

1B  
105  
995  
7G

随意運動の  
準備・実行・知覚過程の  
生理心理学的研究

- 随意収縮における生体電気現象の定量的計測と脳性麻痺者への適用 -

Psychophysiological study of the motor preparation, execution,  
and perception of kinesthesia in voluntary movement

- A quantitative analysis of voluntary contraction and  
its application to the cerebral palsied -

鈴木保巳

贈
平成
年
月
日

96004979

\* \* \* 目 次 \* \* \*

序 章	-1-
0.1. 取り組むべき問題と研究の目的	-2-
0.2. 論文構成	-5-
第一部 随意運動の準備・実行・知覚過程の生理心理学的検討	-9-
第1章 随意収縮の遂行に伴う生体電気現象	-11-
1.1. 運動遂行の中核過程に関わる電気生理学的指標	-13-
— 運動準備電位と運動後感覚誘発性電位, 脳波基礎律動 —	
1.1.1. 運動準備電位	
1.1.2. 運動後感覚誘発性電位	
1.1.3. 脳波基礎律動( $\alpha$ 波)	
1.2. 末梢運動実行過程に関わる電気生理学的指標	-17-
— 表面筋電図 —	
第2章 生体電気現象の定量計測法	-19-
2.1. 事象関連電位:ERP(時間波形)の構成成分解析	-20-
2.1.1. ERPの事象生起前の成分分離モデル	
2.1.2. ERPの事象生起後の成分分離モデル	
2.2. 周波数スペクトルの構成成分解析	-27-
2.2.1. 一次元生体電気現象の解析	

- 2.2.2. 周波数構成成分の分離
- 2.2.3. 二次元生体電気現象の解析

### 第3章 中枢運動準備特性の解析

- 40 -

#### 3.1. 運動準備電位の低位成分分離計測による

- 41 -

##### 中枢運動準備過程の情報処理論的検討

- 3.1.1. はじめに
- 3.1.2. 対象及び記録方法
- 3.1.3. 解析手続
- 3.1.4. 結果
  - a. RPの波形形状と低位成分の出現時間
  - b. RP低位成分の頭皮上振幅分布
- 3.1.5. 考察
- 3.1.6. 要約

#### 3.2. 運動準備に伴う皮質覚醒状態の変化

- 52 -

##### —運動準備電位出現時の脳波基礎律動( $\alpha$ 波)の検討—

- 3.2.1. はじめに
- 3.2.2. 実験方法
  - a. 被験者
  - b. 実験手続及び記録方法
- 3.2.3. 分析方法
- 3.2.4. 結果
  - a. RPの出現経過による頭皮上 $\alpha$ 波成分の変化
  - b. RPの出現経過による $\alpha$ 波成分の頭皮上部位間関係の変化

3.2.5. 考察

3.2.6. 要約

第4章 運動実行と運動知覚特性の解析

-75-

4.1. 末梢運動実行系(筋)の活動様相

-76-

—筋収縮強度による表面筋電図の変化—

4.1.1. はじめに

4.1.2. 実験方法

4.1.3. 解析方法

4.1.4. 結果

a. 時間経過による周波数成分の変化

b. 筋収縮強度による周波数構成成分の変化

4.1.5. 考察

4.1.6. 要約

4.2. 中枢における筋張力知覚の成立過程

-89-

—運動関連脳電位の感覚性成分の検討—

4.2.1. はじめに

4.2.2. 実験方法

a. 被験者

b. 実験・記録方法

4.2.3. 解析方法

a. 筋収縮強度の主観的評価値

b. 表面筋電図

c. 運動関連脳電位

4.2.4. 結果

- a. 筋張力の主観的評価値と筋放電量の関係
- b. マグニチュード推定課題とクロスモダリティ  
マッチング課題における筋放電量の比較
- c. 筋収縮強度によるMRCPの運動後陽性成分の変化

