遺症の片麻痺患者やパーキンソン病患者では、健常者のように回外の方が屈曲のPMTより短くないことが報告されてる。そして、その理由を運動中枢の障害と関連させ、適切な運動プログラムの構成がなされなかったことを議論している。実験4の結果は、屈曲と回外のPMTの差異が運動出力プロセスの処理時間の差異を反映したものであるとすれば、脳性まひ者の運動出力プロセスでの処理は、健常者と異なるものと考えることができる。ただし、異なるといっても全く異なるというわけではないだろう。実験4では、脳性まひ者の結果を運動出力プロセスにおいて、回外筋に対する適切な命令が構成されなかったという可能性と、上腕二頭筋の収縮の程度について情報を運動出力プロセスに取り込めなかった可能性を考えた。いずれにせよ、脳性まひ者の運動出力プロセスの処理は、健常者のように適切には行われていないと言えよう。

実験6では、弁別反応課題における屈曲と回外のPMTを測定することで、脳性まひ者の認知プロセスと運動出力プロセスの関係を検討した。実験5の健常者の結果では、屈曲と回外のPMTの差異は、単純反応課題も弁別反応課題も同程度であったので、認知プロセスと運動出力プロセスは連続的かつ独立して処理を行っていると考えられた。脳性まひ者の運動命令システムの問題が運動出力プロセスにのみ存在するのであれば、弁別反応課題における屈曲と回外のPMTの差異は、単純反応課題と同

じである。ところが、実験6では、単純反応課題で認められた屈曲と回外のPMTの差が、弁別反応時間ではなくなっており、両運動パターンのPMTは同じ値をとった。この結果は、脳性まひ者の認知プロセスと運動出力プロセスの関係が健常者とは異なる、すなわち認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ独立して処理を行っていないことを示している。そして、Sternberg(1969)に従ってデータの解釈を行った結果、脳性まひ者では認知プロセスと運動出力プロセスが同時に処理を行っている可能性を考えた。同時といってもまったく同時ではなく、時間的に処理がオーバーラップすることがあるということである。ただし、これだけでは弁別反応課題において、屈曲と回外のPMTが同じ値を示したことを説明できない。そこで、どうしても認知プロセスと運動出力プロセスが共に処理を完了してからでなければ処理を開始しない別のプロセス、もしくはバッファのようなものを想定しなくてはならない。この時、運動出力プロセスの処理完了時期が認知プロセスの処理完了時期より早期であれば、PMTは認知プロセスにおける処理時間を反映するが、運動出力プロセスで生じる屈曲と回外の処理時間の差異は反映しなくなる。その結果として、弁別反応課題のPMTは屈曲も回外も同じ値を示す。健常者においても当然バッファのようなものが考えられるが、基本的に認知プロセスの処理が完了しなければ、運動出力プロセスは処理を行わないので、弁別反応課題でも両運動パターンのPMTに時間差が生じる。

上記の実験6の結果の解釈をするにあたっては、前提として運動出力プロセスが認知プロセスと時間的にオーバーラップして処理を行うことが保証されなくてはならなかった。これが、可能な理由として、実験5の健常者の解釈でも問題となったことであるが、単純反応課題と弁別反応課題は予め行うべき反応が被験者に知らされていることが指摘できる。

そこで、実験 8 において、選択反応課題を用いて、脳性まひ者の屈曲と回外の P M T を測定した。実験 7 の健常者の選択反応課題では、屈曲と回外の P M T の差異は単純反応課題より大きかった。しかし、脳性まひ者の選択反応課題では、そのような結果にはならなかった。それは、やはり、脳性まひ者の認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ独立して処理を行っていないためと考えた。

実験 8 についてさらに、病型別に分析を行うと異なる結果となった。アテトーゼ型では、屈曲と回外の P M T の差異は、単純反応課題の場合も選択反応の場合も同じ程度であった。この結果をして、認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ独立に処理を行っているといえるであろうか。実験 7 の健常者では、選択反応課題において屈曲と回外の P M T の差が大きくなっていただけであるから、実験 8 のアテトーゼ型の結果は、認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ独立に処理を行っていることを意味しない。選択反応課題を用いることによって、P M T に反映されるはずである屈曲と回外の運動出力プロセスでの処理時間の差異は、どうなったのであろうか。現時点で、これ以上の解釈は意味がないと思われるが、少なくとも認知プロセスと運動出力プロセスの間に複雑な相互作用が働いていると言えよう。一方、痙直型の結果は、単純反応課題とは逆に選択反応課題においては、回外の P M Tの方が短くなった。これは、健常者と同様、もともとは回外の処理時間の方が短いことを意味するかもしれない。そして、予め反応が知らされている条件である弁別反応課題の時、認知プロセスと運動出力プロセス間に、何らかの相互作用が働いたのであろう。

実験 6 や実験 8 から、脳性まひ者の運動命令システムにおける認知プロセスと運動出力プロセスの関係が、健常者のものとは異なることが指

摘できる。どの様に異なるかについては、明確に述べることはできないが、実験 6 では予め行うべき反応が知らされる条件では、両プロセスが時間的にオーバーラップする可能性が指摘できた。実験 8 からは、両プロセスの関係が健常者と異なることを指摘できるデータが得られたが、その詳細については、病型によっても異なる可能性があり、今一つ推測の域をでない。しかし、実験 8 の考察において触れたように、Sanders (1983) のモデルを参考にした解釈が興味ある。それは、運動反応プロセスにおいて、知覚—認知—運動出力の線型的な処理の流れと、同時に arousal—effort—activation の流れがあり、arousal メカニズムは知覚プロセスに、effort メカニズムは認知プロセスに、activation メカニズムは運動出力プロセスに資源を供給するものである。このような運動命令システムと次元の異なるシステムを想定することで、データの無理のない解釈ができる可能性がある。本研究では、これらの資源に関する問題を扱ってはいないが、第 III 部で検討した筋調整システムは、activation メカニズムとの関連性が高いことは、序論において示した。

3. 練習による運動命令システムの変化

実験10では、実験4、実験6、実験8で示した脳性まひ者の運動命令システムの問題が練習によって変化するものであるかどうかを検討した。実験9の健常者の結果では、反復練習の効果はPMTの短縮という形で現れている。そして、わずかではあるが、屈曲と回外のPMTの差、すなわちDFSが増大し、運動出力プロセスの処理になんらかの変化があることが示唆された。しかし、認知プロセスと運動出力プロセスの関係に変化があるといった結果は得られなかった。

脳性まひ者の場合、練習によって、運動出力プロセスの処理に大きな変化が生じた。しかし、アテトーゼ型と痙直型では、その変化も異なっていた。前者では、最終的に回外のPMTの方が屈曲のPMTより短くなり、運動出力プロセスの機能が改善されたことを示していた。後者では、DFSが増大し、その意味では健常者を被験者とした先行研究と一致する結果であったが、回外のPMTの方が屈曲のPMTより長い、即ち運動出力プロセスに問題がある状態をより強めることになったというとらえ方もできる。そして、実験9の健常者と同様、練習によって認知プロセスと運動出力プロセスの関係に変化が生じた証拠は得られなかった。しかし、練習によって、PMT自体は短縮していたので、認知プロセスや運動出力プロセスの効率が良くなったとはいえる。また、練習といっても単純な反復練習であったので、運動出力プロセスでの変化に留まり、両プロセスの関係が変化するものでなかったのであろう。今後、認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ独立に処理を行う方向で、運動命令システムが変化する練習方法を検討することが必要であると思われる。

第2章

運動命令システムと筋調整システムの関係

1. 健常者の運動命令システムと筋調整システムの関係

序論で述べたように、運動反応プロセスは反応時間を測定することで検討されてきた。この反応時間も刺激提示から筋活動開始までのPMTと筋活動開始から実際の運動が生起するまでのMTに分けることができた。前者は中枢での処理時間を反映し、後者は末梢の筋システムの処理を反映する。本研究では、知覚・認知・運動出力の一連のプロセスを運動命令システムと呼び、それはPMTによって捉えることができる。一方、筋調整システムとは筋システムの処理を調整するもので、Sanders(1983)の言うactivationメカニズムと同義ではないものの、それに近い概念と言えよう。MTを測定することで筋システムの処理を検討することができるが、それによって間接的に筋調整システムについて知ることができる。

実験11では、試行経過がPMTやMTに及ぼす影響を及ぼすかを検討した。その結果、PMTは試行経過とともに延長し、MTは短縮していた。この結果については、先行研究と関連して、運動命令システムは、疲労や注意の減少のため、その処理効率が低下したと考え、一方、筋システムは練習によりその処理効率が上がったと解釈した。この実験では、筋調整システムに言及することはできなかった。ただし、1つの変数による運動反応プロセスに対する影響が、運動命令システムと筋システムで異なることの例証にはなった。

実験13は、時間的不確定性と筋緊張がPMTとMTに及ぼす影響を検討した。両変数ともSanders(1979)によれば、運動命令システムの運動出力プロセスに影響することになる。しかし、彼の研究は反応時間をPMTとMTに分けて測定していない。本研究では、時間的不確定性は運動出力プロセスに影響する変数であるが、筋緊張は筋システムに影響

する変数であると考えた。そのため、Sanders(1979)は反応時間しか測定していないが、これをPMTとMTに分けて測定してみる必要が出てくる。その結果、時間的不確定性はPMTにのみ影響し、MTには影響していない。一方、筋緊張はMTにのみ影響し、PMTには影響していなかった。このことから、時間的不確定性は運動命令システム、先行研究からするとそのうちの運動出力プロセスに影響する変数であり、筋緊張は筋システムに影響する変数であると言える。

実験14は実験13の結果の内、時間的不確定性が筋システムには影響しないことを確認した。ただし、時間的不確定性よりもforeperiodという形で、それがPMTに及ぼす影響を詳細に検討し、反応時間を測定した多くの先行研究と結果が一致していることを示した。

実験16では、これも実験14の結果の内、筋緊張が運動命令システムには影響しないことを確認した。ただし、実験13よりも筋緊張条件を増やし、先行研究と比べた。負荷条件のMTの延長は、それが筋システムに直接影響する条件であることから解釈は容易であった。興味深い結果は、実験13やSanders(1979)と同様に意図筋緊張条件におけるMTの短縮である。これについての解釈は、実験13やSanders(1979)では、特に行われてはいない。本研究では、意図的な筋緊張が末梢の筋システムの効率を高めたと考えた。Sanders(1983)のモデルで示されたactivationメカニズムは、運動出力プロセスに対する資源供給メカニズムであるが、同時に筋緊張のレディネスでもあった。意図的な筋緊張はまさしくこの筋緊張のレディネスであり、負荷による筋緊張ではこのレディネスは高まらない。つまり、意図的な筋緊張を行うことは、activationメカニズム、もしくは筋調整システムが働き、筋システムの効率を高めることである。

以上の実験から、運動命令システムに影響を及ぼす変数は、筋システムに影響しない。逆に、筋システムに影響する変数も運動命令システムに影響しない。つまり、両システムは連続的かつ独立して処理を行っていると言える。さらに、筋調整システムは筋システムに対応し、運動命令システムとは独立して機能していることが推測できる。ただし、Sanders(1983)のモデルで示されたactivationメカニズムは運動出力プロセスに対応しているとされ、さらに、知覚プロセスに対応した arousalメカニズムや認知プロセスに対応したeffortメカニズムと関連していることから、筋調整システムがまったく運動命令システムと無関係であるとは断言できない。問題として、筋調整システムとactivationメカニズムが類似の概念であると考えられるが、全く同一であるとも言い切れないことをあげることができる。

2. 脳性まひ者における運動命令システムと筋調整システムの関係

実験 1 2 では試行経過が P M T と M T に及ぼす影響を検討した。実験 1 1 の健常者では、試行経過によって P M T は延長、M T は短縮し、それぞれ疲労と練習のためであると考えた。脳性まひ者では、P M T は試行経過に伴って延長し、健常者と同じ結果が得られた。この点では、脳性まひ者の運動命令システムは、健常者と同様疲労のため、処理効率が低下したといえよう。ところが、M T に関しては、健常者のように短縮はしなかった。特に、アテトーゼ型では健常者とは逆に延長していた。このことから、アテトーゼ型においては筋システムの処理が健常者のように効率化しなかったと言えよう。また、アテトーゼ型の M T は健常者や痙直型よりも長かった。このこともアテトーゼ型の筋システムの処理が効率的でないことを示す。脳性まひは筋システムの障害ではないので、筋システムの処理が効率的でない原因は、筋調整システムの問題を考えることができよう。