4.2.5. 考察

4.2.6. 要約

第5章 第一部のまとめ -118-

第二部 生理心理学的手法による脳性麻痺者の運動機能計測 -121-

第6章 脳性麻痺者の中枢運動準備特性の解析 -124-

6.1. 脳性麻痺者における随意収縮準備時の -125-

中枢情報処理過程の検討

6.1.1. はじめに

6.1.2. 対象

6.1.3. 結果

a. RPの波形形状と下位成分の出現時間

b. RP下位成分の頭皮上振幅分布

6.1.4. 考察

6.1.5. 要約

6.2. 脳性麻痺者における運動準備に伴う -135-

皮質覚醒状態の変化

6.2.1. はじめに

6.2.2. 被験者

6.2.3. 結果

a. RPの出現経過による頭皮上 $\alpha$ 波成分の変化

b. RPの出現経過による $\alpha$ 波成分の頭皮上部位間  
関係の変化

6.2.4. 考察

6.2.5. 要約

## 第7章 脳性麻痺者の運動実行と運動知覚特性の解析

-154-

7.1. 脳性麻痺者における末梢運動実行器の筋の活動特性

-155-

7.1.1. はじめに

7.1.2. 被験者

7.1.3. 結果

7.1.4. 考察

7.1.5. 要約

7.2. 脳性麻痺者における筋張力知覚の成立過程の特徴

-162-

7.2.1. はじめに

7.2.2. 被験者

7.2.3. 結果

a. 筋張力の主観的評価値と筋放電量の関係

b. マグニチュード推定課題とクロスモダリティ  
マッチング課題における筋放電量の比較

c. 筋収縮強度によるMRCPの運動後陽性成分の変化

7.2.4. 考察

7.2.5. 要約

第 8 章 第二部のまとめ

-180-

参考文献

-183-

著者関連文献

-204-

謝辞

# 序 章

## 0.1. 取り組むべき問題と研究の目的

近年、生理学を含めた脳科学の研究領域では、実験技術の飛躍的発展と膨大な知識の集積に伴い、また他の研究領域との提携が進むにつれ、種々の心的機能の脳内機序が次第に明らかにされてきている。一方、心理学の研究分野とコンピュータ科学や通信工学等の分野との研究交流を通して、高次の認知機能について情報処理過程の機能的構造が解明されてきている。現在、後者の立場は、総合科学としての「認知科学」として確立し、人間の認知プロセスを総合的にとらえるべく進展しているが、行動的データを頼りに心的機能のモデル化を行ってきた認知科学と、脳の構造と機能を精力的に解明してきた脳科学により得られている知見をつきあわせる必要が叫ばれている(伊藤ら 1988<sup>44)</sup>)。

本研究で取り上げた随意運動に関する研究は、Evarts(1964)<sup>26)</sup>がサル  
の脳における運動野ニューロン活動を微小電極により記録してから後、  
飛躍的に進展し、運動発現に関与する脳の諸領域についての研究が、微  
小電極法を用いた動物実験により神経生理学の領域で盛んになされるよ  
うになった。以来、随意運動に関する研究は主として、生理学の学問領  
域において行われてきており、随意運動制御の生体のメカニズムについ  
て、AllenとTsukahara(1974)<sup>5)</sup>により神経回路網モデルが提案されてい  
る。その後の研究により、随意運動遂行に関与する中枢の諸領域が次第  
に明確になり、Fig.0-1に示すように拡張されつつある。まず、運動開始  
を促す内的欲求が大脳辺縁系を経て皮質連合野に伝達される。ここでの  
処理情報は諸種の感覚情報とともに運動前野と補足運動野に送られ、運  
動の企画がたてられる。皮質連合野からの出力は小脳や大脳基底核にも  
送られ、運動の具体的な構成が計算される。これらの情報をもとに運動

野から最終的に運動指令が出力され、効果器の筋の収縮によって運動が発現する。この出力には、運動の対象や外界の変化に適応するように、体性感覚や平衡感覚を情報源とした補正的制御が小脳を介して加わっている。このように、随意運動は、運動の欲求、企画(プログラミング)、実行、調節の過程が機能することにより遂行される。これらは生理学の学問領域における研究進展の成果であり、人間の行動の基礎を理解する上で重要な情報となっている。

一方、生体の内的活動を情報処理論的アプローチにより解明しようとする認知心理学の領域においても、種々の運動遂行モデルが提案されてきており、1960年代には感覚フィードバック情報の重要性に焦点をあてた「閉ループモデル」やフィードバック情報を考慮しない「開ループモデル」が提唱されていたが、実際の運動に際して想定されるモデルでは、種々の感覚情報の影響を無視することはできず、これらの二つのモデルの欠点を補って統合され、さらに、記憶との関連を考慮した「スキーマ理論」によるモデル(Schmidt 1975<sup>100)</sup>)が考案された(Fig.0-2)。スキーマ理論では、閉ループモデルで強調された筋や腱からの自己受容性の生体内部感覚情報のフィードバックに加え、他の感覚(たとえば視覚)も外部感覚情報として考慮されている。また、記憶との関連において動作スキーマを想定し、一連の動作が遂行される以前の初期条件の認知や、動作を遂行することによってもたらされる望ましい結果の認知によって動作スキーマが活性化され、過去の記憶に基づいて動作が遂行されていくとしている。また運動感覚の認知に関して内的標準が設定され、これと種々の感覚フィードバック情報との比較により誤りが検出され、これが動作スキーマに対するフィードバック情報になると考えられている。このような運動制御に関する認知モデルは、その情報処理を担う実態は必

ずしも問われないできたが、最近では、工夫された種々の実験パラダイムにより当該の情報処理活動を裏付ける心理学的な行動データが導出され、その妥当性が検証されてきている。

このような状況の中で、生理学と認知科学の隣接領域に位置する学問が注目されている。その中の一つである生理心理学の研究方略では、生体内の神経活動による電気現象を導出して定量的に計測し、心理学的及び生理学的知見をもとに検討する。従って、心理学等で提唱されている生体の情報処理様式に関する仮説や理論の妥当性を生体電気現象の定量解析を通して検証することができ、また、生理学の知見を利用して、生体内部の情報処理神経活動の実体に迫ることが可能になると考えられる。もとより随意運動は、複雑な要素で構成される中枢神経系が、種々の感覚や記憶等の情報により統合的に活動し、さらに、この綿密な制御に基づいて末梢の骨格筋群が収縮することによって遂行される。このため最近では、生理学のみならず認知科学の研究分野で得られている知見をも積極的に取り入れ、随意運動遂行時の生体の情報処理様式についての理解をより深める方向に発展しており、生理心理学的研究方略を適用することで、生体内における随意運動の実現様式の解明に有効な手がかりが得られると考える。

また、生理心理学的手法は、障害児・者理解の面でも応用が進んでいる。障害児・者のリハビリテーションを効率的に進めるためには、障害の全体像や機能回復訓練の効果等を的確に把握することが必要不可欠となる。従来障害児・者の教育や機能回復の訓練等の多くの場面では、その授受者間での共感的理解が重視され、被訓練者が表出した行動を訓練者が経験的手技に基づいて評定する方法が多用されてきた。実際的には、言語や行動反応などの外顯的コミュニケーションによる障害の評価が行

われる。しかし、障害児・者の有する病態は複雑であり、表出行動の観察にのみ依拠した評価手法で障害を正確に把握することは難しい。このような障害児・者に対する従来のアプローチの限界に対して、生理心理学的手法の導入を図ることで、障害児・者の生体内活動が生体電気現象を通して定量的に抽出でき、当該の障害に関する客観的な評価が可能になる点でリハビリテーションの促進のために寄与することができるものと思われる。

以上の点を考慮し、本研究では、随意運動の機能解明に対する生理心理学的アプローチとして、随意的な筋の収縮活動(以下、随意収縮)を行う際、その準備・実行・知覚の過程に随伴して中枢と末梢から記録される運動関連脳電位、脳波基礎律動と表面筋電図を定量計測し、これらの生体電気現象が反映する生理的及び心理的機能について検討した。また、本研究で用いる手法が、障害児・者の呈する運動機能障害の理解に有効であるかを検討するために、中枢性運動機能障害を主徴とする脳性麻痺者を対象に生体電気現象計測を行って、障害要因との対応関係について考察した。

## 0.2. 論文構成

本論文は、第一部「随意運動の準備・実行・知覚過程の生理心理学的検討」と第二部「生理心理学的手法による脳性麻痺者の運動機能計測」の二部構成である。

第一部では、まず、随意運動メカニズムの解明に用いられる電気生理学的指標として、生理心理学において適用される生体電気現象を紹介し、定量計測のために本研究で開発・導入した諸解析手法について記した。

その上で実際の随意収縮の遂行場面で、中枢と末梢の神経活動の電気現象である運動関連脳電位、脳波基礎律動、及び表面筋電図を導出・計測した結果について、生理心理学的見地からの考察を加えた。

第二部では、中枢性運動機能障害児・者の障害メカニズムの解明において、生体電気現象計測による生理心理学的手法を適用する有効性を検討するために、脳性麻痺による運動障害を対象とした実験を行い、第一部で得られた知見と比較して、随意収縮の遂行に影響する障害要因との対応関係について考察した。