実験 1 5 では、foreperiod が脳性まひ者の P M T と M T に及ぼす影響を調べた。実験 1 3 と実験 1 4 の健常者についての実験から、foreperiod が運動命令システム、特に運動出力プロセスに影響する変数であることが分かっている。脳性まひ者では、健常者同様に foreperiod によって P M T は変化したが、M T は変化しなかった。しかし、病型別にみても、アテトーゼ型の M T は foreperiod の影響を受けていた。この結果は実験 1 2 と同じである。健常者では、運動命令システムと筋システムが独立して機能していることが、先の考察で示されている。したがって、この実験のアテトーゼ型の結果は、運動命令システムと筋システムが独立して機能していないことを示していると言えよう。しかし、脳性まひは末梢の筋システム自体の障害ではないことからすると、筋シ

システムの処理がうまくいかない原因は、筋調整システムに求めることができる。つまり、アテトーゼ型では、運動命令システムと筋調整システムが独立して機能していないのである。

実験 17 では、筋緊張が P M T と M T に及ぼす影響を調べた。実験 13 と実験 14 の健常者では、筋緊張は P M T に影響せず、M T にのみ影響することから、運動命令システムと筋システムは独立して機能していると考えた。さらに、意図筋緊張条件の M T の短縮は、筋調整システムの働きによるものと解釈した。実験 17 の脳性まひ者の結果は、健常者と異なるものであった。脳性まひ者では、P M T が筋緊張に影響を受けていた。特にアテトーゼ型では、負荷条件の P M T が短縮した。これは、少なくとも運動命令システムと筋調整システムの相互作用の結果であると言えよう。痙直型では、意図条件の P M T の延長が認められた。これも運動命令システムと筋調整システムの関係が健常者と異なることを示すものであろう。一方、M T をみても、脳性まひ者では意図条件で短縮していない。この結果は、筋調整システムが筋システムの処理効率を高めていない、すなわち筋調整システム自体に問題を指摘することができる。

以上みてきたように、脳性まひ者では、運動命令システムにのみ影響するとされる変数が筋システムに影響を及ぼしたり、また筋システムにのみ影響するとされる変数が運動命令システムに影響している。これらのことは、脳性まひは筋システム自体の障害ではないことから、筋調整システムと関連したことを考えられる。そこでは、筋調整システムが筋システムの効率を高めるよう機能していない、ことと筋調整システムと運動命令システムが独立して機能していないことを指摘できる。

第3章

脳性まひ者の運動反応プロセス

1. 健常者における運動反応プロセス

序論の第6章、本研究の意義と課題において、本研究で用いる運動反応プロセスのモデルを示した。健常者を被験者とした実験3、実験5、実験7では、運動命令システムについて、実験11、実験13、実験14、実験16は、運動命令システムと筋調整システムの関係について、このモデルを確認する意味も持ち合わせていた。実験1では、運動出力プロセスに対応する変数として運動パターン（肘屈曲・前腕回外）を用いた。実験5では、認知プロセスに対応する変数として反応課題（単純反応・弁別反応）を、運動出力プロセスに対応する変数として運動パターンを用いた。これらの実験から、認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ独立して処理を行っていることを確認した。実験7では、実験5での問題点、すなわち刺激提示以前に運動出力プロセスでの処理を行ってしまうことを解決する試みを行った。そして、序論で示したモデルから予想できる結果を得た。

実験11では、同じ変数でも運動命令システムと筋調整システムでは異なる影響を及ぼすことを示した。実験13では、時間的不確定性がPMTにのみ影響し、筋緊張がMTにのみ影響することから、運動命令システムと筋システム、あるいは筋調整システムが完全に独立して機能していることを示した。実験14は、運動命令システムに対応する変数が筋システムに影響しないことを、実験16は筋システム、あるいは筋調整システムに影響する変数が運動命令システムに影響しないことを示し、運動命令システムと筋システム、あるいは筋調整システムが完全に独立して機能していることを示した。そして、総合考察の第2章においても触れたが、筋調整システムとactivationメカニズムの類似性が考えられた。

筋調整システムとactivationメカニズムが同一のもの、あるいは非常に類似した機能を持つものと考えたのは以下の理由による。まず、筋調整システムは、PMTとMTが異なる変動因を持つことから、また脳性まひ者の筋システムの変動を考察する必要性から、筋システムを調整するシステムとして考えられたものであった。一方、activationメカニズムはSanders(1983)が運動出力プロセスに対応する資源供給源としたものである。しかし、Pribram and McGuinness(1975)はactivationを筋緊張のレディネスとしている。これは、まさしく筋調整システムの役割であろう。また、Sanders(1979)は、時間的不確定性も筋緊張も運動出力プロセスに対応する変数であることを示したが、反応時間をPMTとMTに分けて測定しておらず、そのため、運動出力プロセスと筋システムの変動を分けて考えていない。むしろ、筋システムでの変動も運動出力プロセスの変動としている。しかしながら、本研究では、実験13において、時間的不確定性が運動命令システム(運動出力プロセス)、筋緊張が筋システム(筋調整システム)に対応する変数であり、両システムが独立した存在であることを示した。Sanders(1983)は、筋システムでの変動を分けて測定しなかったため、このシステムの変動も含めて運動出力プロセスを想定していると考えられる。したがって、彼のactivationメカニズムは本研究で言う筋システムにも対応しているのであろう。したがって、筋調整システムとactivationメカニズムは同一、あるいはその機能にかなり類似している部分があると考えられる。現段階では、この点について、これ以上詳細な議論はできないが、類似した概念であることは確かである。

Fig. B-3-1 は、健常者において想定できる運動反応プロセスを示したものである。図では、刺激の次の知覚プロセス・認知プロセス・運動出

力プロセスが運動命令システムであり、その次に筋システムが示してある。この筋システムの働きを調整しているのが筋調整システムである。この下に、運動命令システムでの処理時間の合計がPMTであり、筋システムでの処理時間がMTであることが示されている。さらにその下には、本研究で用いた実験変数が、運動反応プロセスのどこに対応するかを破線で示した。また、運動命令システムの上には、Sanders(1983)の言う資源供給メカニズムをプロセスに対応させて示した。

このFig.B-3-1 にしたがって、健常者の運動反応プロセスを今一度まとめる。まず、刺激が入力されると、知覚プロセスにおいて処理が行われる（本研究ではこの部分は扱わなかった）。次に、認知プロセスにおいて処理が行われる。序論でも述べたが、ここで言う認知プロセスは知覚プロセスや運動出力プロセスではなく、高次の認知機能も含めたものである。本研究の実験では、弁別反応課題や選択反応課題が、認知プロセスの処理を必要とする課題であることが想定された。この認知プロセスの次に運動出力プロセスの処理が行われる。運動出力プロセスは、反応を構成し、筋システムに運動命令を送り出すプロセスである。ここで重要なことは、健常者においては各プロセスが、連続的かつ独立して処理を行っていることである。弁別反応課題を用いた場合は、予め行うべき運動について被験者が知らされていたために、刺激呈示以前に運動出力プロセスにおいて一定の処理が行われている可能性があったが、基本的には、認知プロセスと運動出力プロセスの処理は、独立したものであり、時間的にもオーバーラップしない。この知覚プロセス—認知プロセス—運動出力プロセスを本研究では運動命令システムと呼んだ。

運動命令システムからの情報は、筋システムに伝えられ、運動が生起する。その際、筋システムの処理効率は、筋調整システムによって調整

されている。筋調整システムが良好に機能すれば筋システムの処理効率は高まるのである。この筋調整システムと運動命令システムは、完全に独立したものであり、運動命令システムの処理が筋調整システムの処理に影響したり、またその逆もない。ただし、筋調整システムは資源供給メカニズムであるactivationメカニズムと同等のものと考えられるので、arousalメカニズムやeffortメカニズムの影響は受けるかもしれない。

2. 脳性まひ者の運動反応プロセス

実験4において、脳性まひ者では屈曲のPMTの方が回外のPMTより短く、これが健常者と逆であることから、運動出力プロセスの問題を示すものと考えられた。実験6において、弁別反応課題の屈曲と回外のPMTが同じ値を示すことから、脳性まひ者では認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ独立には処理を行っていないとした。少なくとも、両プロセスの処理が時間的にオーバーラップしている可能性を考慮することができる。そして、この両プロセスの後にある種にバッファのようなものを想定することができた。実験8でも、実験7の健常者と異なる結果が得られ、脳性まひ者では認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ独立に処理を行っていない、すなわち両プロセス間になんらかの相互作用があると考えた。さらに、病型別にみるとアテトーゼ型と痙直型は異なる結果を示した。アテトーゼ型の結果は、一見両プロセスが連続的かつ独立に処理を行っているように見えるが、実験7の健常者の結果からして、そのようには考えられなかった。痙直型の結果は、解釈しすぎの感を否めないが、本来、健常者と同様の運動出力プロセスでの処理が行われているが、運動出力プロセスでの前処理が可能な場合、認知プロセスと運動出力プロセスの相互作用が生じると解釈した。実験10では、反復練習による運動命令システムの変化を検討した。その結果、認知プロセスと運動出力プロセスの関係に何らかの変化が生じている証拠は得られなかった。ただし、運動出力プロセスでの処理に変化が生じた。アテトーゼ型では、健常者の様に改善されていったが、痙直型はその変化が望ましいものとは言えなかった。

実験12では、試行経過の影響を検討したが、脳性まひ者では、これによって健常者のようにMTが短縮することはなかった。特に、アテト

ーゼ型では、試行経過によってMTが延長し、またMT自体も健常者、痙直型より延長しているため、筋システムの処理の非効率を指摘することができた。そして、この理由を筋調整システムの問題と考えた。実験15では、アテトーゼ型のMTがforeperiodの影響を受けており、アテトーゼ型に筋調整システムの問題があるとした。実験17の結果は、健常者においてMTが短縮した意図緊張条件で脳性まひ者のMTが短縮せず、筋調整システムの問題を指摘することができた。また、本来影響を受けないはずのPMTが筋緊張の影響を受けており、この傾向は特にアテトーゼ型で顕著であった。このことは、筋調整システムと運動命令システムが独立に機能していないことを反映するものと考えた。

以上の知見を先に示したFig. B-3-1 に照らしてみる。まず、脳性まひ者では、運動命令システムの内、運動出力プロセスに問題を持つことが指摘できる。そして、認知プロセスと運動出力プロセスが Fig. B-3-1 のように連続的かつ独立に処理を行っていないことが分かった。運動出力プロセスの前処理は健常者でも行っていることが考えられるが、脳性まひ者では、それが顕著であり、条件によって容易に影響されてしまうのであろう。その条件とは、本研究では、あらかじめ行うべき運動が知らされている場合であった。そして、単に運動を繰り返すだけの練習では、運動出力プロセスに変化は生じるが、Fig. B-3-1 のように認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ独立に処理を行うようにはならない。

脳性まひ者は、筋調整システムに問題を持つことも指摘できる。これは、特にアテトーゼ型に特徴的な結果であった。アテトーゼ型は、錐体外路障害であり、大脳基底核に関連した損傷部位を持つと言われている。筋調整システムは、activationメカニズムと機能的に類似した概念であるが、このactivationメカニズムの解剖学的なlocus として、Pribram

and McGuinness(1975)は大脳基底核をあげている。したがって、アテトーゼ型に筋調整システムの問題が特徴的であったというのは、当然の結果であったかもしれない。さらに、筋調整システムと運動命令システムの関係について、アテトーゼ型では、独立しておらず、何らかの相互関係が考えられた。実際には、実験17の負荷条件によるPMTの短縮がそれである。負荷によって、運動が円滑になることは臨床的に知られたことである。MTではなくPMTが短縮したのであるから、負荷による主動筋の筋知覚情報は、筋調整システムではなく、運動出力プロセスに取り込まれなければならない。ただし、以下に述べる理由で、この解釈はFig. B-3-1 では無理である。

本研究では、入力から出力にいたる時間経過と共に行われる処理プロセスを扱っている。運動命令システムと筋システムは時間経過にしたがって処理を行うが、筋調整システムは刺激提示以前からその活動を開始していると思われる。したがって、運動反応プロセスのモデルでの解釈は困難となってくる。いわゆる、内部フィードバック機構について考える必要性が、ここで出てくるのである。おそらく、運動実行中のフィードバックということだけではなく、運動開始以前、運動完了後等のフィードバック回路の検討を経なくては、この問題に対する正しい解釈は可能とはならないだろう。これは、本研究の範囲外のこととなる。ただし、脳性まひ者の内部フィードバックの問題は、序論の先行研究で紹介した外部フィードバックを用いた研究やトラッキング動作を用いた研究で取り扱っているので、参考になる。

最後に、Fig. B-3-2 を見ながら、脳性まひ者の運動反応プロセスをまとめると、まず、運動命令システムでは、運動出力プロセスに問題がある可能性がある。そして、認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ

独立には処理を行っていない場合がある。1つには、この両プロセスが十分に分化していないのかもしれない。それは、運動出力プロセスが十分な処理を行っていないことに原因があるのかもしれない。もう1つは、両プロセスが時間的にオーバーラップして処理を行う場合で、すなわち認知プロセスの処理が完了する前に運動出力プロセスの処理が行われる場合で、Fig. B-3-2では破線で示した。この時は、ある種のバッファを想定することで、認知プロセスの処理結果と運動出力プロセスの処理結果が整合性を持つ場合、筋システムに命令が伝えられる。このバッファが無い場合は、認知プロセスの処理とは関係なく何らかの命令が筋システムに伝えられ、その結果生じた運動は合目的なものではなくなる。認知プロセスの処理結果を待たずに、運動出力プロセスが処理を開始する契機ははっきりしないが、Fig. B-3-2では、知覚プロセスから破線で示した。ただし、この部分は本研究では、検討していない。また、本来、知覚プロセスや認知プロセスの処理されるべき情報でも、刺激入力が直接、運動出力プロセスの処理開始の契機になる場合も想像できる。それは、ある種の反射や反応活動の制御が不十分な場合で、運動命令システムだけでなく、筋調整システムの機能が適切でない場合と言った方が良いかもしれない。

次に、筋調整システムについて見ると、このシステム自体が脳性まひ者では適切に機能していない。特にアテトーゼ型においては顕著である。また、筋調整システムが運動命令システムに影響を及ぼしたり、運動命令システムが筋調整システムに影響する場合もある。この時、運動命令システムのうち、運動出力プロセスと筋調整システムの関係の複雑さが想像できる。脳性まひ者では、健常者のように両者が分化して働いていないのではないかと思われる。この点は、脳波を用いて脳性まひ者の運

動準備過程を検討した研究(鈴木・鮫島, 1992; 矢島・氏森, 1990)の知見、すなわち脳性まひ者の運動開始前の脳内活動が不活発であること、脳の活動の機能分化が不完全であること、と関連していよう。このような問題をより検討するに当たっては、脳波と反応時間を同時に測定する必要があるかもしれない。特に、運動準備電位出現時の脳波の基礎律動や付随陰性変動とforeperiodによるMTの変動の関連を検討することが興味ある。また、筋調整システムについて、より考察を深めるには、先に述べた内部フィードバックの問題や資源供給メカニズムであるarousalメカニズム、effortメカニズム、activationメカニズムと筋調整システムの関係を整理する必要があるだろう。

筋システムについては、本研究の実験の被験者はすべて、課題とした運動が実行可能であり、筋システムの問題を前提としていないが、拘縮がある脳性まひ者の場合は筋システムに問題を持つことになる。

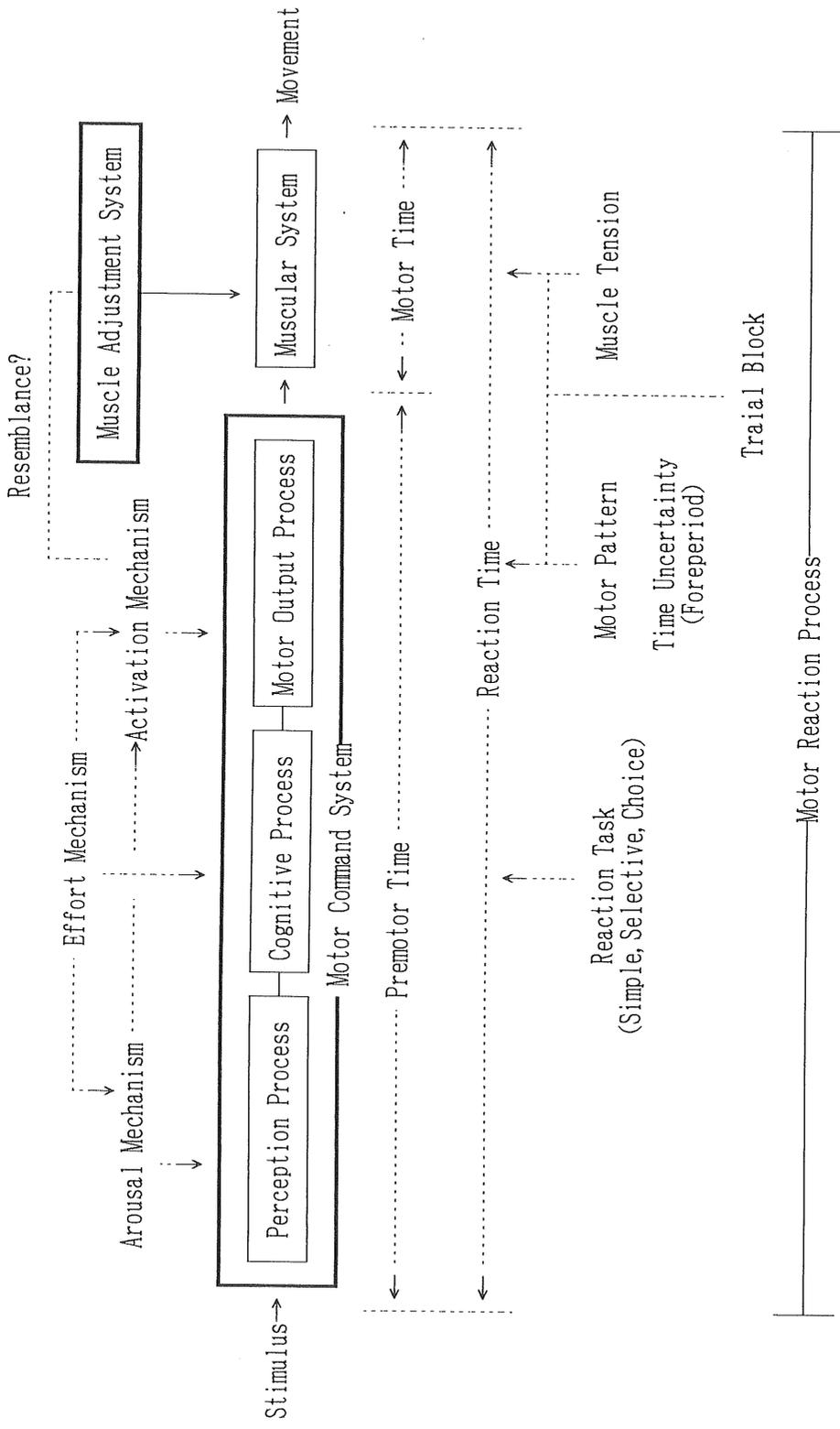


Fig. B-3-1 Motor Reaction Process

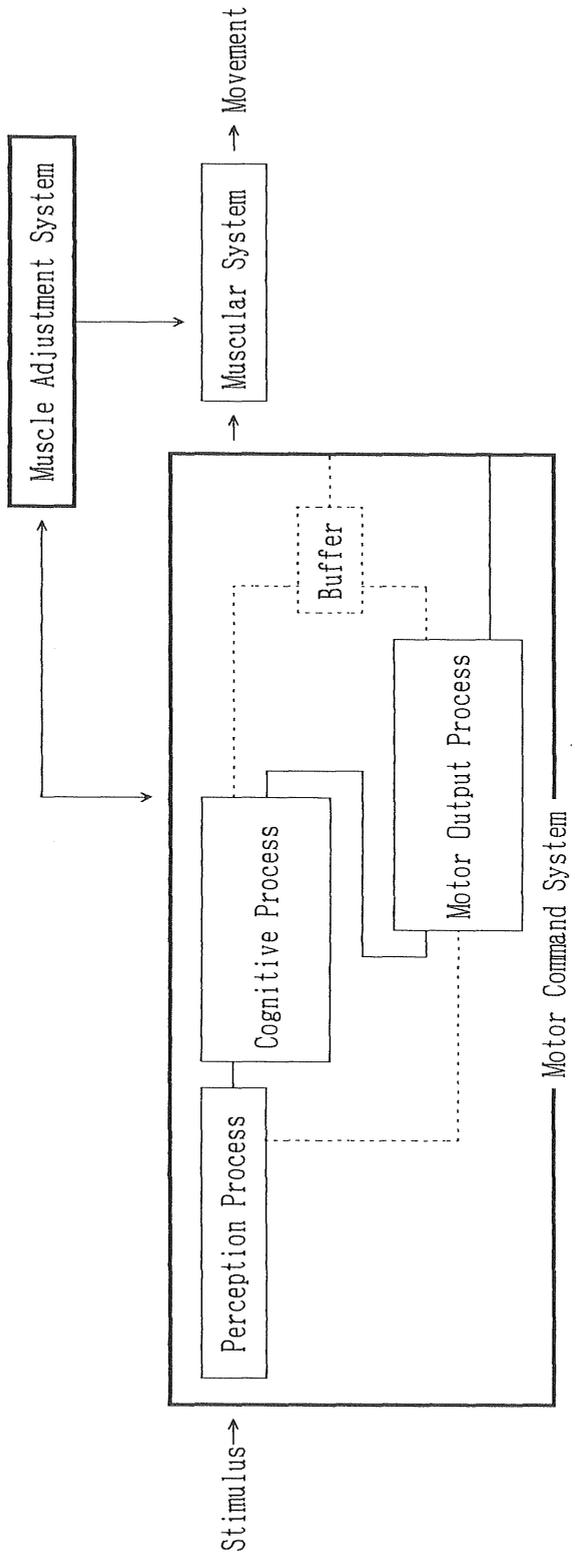


Fig B-3-2 Motor Reaction Process in Persons with Cerebral Palsy

第4章

本研究に残された課題

本研究は、脳性まひ者の運動障害について、運動を行う以前のプロセスに注目し、その障害について、情報处理的アプローチで検討した。脳性まひ者の運動障害についての先行研究は、運動実行中のフィードバック機構を検討しているものが多い。運動は、運動を実行するプロセスだけでは成り立たず、必ず運動を開始するプロセスがある。この開始するまでのプロセス、すなわち運動反応プロセスを検討することは、脳性まひ者の運動障害を考える上で重要なことである。

上記のような本研究の目的について、一定の成果を示すことができたが、新たに検討すべき課題もいくつか指摘することができた。

第1は、本研究で指摘した脳性まひ者の運動反応プロセスの問題が、何らかの訓練等によって、改善するものか否か、ということである。本研究では、脳性まひ者の運動反応プロセスについて、運動出力プロセスにおける問題、認知プロセスと運動出力プロセスの相互作用の問題、筋調整システムの問題、運動命令システムと筋調整システムの関係についての問題を指摘した。運動出力プロセスの処理は、単純な反復練習によって変化することが分かったが、認知プロセスと運動出力プロセスの関係が変化する証拠は得られなかった。また、筋調整システムに関する問題点については、練習等を行って確かめていない。脳性まひに対する一般的な訓練、例えば動作訓練等を行った後に同様の実験を行うことで、この課題を解決できるかもしれない。また、逆に言えば、脳性まひ者の運動障害が運動出力プロセスのみの問題でなく、運動反応プロセス全体の問題と考えるべきものであることが、本研究で明らかとなった訳であるから、この点から従来行われている脳性まひに対する訓練を再検討し、より包括的な訓練方法を考える必要もあろう。

第2は、運動準備過程を検討する目的で脳性まひ者の脳波を測定して

いる一連の研究との知見と本研究で得られた知見を整理することである。そして、運動準備電位出現時の脳波基礎律動の変化やforeperiodによる付随陰性変動とMTを同時に測定することで、筋調整システムにおける問題を詳細に検討できると思われる。ただし、測定方法において、脳波では粗大な反応運動を用いることができないとか、本研究で用いた実験変数が用いにくい等の問題が予想できる。

第3は、本研究は運動反応プロセスの研究であったので、フィードバックを全く扱わなかった。しかし、前章で述べたように、刺激提示以前に何らかのフィードバック機構が働いている以上、本研究で得られた知見とフィードバック（内部・外部含めて）を用いた研究の知見を総合し、検討していかななくてはならないだろう。例えば、Fig. B-3-1 のモデルにさらにフィードバック機構を重ね合わせることによって、脳性まひ者の運動障害について、より詳細に検討できると思われる。

第4は、測定方法に関して、脳性まひ者にも適用できる方法を開発することである。本研究では、反応運動を起点とした加算波形によるMTの算出方法を検討し、健常者においては、反応運動以外の筋活動がある場合でも有効であることを示した。しかし、脳性まひ者では筋活動電位の立ち上がりが鮮明ではない場合が多く、そのためこの方法では、十分信頼ある値を得られなかった。本研究では、1試行ごとに紙記録に再生し、視察により値を求めた。この方法で、特に波形の立ち上がりの緩やかな脳性まひ者の記録から値を求めることは、ある程度の経験を要する。また、実験の分析において、時間が膨大に必要である等の問題がある。

第5は、本研究で言う筋調整システムとSanders(1983)のactivationメカニズムの類似性を再検討する必要がある。再三、その類似性を指摘し、また考察に当たってもactivationの概念にしたがった部分も少なく

ないが、同一のものか、まったく別のものか、また部分的に重複するものかは、不明のままである。Sanders(1983) は、反応時間をPMTとMTに分けて測定していないが、本研究では脳性まひ者の運動障害を検討するため両者を分けて測定する必要があった。そのため、activationメカニズムをそのまま本研究のモデルに取り込めず、筋調整システムを考えたのである。この点を整理した上で、さらに、資源供給源としてのarousalメカニズム、effortメカニズムについて検討し、脳性まひ者の運動障害を考察することは有効であることは言うまでもないと思われる。また、effortメカニズムと一見異なると思われる成瀬(1973)の努力の概念も、それがシステム全体のスイッチの入替えと比喻されるところから、類似の概念かもしれない。こうした、運動反応プロセスに関連した諸概念を整理する必要もあろう。

第5章

要約

1. 序論

脳性まひについての定義には様々なものがあるが、①脳の器質的变化に起因する運動障害、②脳の変化は胎生期から生後1カ月以内、③脳の変化は非進行性であるが、臨床像は変化する、の3点を基本とする。このような脳性まひに最初に注目したのは、整形外科医のLittleである。その後、脳性まひは整形外科的な治療対象であった。しかしながら、整形外科的方法は、筋・骨格という末端部分に対する局所的処置にすぎないという批判が出てくる。その中で、1960年代になって、Bobathら神経生理学的な考え方が一般的になってきた。それは、脳性まひを中枢の問題と捉え、異常反射の抑制から望ましいパターンの形成へと向かう訓練を行っている。

脳性まひを医学的問題と考えることが従来一般的であったが、臨床的には、それだけでは不十分であることは知られている。このことに対し成瀬は1960年代より体系的な取組を行ってきた。彼は脳性まひに対し、様々な臨床心理学的アプローチを行った。そして、脳性まひ者の運動障害を動作不自由と呼んだ。動作とは、意図—努力—身体運動の流れ全てをさし、脳性まひ者はこの努力の仕方に問題があるとした。この考え方は、脳性まひを心理学的観点から捉えることが可能であることを示すものであったが、実験データと理論の結びつきの点で明確ではない。

その後、上記の成瀬の取組も含めて、脳性まひ者の運動障害に心理学からアプローチした研究は多いが、次の4つに大別できよう。その第1は、バイオフィードバックを用いた研究である。これらの研究の多くは、筋電図フィードバックを用いて、脳性まひ者の筋緊張が亢進した状態を改善、あるいは筋弛緩を進めようとしたものである。その他、適切な筋緊張を学習していく方法とし用いたり、筋電図フィードバックによって、

実際の運動の改善を試みたものもある。筋電図フィードバックの他では、関節角度の変化をフィードバックすることで、運動の改善を検討したものもある。第2は、トラッキング動作を用いて脳性まひ者の運動障害を解明しようとした研究である。これらの研究では、拮抗筋の関係や筋知覚の問題を扱っている。第3は、運動関連脳電位を用いて脳性まひ者の随意運動を考えようとした一連の研究で、脳性まひ者では全体的に運動開始前の脳内活動が不活発で、また脳の活動の機能分化が不完全であることが推測されている。第4は、成瀬を中心とする動作学的見地から脳性まひ者を捉えようとした研究で、その1部は先に述べたバイオフィードバックを用いたものであるが、それ以外の研究は、実際の訓練方法についての臨床的な研究が多く、実験的に脳性まひを検討したものはほとんど見当たらない。

ところで、心理学において、運動制御を扱った研究は少なくない。これらの研究を概観することは、脳性まひ者の運動障害を考える上で重要なことである。運動制御に関する代表的な理論の1つは、閉回路理論である。この理論では、運動実行中のフィードバック制御が強調され、人は常にフィードバック情報によって運動を修正していることが多くの研究で示されている。ところが、バッティング動作などの ballistic movementでは、フィードバックによって運動を修正する前に運動が終了してしまい閉回路理論では説明が困難となる。一方、開回路理論では、運動は開始される以前に中枢で何らかの準備がなされていることを強調し、ballistic movementではフィードバック制御が必要無いことを多くの研究が示している。この2つ理論的立場は長年対立してきたが、両者とも記憶や運動の新奇性の点で理論的矛盾を抱えていた。それに対し、スキーマ理論では、閉回路理論とも開回路理論とも矛盾のない理論展開をし

ている。閉回路理論の運動修正の目標値や開回路理論の運動プログラムなどは、実際の人の運動を考えた場合、無限に想定されなくてはならない。このスキーマというのは、それらの作成規則というべきもので、これにより、運動記憶の問題も運動の新奇性の問題も解決された。

運動制御を心理学の立場で扱ったのは、上述した3つの理論であるが、その他にも情報処理アプローチで運動の問題をみつかった研究の流れがある。これらの研究は、刺激呈示から反応運動の生起するまでの過程を運動反応プロセスとし、反応時間（RT）を指標に研究を行っている。各種の実験変数のRTに対する影響の仕方から、各種の処理プロセスを推定している。そのプロセスは研究者によって異なるが、基本的には知覚、認知、運動出力に関するプロセスである。そして、additive factor methodにしたがって、これら各プロセスが連続的かつ独立して処理を行っていることを想定している。近年、こうした線型的な処理プロセスだけでは運動反応の説明が不十分なことから、精神エネルギーとしての資源モデルを運動反応プロセスのモデルに取り込む試みも行われるようになった。このモデルでは、複数の資源供給源を考えており、知覚プロセスにはarousalメカニズム、認知プロセスにはeffortメカニズム、運動出力プロセスにはactivationメカニズムを対応させて考えている。

運動反応プロセスの研究は、RTを測定することがほとんどであるが、そのRTを筋活動を目安に2つの要素に分けて測定することがある。その要素とは、刺激呈示~~後~~から筋活動の開始までの時間であるPMTと筋活動の開始から実際の運動の開始までの時間であるMTである。PMTは、中枢での処理時間を反映し、MTは末梢の筋システムに費やされる時間を反映する。反応時間とPMTの変動は一致し、MTは同一条件同一個人であれば一定の値をとる。中枢性の運動障害者の場合、PMT、

M Tともに健常者より遅いことが知られている。このため、特に中枢性運動障害者では、P M TとM Tに分けて測定することで、中枢での処理時間と末梢での処理時間を分けて考えることができ、運動反応プロセスの検討が容易になると考えられる。この問題点としては、筋活動の開始時点の検出が困難な場合が多いことである。この点については、新しいM Tの測定方法を提案し、検討したい。

さて、話は脳性まひ者の運動障害に対する心理学的アプローチに戻るが、先に述べた先行研究の多くは、運動が生起した後のプロセスを扱ったものである。開回路理論を支持する立場ではないが、運動生起以前のプロセスの検討も脳性まひ者の運動障害の解明のためには必要であろうが、その様な研究はあまり見られない。例外は、運動関連脳電位を用いた研究があるが、脳波測定技術の問題のため、様々な心理変数を用いて、また粗大な運動を用いての検討が不可能である。そこで、本研究が、R TをP M TとM Tに分けて測定し、脳性まひ者の運動発現以前のプロセスを検討する意義が出てくるのである。

実際には、運動反応プロセスの諸研究を整理し、一定のモデルを作成する必要がある。先にも述べたように、運動反応プロセスは、知覚プロセス、認知プロセス、運動出力プロセスが連続的かつ独立に処理を行っている。本研究では、これらのプロセスをまとめて運動命令システムと言う。運動命令システムに費やされる時間は、P M Tに反映される。脳性まひ者の運動障害を考えた場合、一番の問題は運動出力プロセスにあることは容易に考えられる。しかしながら、運動は運動出力プロセスのみの処理で生起するものでなく、他のプロセスでの処理も必要である。したがって、脳性まひ者の運動障害を考える場合、運動出力プロセスの検討だけでは不十分であり、特に認知プロセスと運動出力プロセスの関

連を検討することが必要である。そこで、本研究の課題として、脳性まひ者の認知プロセスと運動出力プロセスの関係を明らかにしたい。

脳性まひ者のMTは健常者より延長することが想像でき、また様々な変数の影響を受けることも考えられる。この場合、MTが筋システムでの処理に費やした時間を反映することから、脳性まひ者の筋システムが健常者と異なると言ってよいであろうか。もちろん、拘縮等のように器質的変化が筋システムに生じている場合は、筋システムの問題であるが、そうでない場合は、脳性まひが筋システムの障害でない以上、筋システムの機能を調整する中枢でのメカニズムに問題があると考えた方がよい。本研究では、そのようなメカニズムを筋調整システムと言う。この筋調整システムは、先に述べた資源供給源であるactivationメカニズムとの共通点も多い。しかし、健常者を被験者とした運動反応プロセスの研究では、RTを測定しているだけで、PMTやMTを測定していないため、筋調整システムとactivationメカニズムを同一のものするには問題があるだろう。いずれにしても、脳性まひ者では、筋調整システムの問題は指摘できるであろうし、また筋調整システムと運動命令システムの関係も明らかにしなくてはならないであろう。この点も本研究の課題として検討したい。

2. MTの測定方法の検討

RTをPMTとMTに分けて測定することは、先に述べたように脳性まひ者の運動反応プロセスを検討するには有効な方法であるが、指標となる筋活動の開始時点の検出に困難があることや、研究者によってその方法に違いがあるのが現状である。そこで、実験1では、反応運動という客観的指標を用い、筋電図を加算平均することで筋活動開始時を求め、MTを測定する方法について、健常者7名を被験者として検討した。そして、課題運動以外の筋活動がある場合でもこの方法が有効であるという結果を得た。

実験2では、実験1で用いた方法が脳性まひ者を対象としても有効か否かを脳性まひ者8名を被験者として検討した。結果は、脳性まひ者に適用するには、加算回数、筋活動電位の様相の健常者との違い、脳性まひ者のMTの試行ごとの変動の可能性のために、問題が存在することを示すものであった。したがって、従来行われているRTからPMTを減じてMTを算出する方法が、脳性まひ者には妥当であると考えられた。

3. 認知プロセスと運動出力プロセスの相互作用

上腕二頭筋は肘屈筋、前腕回外筋として働き、解剖学的には1つの筋でも運動機能では2つのパターンを持っている。この筋から、筋活動電位を導出し、肘屈曲運動と前腕回外運動のPMTを測定すると、健常者では、常に回外のPMTの方が短いことが知られている。この屈曲と回外のPMTの違いは、運動出力プロセスで生じていると考えられる。そこで、屈曲と回外のPMTを測定することで、運動出力プロセスの問題を検討できると考えた。

実験3では、健常者33名を被験者として、屈曲と回外のPMTを測定したところ、先行研究同様、回外のPMTの方が短かった。実験4で、脳性まひ者46名について調べたところ、健常者よりPMTが遅く、そして健常者とは逆に屈曲のPMTの方が短いことが分かった。この結果は、中枢性運動障害者を調べた先行研究と同様のものではあった。そして、脳性まひ者の運動出力プロセスになんらかの問題が存在することを示すものと解釈された。

実験5は、認知プロセスでの処理を必要とする弁別反応課題を用いて、健常者12名の屈曲と回外のPMTを調べた。そして、弁別反応課題の場合も実験3で用いた単純反応課題の場合と同じく、回外のPMTの方が短く、しかもその程度は両課題とも同程度であったという結果を得た。これは、運動出力プロセスで生じる屈曲と回外のPMTの時間差が、認知プロセスの処理を必要とする弁別反応課題の場合でも変化しないことから、認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ独立して処理を行っていることを示すものと考えた。実験6は、脳性まひ者22名を被験者として、実験5と同様の実験を行った。その結果は、実験5の健常者と異なるもので、弁別反応課題では、屈曲と回外のPMTが同じ値を示

した。もし、脳性まひ者においても、認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ独立して処理を行っているのであれば、弁別反応課題においても、屈曲のPMTの方が短いはずである。そのような結果になっていないということは、脳性まひ者では、認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ独立に処理を行っていないためであると考えた。そして両プロセスの処理が時間的にオーバーラップしており、両プロセスの処理が完了してからでなくては処理を開始しない別のプロセスの可能性が推測できた。

実験3から実験6に用いた、単純反応課題と弁別反応課題は、刺激呈示以前に行うべき運動が被験者に知られるという問題がある。このような課題では、刺激呈示以前に、運動出力プロセスで一定の処理を行うことが可能となるので、測定されたPMTが運動出力プロセスでの処理時間を正しく反映していないものになる可能性がある。そこで、実験7では、刺激呈示によって初めて行うべき運動が被験者に知られる選択反応課題を用いて、健常者20名の屈曲と回外のPMTを調べた。その結果、選択反応課題でも回外のPMTの方が短い、屈曲と回外のPMTの差は単純反応課題より顕著になっていた。すなわち、選択反応課題を用いた方が、運動出力プロセスの処理時間がPMTに正確に反映されるのである。実験8は、この選択反応課題を用いて、脳性まひ者20名の屈曲と回外のPMTを調べた。予想では選択反応課題によって屈曲と回外のPMTの差は増大するはずであったが、そのような結果になっておらず、やはり、脳性まひ者の認知プロセスと運動出力プロセスは連続的かつ独立に処理を行っていないと考えられる。しかしながら、アテトーゼ型と痙直型では結果が異なっていた。特に痙直型の選択反応課題は、単純反応課題とは逆に回外のPMTの方が短くなっていた。この解釈は、

本来運動出力プロセスでの処理時間は健常者同様、回外の方が短い、弁別反応課題や単純反応課題のように刺激呈示以前に一定の処理が運動出力プロセスで行える場合、認知プロセスと運動出力プロセス間に相互作用が生ずるといえるものである。一方、アテトーゼ型の選択反応課題のPMTは単純反応課題と同様、屈曲の方が短く、屈曲と回外のPMTの差は両課題で同じであった。一見、認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ独立して処理を行っているような結果であったが、健常者の選択反応課題で屈曲と回外のPMT差が増大したことを考えると、やはり、なんらかの相互作用が生じていると考えざるえない。

実験9では、反復練習によって、運動出力プロセスの処理が効率化したり、認知プロセスと運動出力プロセスの関係に変化が生じることがあるのか、ということ健常者で検討した。そのため、健常者2名の単純反応課題と選択反応課題の屈曲と回外のPMTを、5日間連続で測定した。その結果、PMTは日が進むごとに短縮していき、屈曲のPMTから回外のPMTを減じた値であるDFSも増大していった。先行研究からすると、DFSは運動出力プロセスの処理を反映するものと考えられ、増大すればそれだけ処理効率が高まったと言える。実験10はアテトーゼ型脳性まひ者1名と痙直型脳性まひ者1名を被験者として、実験9と同様5日間連続して測定を行った。その結果、両被験者ともPMTは短縮していった。また、アテトーゼ型では、3日目まで0msに近かったDFSが最終的には10ms程度まで増大し、運動出力プロセスの処理が改善されたと解釈した。痙直型のDFSも3日目までは0msに近かったが、最終的には-25msになった。この結果は、運動出力プロセスになんらかの変化が生じたとは言えるが、改善されたとはいえないものであった。認知プロセスと運動出力プロセスの関係に変化が生じるという証拠は、

実験 9 から実験 10 から得られなかった。

4. 運動命令システムと筋調整システムの関係

PMTは運動命令システムでの処理時間を反映していると考えられ、MTは筋システムの処理時間を反映している。このことから、脳性まひ者の運動命令システムと筋調整システムの関係を検討することができる。実験11では、試行経過によって、PMTとMTがどのように変化していくのかを健常者14名で調べた。その結果、試行を進めるに従って、PMTは延長していき、MTは短縮していった。その解釈はPMTは疲労や注意の減少のための変化、MTは練習の効果として短縮していったと考えた。実験12では、脳性まひ者13名を被験者として、試行経過によるPMTとMTの変化を調べた。その結果、PMTは実験11の健常者の結果同様、試行経過に伴って延長していった。MTは健常者のように短縮してなかった。特に、アテトーゼ型のMTは試行経過に伴って延長していった。また、アテトーゼ型のMTは特に健常者や痙直型よりも長かった。これらのことから、アテトーゼ型では、末梢の筋システムの効率に影響する筋調整システムになんらかの問題が考えられる。

実験13では、foreperiod (FP) と筋緊張がPMTとMTに及ぼす影響を健常者22名で検討した。RTしか測定していない先行研究では、この2つの変数は共に運動出力プロセスに影響するとされている。本実験の結果は、FPはPMTにしか影響せず、MTには影響を及ぼさなかった。一方、筋緊張は、逆にPMTには影響せず、MTに影響を及ぼしていた。PMTは運動命令システムの処理時間を反映し、MTは筋システムでの処理時間を反映するものであるから、FPは運動命令システムのみに対応した変数であり、筋緊張は筋システムのみに対応していると結論できる。

実験14は、FPがPMTとMTに及ぼす影響を健常者20名を被験

者として、詳細に検討した。その結果は、FPが影響するのはPMTだけでなく、MTに影響しないことを確認した。また、FPがPMTに及ぼす影響も先行研究から予想されるものであった。これと同様の実験を実験15では脳性まひ者20名に行った。その結果は病型によって異なるものであった。痙直型では、実験14の健常者と同様の結果を得た。ところが、アテトーゼ型では、運動命令システムにしか影響しないはずのFPが、筋システムの処理時間を反映するMTに影響していた。脳性まひは筋システムの問題ではないので、この結果はアテトーゼ型の筋調整システムに何らかの問題がある、もしくは、運動命令システムと筋調整システムが独立して機能していないことを示唆するものと解釈した。

実験16では、筋システムにしか影響しない筋緊張がPMTとMTに及ぼす影響を健常者20名で詳細に調べた。その結果は、当然のことであるが、筋緊張はMTにのみ影響し、PMTには影響しなかった。同様に、実験17では脳性まひ者23名について、筋緊張のPMTとMTに及ぼす影響を調べた。その結果、脳性まひ者では筋緊張がPMTにまで影響しており、さらに筋緊張がMTに及ぼす影響の仕方が実験16の健常者とは異なっていた。このことから、脳性まひ者では、筋調整システムと運動命令システムが独立して機能しておらず、なんらかの相互作用が働いていることが考えられる。また、筋緊張のMTに及ぼす影響が健常者と異なることから、筋調整システムが筋システムの処理効率を健常者のように高めないことが推測できた。

5. 脳性まひ者の運動反応プロセス

本研究では、先行研究に基づいて運動反応プロセスのモデルを整理した。それは、知覚プロセス、認知プロセス、運動出力プロセスが連続的かつ独立に処理を行っており、この3つのプロセスを運動命令システムと呼んだ。この運動命令システムでの処理の後、筋システムに命令が伝えられ、運動が生起する。筋システムの処理効率は、筋調整システムが調整し、この筋調整システムは運動命令システムとは独立して機能している。健常者を被験者とした実験結果は、このモデルから予想される結果を得ることができ、基本的にこのモデルが正しいことがわかる。

脳性まひ者の実験結果をこのモデルに当てはめて考えると、彼らの運動反応プロセスの問題点を以下のように指摘することができる。

- ①脳性まひ者は運動出力プロセスに問題を持つ可能性がある。
- ②脳性まひ者では、認知プロセスと運動出力プロセスが連続的かつ独立に機能していない可能性がある。
- ③脳性まひ者の筋調整システムは適切に機能していない。
- ④脳性まひ者では、運動命令システムと筋調整システムが独立して機能しておらず、相互に影響しあっている、もしくは機能分化が不完全である。
- ⑤筋調整システムに関連する問題は、アテトーゼ型に顕著であった。

今後さらに、脳性まひ者の運動反応プロセスの問題を明らかにするためには、訓練による運動反応プロセスの変化、反応時間だけでなく脳波も測定すること、運動反応プロセスにフィードバック機構を重ね合わせること、測定方法の検討、筋調整システムと類似の概念の整理、を課題とすることができる。

文 献

- Adams, J. A. (1968): Response feedback and learning. *Psychological Bulletin*, 70, 486-504.
- Adams, J. A. (1971): A closed-loop theory of motor learning. *Journal of Motor Behavior*, 3, 111-149.
- Adams, J. A. (1976): Issues for a closed loop theory of motor learning. In Stelmach, G. E. (Ed.), *Motor control: Issues and trends*, London: Academic Press.
- 穂山富太郎・川口幸義・片山修史(1977): 運動発達過程における原始反射および姿勢反射の発達推移. *臨床脳波*, 19, 528-536.
- Alegria, J. and Bertelson, P. (1970): Time uncertainty number of alternatives and particular signal-response pair as determinants of CRT. In Sanders, A. F. (Ed.), *Attention and Performance*, 3, 36-44, (*Acta Psychologica*, 30).
- Andrew, J. M. (1964): Neuromuscular reeducation of the aid of the electromyograph. *Arch. Phys. Med. & Rehabil.*, 45, 532.
- 安中康子(1968): 定型と定型化成. 成瀬悟策編, 催眠シンポジウム I, 心理学的リハビリテーション, 誠信書房.
- 有馬正高・桜川宣男(1979): 脳性麻痺の歴史—Littleの講演の紹介を兼ねて—. *小児科Month*, 7, 金原出版, 1-4.
- Bainbridge, L. (1978): Forgotten alternatives in skill and workload. *Ergonomics*, 21, 169-185.
- Barrett, G., Shibasaki, H., and Neshige, R. (1986): Cortical potential preceding voluntary movement: Evidence for their periods of preparation in man. *Electroenceph. Clinical Neurophysiology*, 63, 327-339.
- Basmajian, J. V. and Griffin, W. R. (1972): Function of anconeus muscle: An electromyographic study. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 54-a(8), 1712-1714.
- Becker, C. A. and Killion, T. H. (1977): Interaction of visual and cognitive effects in word recognition. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 3, 389-401.
- Bertelson, P. and Barzeele, J. (1965): Interaction of time uncertainty and relative signal frequency in determining choice reaction time. *Journal of Experimental Psychology*, 70, 448-451.
- Bjorkqvist, S. E. (1974): An EMG study of simple reaction time. *Scandinavia Journal of Rehabilitation Medicine (Suppl.)*, 3, 109-114.
- Bobath, B. (1971): *Abnormal postural reflex activity caused by brain lesion*. Hine-mann, London. : 梶浦一郎他訳(1973): 脳性麻痺の異常姿勢反射. 医歯薬出版.
- Bobath, B. and Bobath, K. (1975): *Motor development in the different type of cerebral palsy*. Hainemann, London. : 梶浦一郎監訳(1978): 脳性麻痺の類型別運動発達. 医歯薬出版.
- Bobath, K. (1966): *The motor deficit in patients with cerebral palsy*. *Clinics in Developmental Medicine*, 23. Heinemann, London. : 小池文英監修(1969): 脳性麻痺の運動障害. 医歯薬出版.
- Booker, H. E. (1969): Simplified feedback in neuromuscular retraining. : An approach using electromyographic signals. *Arch. Phys. Med. & Rehabil.*, 50, 621-625.
- Botwinick, J. and Thompson, L. W. (1966a): Premotor and motor components of reaction

- time. *Journal of Experimental Psychology*, 71(1), 9-15.
- Botwinick, J. and Thompson, L. W. (1966b): Components of reaction time relation to age and sex. *Journal of Genetic Psychology*, 108, 175-183.
- Brainard, R. W., Irby, T. S., Fitts, P. M., and Alluisi, E. A. (1962): Some variables influencing the rate of gain of information. *Journal of Experimental Psychology*, 63, 105-110.
- Broadbent, D. E. and Gregory, M. (1965): On the interaction of S-R compatibility with other variables affecting reaction time. *British Journal of Psychology*, 56, 61-67.
- Brooks, V. B. (1979): Motor programs revisited. In Talbot, R. E. and Humphrey, D. R. (Eds.), *Posture and Movement*, New York: Raven Press.
- Christina, R. W. (1970): Minimum visual feedback processing time for amendment of an incorrect movement. *Perceptual and Motor Skills*, 31, 991-994.
- Clarkson, P. M. (1978): The effect of age and activity level on simple and choice fractionated response time. *European Journal of Applied Physiology*, 40, 17-25.
- Costa, L. D., Herbert, G., Vaughan, J., and Gilden, L. (1965): Comparison of electromyographic and microswitch measures of auditory reaction time. *Perceptual and Motor Skills*, 20, 771-772.
- Creamer, L. (1963): Event uncertainty, psychological refractory period. *Journal of Experimental Psychology*, 66, 187-194.
- Davis, R. C. (1965): Expectancy and intermittency. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 17, 75-78.
- Donders, F. C. (1868-1869): Over de snelheid van psychische processen. *Ondergoeking-gedaan in het physiologisch laboratorium der Utrechtshe Hoogeschool*, Tweede reeks, II, 92-120. Translated into English by Koster, W. G. (1969): On the speed of mental processes. In Koster, W. G. (Ed.), *Attention and Performance II*. *Acta Psychologica*, 30, 412-431.
- Drazin, D. (1961): Effects of foreperiod, foreperiod variability, and probability of stimulus occurrence on simple reaction time. *Journal of Experimental Psychology*, 62, 43-50.
- Ebskov, B. (1975): Review on upper extremity kinesiology. Translated into Japanese by Ogishima, H. Tokyo, Igaku Shoin Ltd.
- Elliot, R. (1973): Some confounding factors in the study of preparatory set in reaction time. *Memory & Cognition*, 1, 13-18.
- Evarts, E. D. (1968): Relation of pyramidal tract activity to force exerted during voluntary movement. *Journal of Neurophysiology*, 31, 14-27.
- Finley, W. W., Niman, C., Standley, J., and Ender, P. (1976): Frontal EMG-biofeedback training of athetoid cerebral palsy patient: A six cases. *Biofeedback and Self-Regulation*, 1(2), 169-182.
- Fischman, M. G. (1984): Programming time as a function of number of movement parts and changes in movement direction. *Journal of Motor Behavior*, 16, 405-423.
- Fitts, P. M., Perterson, J. R., and Wolfe, G. (1963): Cognitive aspects of information processing. II. Adjustments to stimulus redundancy. *Journal of Experimental Psychology*, 65, 423-432.

- Fitts, P. M. and Posner, M. I. (1967): Human Performance. Brooks/Cole Publishing Company. 関忠文・野々村新・常磐満(訳)(1981): 作業と効率. 福村出版.
- Fleury, M. and Lagasse, P. P. (1979): Influence of functional electrical stimulation training on premotor and motor reaction time. *Perceptual and Motor Skills*, 48, 387-393.
- Frowein, H. W. (1981): Selective effects of barbiturate and amphetamine on information processing and response execution. *Acta Psychologica*, 47, 105-115.
- Frowein, H. W. and Sanders, A. F. (1978): Effects of amphetamine and barbiturate in a serial reaction task under paced and self-paced conditions. *Acta Psychologica*, 42, 263-276.
- 麓信義・工藤孝幾・伊藤政展(1989): 運動行動の心理学. 高文堂出版.
- 古井敏美・笠井達哉・関博之・上田善隆(1986): 反応時間の運動パターン依存性の検討—その発達的变化と性差について—. *体育学研究*, 31(1), 1-11.
- Gibb, C. B. (1965): Probability learning in step-input tracking. *British Journal of Psychology*, 56, 233-242.
- Glencross, D. J. (1973): The effects of changes in direction, load, and amplitude of movement on gradation of effort. *Journal of Motor Behavior*, 5, 207-216.
- Glencross, D. J. (1975): The effects of changes in task conditions on the temporal organization of a repetitive speed skill. *Ergonomics*, 18, 17-28.
- Glencross, D. J. (1977): Control of skilled movements. *Psychological Bulletin*, 84, 14-29.
- Gopher, D. and Sanders, A. F. (1983): S-Oh-R:Oh stages! Oh resources! In Prinz, W. and Sanders, A. F. (Eds.), *Cognition and motor behavior*, Heidelberg: Springer.
- Granit, R. (1955): Receptors and sensory perception. Yale University Press.
- Hamsher, K. S. and Benton, A. L. (1977): The reliability of reaction time determination. *Cortex*, 13, 306-310.
- 針塚進(1989): 脳性マヒ児の動作訓練理論. 翔門会編, 動作とところ, 九州大学出版会.
- Harrison, A. (1975): Training spastic individuals to achieve better neuromuscular control using electromyographic feedback. In Holt, K. (Ed.), *Clinics in Developmental Medicine No. 55: Movement and Child Development*. London, William Helneman Medical Book Ltd., 75-101.
- Harrison, A. and Connolly, K. (1971): The conscious control of fine level of neuromuscular firing in spastic and normal subjects. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 13, 762-771.
- Hebb-Reymond, M. C., Trouche, E., and Wiesendanger, M. (1974): Effects of unilateral and bilateral pyramidotomy on a conditioned rapid precision grip in monkey. *Experimental Brain Research*, 21, 519-527.
- Henry, F. M. and Rogers, D. E. (1960): Increased response latency for complicated movements and a "memory drum" theory of neuromotor reaction. *Research Quarterly*, 31, 448-458.
- Hick, W. E. (1949): Reaction time for the amendment of a response. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 1, 175-179.

- Holender, D. and Bertelson, P. (1975): Selective preparation and time uncertainty. *Acta Psychologica*, 39, 193-203.
- 星野公夫(1968): リラクゼーションによる運動感覚の分化について. 成瀬悟策編, 催眠シンポジウム I, 心理学的リハビリテーション, 誠信書房.
- 池田勝昭(1968): 基本動作とその評価. 成瀬悟策編, 催眠シンポジウム I, 心理学的リハビリテーション, 誠信書房.
- 石田久之・川間健之介・久保田晶子(1988): 表面筋電図の加算による筋運動時間の測定. *人間工学*, 24(5), 331-333.
- 石川政孝・増山英太郎・鮫島宗弘(1981): 脳性麻痺者の上肢運動分析への自動制御理論の適用. *特殊教育学研究*, 18(4), 20-31.
- 伊藤宏司・伊藤正美(1975): 手動制御系における人間の予覚動作. *人間工学*, 11, 111-116.
- 岩瀬勝彦(1973): 準備電位と意欲. *臨床脳波*, 15(11), 702-706.
- Jones, B. (1974): Is proprioception important for skilled performance? *Journal of Motor Behavior*, 6, 33-45.
- Kabat, H. (1965): Proprioceptive facilitation in therapeutic exercise. In Lincht, S. (Ed.), *Therapeutic Exercise*, New Haven, Conn., 327-343.
- Kahneman, D. (1973): *Attention and effort*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
- 笠井達哉(1982): 運動パターンの違いによる反応時間の変動量—その運動種目特性とトレーニングによる影響について—. *国士館大学体育学部紀要*, 8, 15-23.
- 笠井達哉(1983): 反応時間と筋電図による各種スポーツ種目の上肢運動解析. *体育学研究*, 28(3), 227-236.
- 笠井達哉・小林朝子(1981): 運動パターンの違いによる反応時間の変動量—両手前腕同時動作について—. *体育の科学*, 31(8), 557-560.
- Kasai, T., Nakamura, R. and Taniguchi, R. (1982): Effect of warning signal on reaction time of elbow flexion and supination. *Perceptual and Motor Skills*, 55, 675-677.
- 川間健之介(1984): 脳性まひ者における肘屈曲運動と前腕回外運動の Premotor time. 第3回日本障害者体育研究発表大会大会号, 25.
- 川間健之介(1987): 脳性まひ者の運動反応プロセス—単純・選択反応の反応時間による検討—. *特殊教育学研究*, 24(4), 1-9.
- 川間健之介(1988): 時間的不確定性と筋緊張が肘関節屈曲運動の反応時間に及ぼす影響. *日本心理学会第52回大会発表論文集*, 824.
- 川間健之介(1989): 反復練習が脳性まひ者のDFSに及ぼす影響. *心身障害学研究*, 13(2) 15-20.
- 川間健之介(1990a): 表面筋電図の加算によるMotor Timeの測定—脳性まひ者への適用について—. *心身障害学研究*, 14(2), 21-26.
- 川間健之介(1990b): 筋緊張が脳性まひ者の肘屈曲運動の反応時間に及ぼす影響. *日本特殊教育学会第28回大会発表論文集*, 372-373.
- 川間健之介(1992): Foreperiod が単純・弁別・選択反応時間に及ぼす影響. *心身障害学研究*, 16, 51-56.

- 川間健之介・石田久之(1987): 時間的不確定性が脳性まひ者の反応時間に及ぼす影響. 日本特殊教育学会第25回大会発表論文集, 316-317.
- 川間健之介・石田久之(1988): 脳性まひ者の肘屈曲運動の反応時間—試行経過に伴うPMT, MTの変動—. 心身障害学研究, 12(2), 31-37.
- 川間健之介・石田久之(1989): 脳性まひ者の肘屈曲運動の反応時間—ForeperiodがPMT、MTに及ぼす影響—. 特殊教育学研究, 27(1), 21-28.
- 川間健之介・中司利一(1984): 脳性まひ者の肘屈曲運動と前腕回外運動の弁別反応時間. 日本特殊教育学会第22回大会発表論文集, 314-315.
- 川間健之介・中司利一(1985a): 脳性まひ者の運動反応プロセスについて—肘屈曲・前腕回外運動の単純・弁別反応時間—. 心身障害学研究, 9(2), 49-57.
- 川間健之介・中司利一(1985b): 脳性まひ者の肘屈曲・前腕回外運動のPMT. 心身障害学研究, 10(1), 77-84.
- 川間健之介・中司利一(1985c): 脳性まひ者の運動反応プロセスの研究—肘屈曲・前腕回外運動の選択反応時間—. 日本特殊教育学会第23回大会発表論文集, 360-361.
- Keele, S. W. (1968): Movement control in skilled motor performance. *Psychological Bulletin*, 70, 387-402.
- Keele, S. W. (1981): Behavioral analysis of movement. In Brooks, V. B. (Ed.), *Handbook of Physiology*, Washington, D. C.: American Physiological Society.
- Keele, S. W. and Posner, M. I. (1968): Processing visual feedback in rapid movements. *Journal of Experimental Psychology*, 77, 155-158.
- Kimm, J. and Sutton, D. (1973): Foreperiod effects on human single motor unit reaction time. *Physiological Behavior*, 10, 539-542.
- 木村駿 (1968): 脳性マヒ者の精神運動性書字動作測定による一考察. 成瀬悟策編, 催眠シンポジウム I, 心理学的リハビリテーション, 誠信書房.
- 木村駿・小林茂(1968): 催眠法による脳性マヒ者の行動変容について. *臨床心理学研究*, 6, 4.
- 北原信(1974): 姿勢反射の発達. *神経研究の進歩*, 18, 738-744.
- 北原信(1977): 姿勢反射の発達. *脳と神経*, 29, 1029-1044.
- Klapp, S. T. (1975): Feedback versus motor programming in the control of aimed movements. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 104, 147-153.
- Klapp, S. T. (1976): Short-term memory as a response preparation state. *Memory & Cognition*, 4(6), 721-729.
- Klapp, S. T. (1980): The memory drum theory after twenty years: Comments on Henry's note. *Journal of Motor Behavior*, 12, 169-171.
- Klapp, S. T., Abbott, J., Coffman, K., Grein, D., Sinder, R., and Young, R. (1979): Simple and choice reaction time methods in the study of motor programming. *Journal of Motor Behavior*, 11(2), 91-101.
- Klemmer, E. T. (1956): Time uncertainty in simple reaction time. *Journal of Experimental Psychology*, 51, 179-184.
- Klemmer, E. T. (1957): Simple reaction time as a function of time uncertainty. *Jour-*

nal of Experimental Psychology, 54(3), 195-200.

小林茂(1968): 訓練効果の臨床的研究. 成瀬悟策編, 催眠シンポジウム I, 心理学的リハビリテーション, 誠信書房.

今野義孝(1978): 多動児の行動変容における腕上げ動作コントロール法の試み—行動変容における弛緩訓練の効果について—. 東京教育大学教育学部紀要, 24, 187-195.

今野義孝(1982): 自閉症児に対する腕上げ動作コントロール訓練法の適用例. 成瀬悟策編, 心理リハビリテーションの展開—精神発達と活性化への働きかけ, 心理リハビリテーション研究所.

Lagasse, P. P. and Hayes, K. C. (1973): Premotor and motor reaction time as a function of movement extent. *Journal of Motor Behavior*, 5(1), 23-32.

Laszlo, J. I. and Bairstow, (1971): Accuracy of movement, peripheral feedback and efference copy. *Journal of Motor Behavior*, 3, 241-252.

真野範一(1983): 運動制御における小脳の役割. 伊藤正男(編), 脳と運動, 平凡社, 291-313.

松田岩男(1979): 運動学習. 神経進歩, 23(1), 67-73.

松本蕃(1968): 呼吸曲線からみた弛緩. 成瀬悟策編, 催眠シンポジウム I, 心理学的リハビリテーション, 誠信書房.

松本蕃(1970a): 脳性マヒ児の呼吸作用, 脳性マヒ児の発声に関する呼吸運動(I). 九州大学教育学部紀要, 14(1), 39-49.

松本蕃(1970b): 集団集中訓練法による脳性マヒ児の動作改善の一事例. 九州大学教育学部紀要, 14(2), 68-81.

McClelland, J. L. (1979): On the time relations of mental processes: an examination of systems of processes in cascade. *Psychological Review*, 86, 287-330.

McCracken, H. D. and Stelmach, G. E. (1977): A test of the schema theory of discrete motor learning. *Journal of Motor Behavior*, 9, 193-201.

Merton, P. A. (1953): Speculations on the servo-control of movement. In Wolstenholme, G. E. W. (Ed.), *The Spinal Cord*, London: Churchill.

Merton, P. A. (1964): Human position sense and sense of effort. *Social Experimental Biology*, 18, 387-400.

Meyer, D. E., Schvaneveldt, R. W., and Ruddy, M. G. (1975): Loci of contextual effects on visual word-recognition. In Rabbitt, P. M. A. and Dornic, S. (Eds.), *Attention and Performance*, 5, Academic Press, London, 98-118.

Miller, J. D. and Pachella, R. G. (1973): Locus of the stimulus probability effects. *Journal of Experimental Psychology*, 101, 227-231.

Miller, J. D. and Pachella, R. G. (1976): Encoding process in memory scanning tasks. *Memory & Cognition*, 4, 501-506.

三沢義一(1975): 機能・職能訓練の理論と技法. 三沢義一・加藤安雄編, 養護・訓練 4 身体機能, 明治図書.

Molenaar, P. C. M. and van der Molen, M. W. (1986): Steps to a formal analysis of the cognitive-energetic model of stress and human performance. *Acta Psychologica*, 62, 237-261.

- Näätänen, R., Muranen, V., and Merisalo, A. (1974): Timing of expectancy peak in simple reaction time situation. *Acta Psychologica*, 38, 461-470.
- Nagasaki, H., Aoki, F., and Nakamura, R. (1983): Premotor and motor reaction time as a function of force output. *Perceptual and Motor Skills*, 57, 859-867.
- 中井滋(1980): 脳性マヒ児の前腕回外運動訓練—EMGフィードバックを適用して—. *特殊教育研究*, 18(2), 7-17.
- 中井滋・五味重春(1979): EMGフィードバックの適用による脳性マヒ児の前腕回外運動訓練(1). *心身障害学研究*, 3(2), 45-51.
- 中島健一(1989): 鬱老人への動作療法. 翔門会編, 動作とこころ, 九州大学出版会.
- 中村隆一(1979): 運動障害と大脳半球機能分化—Jacksonの法則の応用—. *東北医学雑誌*, 92, 63-66.
- 中村隆一(1988): 筋電図反応時間による運動発現の検討. *臨床脳波*, 30, 566-572.
- Nakamura, R. and Saito, H. (1974): Preferred hand and reaction time in different movement patterns. *Perceptual and Motor Skills*, 39, 1275-1281.
- 中村隆一・斎藤宏(1979): 臨床運動学. 医歯薬出版.
- 中村隆一・斎藤宏・谷口礼二・大嶋征男(1975): ファシリテーションテクニックの解析, PNFと応答時間. 島村宗男・中村隆一編, 運動の神経機構とその障害, 105-119.
- 中村隆一・谷口礼二(1977): 筋電図による反応時間の測定. *臨床生理*, 6, 223-228.
- Nakamura, R. and Taniguchi, R. (1980): Dependence of reaction times on movement patterns in patients with Parkinson's disease and those with cerebellar degeneration. *Tohoku Journal of Experimental Medicine*, 132, 153-158.
- Nakamura, R., Taniguchi, R., and Yokochi, F. (1978): Dependence of reaction times on movement patterns in patients with cerebral hemiparesis. *Neuropsychologia*, 6, 121-124.
- 榎林博太郎・中村隆一(1971): 脳性麻痺の運動症状の臨床生理学的分析. *脳と発達*, 3, 373-379.
- 成瀬悟策(1967a): 脳性マヒ者の心理学的リハビリテーションI—弛緩行動について. 九州大学教育学部紀要, 11(2), 33-46.
- 成瀬悟策(1967b): 脳性マヒ者の心理学的リハビリテーションII—単位動作の習得. 九州大学教育学部紀要, 12(1), 43-64.
- 成瀬悟策(1968a): 脳性マヒ者の心理学的リハビリテーションIII—基本動作の評価と訓練. 九州大学教育学部紀要, 12(2), 29-60.
- 成瀬悟策(1968b): 脳性マヒ者の心理学的リハビリテーション. *精神身体医学*, 8, 55-61.
- 成瀬悟策(1968c): 脳性マヒ者の心理学的リハビリテーションIV—定型動作の評価と処理. 九州大学教育学部紀要, 13(1), 35-56.
- 成瀬悟策(1969a): 脳性マヒ者の心理学的リハビリテーションV—不自由動作の体系的評価. 九州大学教育学部紀要, 13(2), 73-103.
- 成瀬悟策(1969b): 脳性マヒ児の不当緊張とその処理に関する研究. *安田生命社会事業団年報*, 4, 10-30.
- 成瀬悟策(1970a): 脳性マヒ者の心理学的リハビリテーションVI—集団集中訓練について.

- 九州大学教育学部紀要, 14(1), 17-38.
- 成瀬悟策(1970b):脳性マヒ児のボディーダイナミクスに関する研究. 安田生命社会事業団年報, 5, 1-28.
- 成瀬悟策(1970c):脳性マヒ児のリハビリテーション指導について. 教育と医学, 18(12), 1146-1166.
- 成瀬悟策(1971):脳性マヒ者の心理学的リハビリテーションⅦ—動作不自由の理論的考察. 九州大学教育学部紀要, 15(2), 1-26.
- 成瀬悟策(1972a):脳性マヒ者の心理学的リハビリテーションⅧ—弛緩訓練の続き. 九州大学教育学部紀要, 16(1), 11-49.
- 成瀬悟策(1972b):脳性マヒ者の心理学的リハビリテーションⅨ—単位動作訓練. 九州大学教育学部紀要, 16(2).
- 成瀬悟策(1972c):脳性マヒ児の歩行訓練. 安田生命社会事業団年報, 7, 11-70.
- 成瀬悟策(1973):心理リハビリテーション. 誠信書房.
- 成瀬悟策(1980):脳性麻痺児のための動作訓練. 発達障害学研究, 2(2).
- 成瀬悟策(1985):動作訓練の理論. 誠信書房.
- Navon, D. and Gopher, D. (1979):On the economy of human information processing systems. *Psychological Review*, 86, 214-255.
- Neilson, P. D. and McCaughey, J. (1982):Self-regulation of spasm and spasticity in cerebral palsy. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiat.*, 45, 320-330.
- Newell, K. M. and Shapiro, D. C. (1976):Variability of practice and transfer of training:Some evidence towards a schema view of motor learning. *Journal of Motor Behavior*, 8, 233-243.
- Nickerson, R. S. (1967):Expectancy, waiting time and the psychological refractory period. *Acta Psychologica*, 27, 23-34.
- Niemi, P. and Näätänen, R. (1981):Foreperiod and simple reaction time. *Psychological Bulletin*, 89(1), 133-162.
- 野口宗雄(1968):単位動作訓練. 成瀬悟策編, 催眠シンポジウムⅠ, 心理学的リハビリテーション, 誠信書房.
- 野口宗雄・成瀬悟策(1971):単位動作訓練による弛緩行動の学習過程. 九州大学教育学部紀要, 15(2), 37-46.
- Norman, D. and Bobrow, D. G. (1975):On data-limited resource-limited processes. *Cognitive Psychology*, 7, 44-64.
- 野呂影勇(1985):人間工学における反応時間の測定と結果の解析. 人間工学, 21(2), 65-70.
- 緒方茂樹・石川政孝・山下利之・鯨島宗弘(1983):脳性麻痺者の制御動作と拮抗筋の相互関係. 日本特殊教育学会第21回大会発表論文集, 396-397.
- 大神英裕(1974):脳性マヒ児の関節可動域改善に及ぼす視覚フィードバック効果. リハビリテーション心理学研究, 2, 16-18.
- 大神英裕(1977):単位動作のフィードバック訓練. 成瀬悟策編, 催眠シンポジウムⅦ, サイコフィードバック, 誠信書房.

- 大野博之(1968):催眠弛緩と弛緩訓練—筋電図学的研究—. 成瀬悟策編, 催眠シンポジウムI, 心理学的リハビリテーション, 誠信書房.
- 大野博之(1971):実験マヒの筋電図学的研究 I) 脳性マヒ者の異常緊張と実験マヒについて. 教育・社会心理学研究, 10(1), 11-21.
- 大野博之(1973):脳性マヒ児における一定姿勢のフィードバック・コントロールについて. リハビリテーション心理学研究, 1, 1-7.
- 大野博之(1976a):脳性マヒ児のフィードバック弛緩. 成瀬悟策編, 催眠シンポジウムVII, サイコフィードバック, 誠信書房.
- 大野博之(1976b):表面筋電図の周波数分析による姿勢制御の解析: 姿勢制御における筋活動の変化に関する分析の試み. 心理学研究, 47(1), 1-8.
- 大野博之(1984):脳性マヒ児における慢性緊張のフィードバック制御. リハビリテーション心理学研究, 12, 61-70.
- 大野博之(1986):慢性緊張の制御におけるバイオフィードバック動作訓練—気付きのステップセオリー—. リハビリテーション心理学研究, 14, 85-93.
- 大野博之(1989):脳性マヒ児の動作訓練—リラクセーション再考—. 翔門会編, 動作とこころ, 九州大学出版会.
- 大野博之・成瀬悟策(1968):脳性マヒ者の機能訓練におけるfeed-back 弛緩の研究. 臨床心理学の進歩, 誠信書房.
- 岡鉄次(1979):脳性麻痺の病像の変容. 小児科 Mook, 7, 金原出版, 105-115.
- Pachella, R. G. (1974):The interpretation of reaction time in information processing research. In Kantowitz, B. H. (Ed.), Human information processing, Hillsdale, NJ: Erlbaum.
- Pachella, R. G. and Fisher, D. F. (1969):Effects of stimulus degradation and stimulus similarity on the trade-off between speed and accuracy in absolute judgments. Journal of Experimental Psychology, 81, 7-9.
- Posner, M. I. (1978):Chronometric explorations of mind. Hillsdale, NJ: Erlbaum.
- Posner, M. I., Klein, R., Summers, J., and Buggie, S. (1973):On the selection of signals. Memory & Cognition, 1, 2-12.
- Pribram, K. H. and McGuinness, D. (1975):Arousal, activation and effort in the control of attention. Psychological Review, 82, 116-149.
- Rabb, D., Fehrer, E., and Hershenson, M. (1961):Visual reaction time and the Broca-Sulzer phenomenon. Journal of Experimental Psychology, 61, 193-199.
- Rabbitt, P. M. A. (1979):Current paradigms and models in human information processing. In Hamilton, V. and Warburton, D. M. (Eds.), Human stress and cognition, New York: Wiley.
- Rosenbaum, D. A. and Patashnik, O. (1980):A mental clock setting process revealed by reaction times. In Stelmach, G. E. and Requin, J. (Eds.), Tutorials in Motor Behavior, Amsterdam: North-Holland.
- 斎藤宏・中村隆一(1979):脳性麻痺の神経生理. 小児科 Mook, 7, 金原出版, 16-27.
- Salthouse, T. T. (1981):Coverging evidence for information-processing stages:a comparative influence stage-analysis method. Acta Psychologica, 47, 39-61.

- 鮫島宗弘・水上志伸(1984): 脳性麻痺者における運動機能障害と運動関連脳電位との関係について. 東京学芸大学紀要第1部門, 35, 169-181.
- 鮫島宗弘・鈴木保巳(1988): 脳性麻痺者における随意運動の準備状態—運動準備電位の成分検討—. 東京学芸大学紀要第1部門, 39, 131-140.
- 鮫島宗弘・山下利之・増山英太郎(1984): 脳性麻痺者のトラッキング動作の特性. 心理学研究, 55(4), 250-253.
- Sanders, A. F. (1966): Application and measurement. *Acta Psychologica*, 25, 293-313.
- Sanders, A. F. (1970): Some aspects of the selective process in the functional visual field. *Ergonomics*, 13, 101-117.
- Sanders, A. F. (1975): The foreperiod effect revisited. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 27, 591-598.
- Sanders, A. F. (1977): Structural and functional aspects of the reaction process. In Dornic, S. (Ed.), *Attention and Performance*, 6, Hillsdale, NJ: Erlbaum, 3-25.
- Sanders, A. F. (1979): Some Effects of instructed muscle tension on choice reaction time and movement time. In Nickerson (Ed.), *Attention and performance*, 8, Hillsdale, NJ: Erlbaum, 59-74.
- Sanders, A. F. (1980): Stage analysis of reaction processes. In Stelmach, G. and Requin, J. (Eds.), *Tutorials on motor behavior*, Amsterdam: North-Holland.
- Sanders, A. F. (1983): Towards a model of stress and human performance. *Acta Psychologica*, 53, 61-97.
- Sanders, A. F. (1990): Issues and trends in the debate on discrete vs. continuous processing of information. *Acta Psychologica*, 74, 123-167.
- Sanders, A. F. and Andriessen, J. E. B. (1978): A suppressing effect of response selection on immediate arousal in a choice reaction task. *Acta Psychologica*, 42, 181-186.
- Sanders, A. F. and Wertheim, A. H. (1973): The relation between physical stimulus properties and the effects of foreperiod duration on reaction time. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 25, 201-206.
- Schmidt, R. A. (1975): A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychological Review*, 82, 225-260.
- Schmidt, R. A. (1976): Control processes in motor skills. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 4, 229-261.
- Sheridan, M. R. (1981): Response programming and reaction time. *Journal of Motor Behavior*, 13(3), 161-176.
- Sheridan, M. R. (1984a): Response programming, response production, and fractionated reaction time. *Psychological Research*, 46, 33-47.
- Sheridan, M. R. (1984b): Planning and controlling simple movements. In Smyth, M. M. and Wing, A. M. (Eds.), *The psychology of Human Movement*, London: Academic Press, 47-82.
- Shwartz, S. P., Pomerantz, J. R., and Egeth, H. E. (1977): State and process limitation in information processing: an additive factor analysis. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 3(3), 402-410.

- Singer, R. (1968): Motor learning and human performance: An application to physical education skills. The Macmillan Company, New York. : 松田岩男監訳(1970): 運動学習の心理学. 大修館.
- Smith, E. E. (1968): Choice reaction time: an analysis of the major theoretical positions. Psychological Bulletin, 69, 77-110.
- Sperandio, J. C. (1972): Charge de travail et regulation des process operatoires. Travail Humaine, 35, 85-98.
- Spijkers, W. A. C. (1987): Programming of direction and velocity of an aiming movement: The effect of probability and response specificity. Acta Psychologica, 65, 285-304.
- Stanners, R. F., Jastrzemski, J. E., and Westbrook, A. (1975): Frequency and visual quality in a word - non word classification task. Journal of Verbal Learning and Verbal Behavior, 14, 259-264.
- Stanovich, K. E. and Pachella, R. G. (1977): Encoding, stimulus-response compatibility, and stages of processing. Journal Experimental Psychology: Human Perception and Performance, 3, 411-421.
- Sternberg, S. (1969): The discovery of processing stage: Extension of Donders' method. In Koster, W. G. (Ed.), Attention and Performance II, Acta Psychologica, 30, 276-315.
- Sternberg, S., Monsell, S., Knoll, R. L., and Wright, C. E. (1978): The latency and Duration of rapid movement sequences. Comparisons of speech and typewriting. In Stelmach, G. E. (Ed.), Information Processing in Motor Control and Learning, London: Academic Press.
- Summers, J. J. (1981): Motor Programs. In Holdings, D. H. (Ed.), Human Skills, New York: John Wiley & Sons.
- 鈴木保巳・長野裕明・鮫島宗弘(1990): 脳性マヒ者における随意運動準備に伴う脳波基礎律動(α 波)の変化. 東京学芸大学紀要第1部門, 41, 11-19.
- 鈴木保巳・鮫島宗弘(1992): 脳性マヒ者における随意運動準備時の脳波基礎律動(α 波). 東京学芸大学紀要第1部門, 43, 169-180.
- 田嶋誠一(1977): EMGによるCP児のフィードバック弛緩. 日本心理学会大41回大会発表論文集, 50-51.
- 田嶋誠一(1981): 脳性マヒ児(者)の筋電図フィードバック—緊張残効に対して—. 心理学研究, 52(4), 199-205.
- 田嶋誠一(1986): 脳性マヒ児のバイオフィードバックに関する基礎的研究—EMGフィードバックと関節角度の関係について—. リハビリテーション心理学研究, 14, 95-104.
- 高橋純(1983): 脳性まひの知識と正しい理解. 高橋純編, 脳性まひ児の発達と指導. 福村出版.
- 高橋純(1985): 運動機能とその障害. 高木俊一郎編, 目でみる障害児医学, 学苑社.
- 玉置拓夫・朝長一・森貞近見(1963): 周波数応答よりみた脳性麻痺児の制御特性. 整形外科と災害外科, 12(2), 10-13.
- 田中新正(1986): ダウン症児の動作訓練. リハビリテーション心理学研究, 14, 63-71.
- 谷口礼二・中村隆一・笠井達哉(1982): 反応時間の運動パターン依存性: その決定要因. 第11回日本脳波・筋電図学会一般演題抄録. 脳波と筋電図, 10(1), 34.

- Taub, E. and Berman, A. J. (1968): Movement and learning in the absence of sensory feedback. In Freedman, S. J. (Ed.), *The Neuropsychology of Spatially Oriented Behavior*, Dorsey Press.
- Taub, E., Perrella, P., and Barro, G. (1973): Behavioral development after forelimb deafferentation on day birth in monkeys with and without blending. *Science*, 181, 959-960.
- Taylor, D. A. (1976): Stage analysis of reaction time. *Psychological Bulletin*, 83(2), 161-191.
- Teichner, W. H. (1954): Recent studies of simple reaction time. *Psychological Bulletin*, 51, 128-149.
- Ter Haar Romeny, B. M., Denier van der Gon, J. J., and Gielen, C. C. A. M. (1982): Changes in the recruitment order of motor units in human biceps muscle. *Experimental Neurology*, 78, 360-368.
- Ter Haar Romeny, B. M., Denier van der Gon, J. J., and Gielen, C. C. A. M. (1984): Relation between location of a motor unit in the human biceps brachii and its critical firing level for different tasks. *Experimental Neurology*, 85, 631-650.
- Teuber, H. (1960): Perception. In Field, J., Magoum, H. W., and Hall, V. E. (Eds.), *Handbook of Physiology*, Washington, D. C.: American Physiological Society.
- Theios, J. (1975): The components of response latency in simple human information processing tasks. In Rabbitt, P. M. A. and Dornic, S. (Eds.), *Attention and Performance*, 5, Academic Press, London, 418-440.
- Thyssel, R. V. (1969): Reaction time of single motor units. *Psychophysiology*, 6, 174-185.
- Thyssel, R. V. (1970): Reply to Lieblisch's note. *Perceptual and Motor Skills*, 30, 153-154.
- 富永良喜(1989a): 伸長反射の制御をめぐって. 翔門会編, 動作とこころ, 九州大学出版会
- 富永良喜(1989b): 脳性麻痺児の姿勢学習のための多次元バイオフィードバック法について. 日本特殊教育学会第27回大会発表論文集, 280-281.
- 富永良喜(1990): マルチバイオフィードバック法による脳性マヒ児の姿勢制御. 日本特殊教育学会第28回大会発表論文集, 378-379.
- Travill, A. and Basmajian, J. V. (1961): Electromyography of supinators of the forearm. *Anatomical Record*, 139, 557-560.
- Travill, A. (1962): Electromyographic study of the extensor apparatus of the forearm. *Anatomical Record*, 144, 373-376.
- Tsuji, I. and Nakamura, R. (1987): The altered time course of tension development during the initiation of fast movement in hemiplegic patients. *Tohoku Journal of Experimental Medicine*, 151, 137-143.
- 鶴光代(1982): 精神分裂病者の動作改善と社会的行動変容. 成瀬悟策編, 心理リハビリテーションの展開, 心理リハビリテーション研究所.
- Twitchell, T. E. (1951): The restoration of motor function following hemiplegia in man. *Brain*, 74, 443-480.

- von Holst, E. (1954): Relations between the central nervous system and the peripheral organs. *British Journal of Animal Behavior*, 2, 89-94.
- Wakabayashi, S., Nakamura, R. and Taniguchi, R. (1981): Movement patterns as an output variable in reaction time. *Perceptual and Motor Skills*, 53, 832-834.
- 若林節子・谷口礼二・中村隆一(1982): 反応時間の運動パターン依存性: その発現する過程 第11回日本脳波・筋電図学会一般演題抄録, 脳波と筋電図, 10(1), 34.
- Ward, T. (1978): Muscle state: reaction and movement time in elbow extension. *Architecture of Physiology and Medical Rehabilitation*, 59(8), 377-383.
- Ward, T. and Grabiner, M. D. (1982): Chronic effects of electrical stimulation of muscle on fractionated components of audio response time. *Human Movement Science*, 1, 139-150.
- Weiss, A. D. (1965): The locus of reaction time change with set, motivation, and age. *Journal of Gerontology*, 20, 60-64.
- Welford, A. T. (1967): Single channel operation in the brain. *Acta Psychologica*, 27, 5-22.
- Welford, A. T. (1968): *Fundamentals of skill*. London: Methuen.
- Welford, A. T. (1973): Stress and performance. *Ergonomics*, 16, 567-580.
- Wertheim, A. H. (1979): Information processed in ocular pursuit. Amsterdam: Academische Pers.
- 矢島卓郎(1980): 脳性麻痺者の運動反応の特徴—予告刺激の反応時間に及ぼす影響を中心に—. 日本特殊教育学会第18回大会発表論文集, 464-465.
- 矢島卓郎(1981): 脳性麻痺者の運動反応の特徴(II)—張力曲線とそれに基づくRT, PMT, MTによる検討—. 日本特殊教育学会第19回大会発表論文集, 516-517.
- 矢島卓郎・氏森英亜(1990): 脳性麻痺者の運動発現に関わる生理心理学的研究と課題 東京学芸大学紀要第1部門, 41, 29-46.
- 山本昌央(1971): 脳性マヒ児の緊張残効に関する研究 九州大学教育学部リハビリテーションセンター編, リハビリテーション研究, 19:25.
- 山下利之・鮫島宗弘(1984): 脳性麻痺者の筋緊張知覚の解析. *人間工学*, 20(5), 277-288.
- 山下利之・鮫島宗弘(1985): 脳性麻痺者のトラッキング動作の研究—筋収縮と動作知覚について—. *心理学研究*, 56(1), 22-28.
- 山下利之・鮫島宗弘・今泉好子・鈴木保巳(1987): 脳性麻痺者のトラッキング動作の解析—ステップ応答における運動制御および筋収縮と筋張力知覚について—. *特殊教育学研究*, 25(2), 51-59.