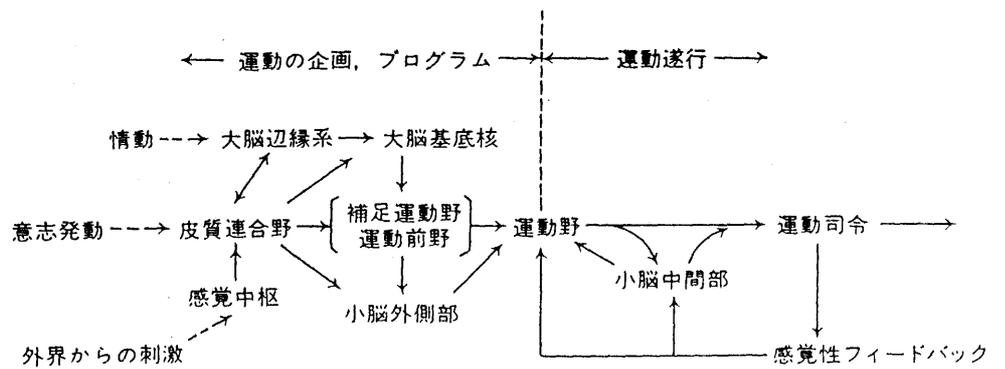


Fig.0-1 随意運動制御に關与する腦の諸中枢  
 (Allen & Tsukahara 1974<sup>6)</sup>をもとに拡張された図)

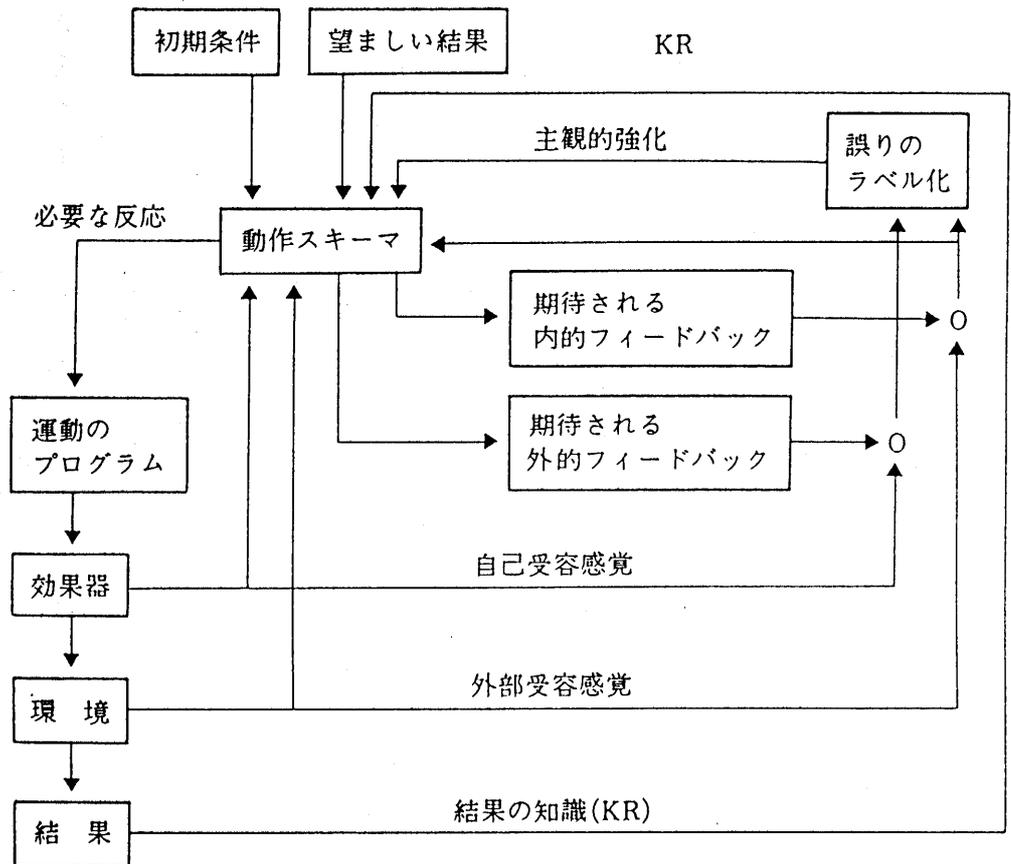


Fig.0-2 スキーマ理論に基づく随意運動制御モデル  
(Schmidt 1975<sup>100)</sup>, 神宮 1993<sup>16)</sup>より引用)

## 第一部

随意運動の準備・実行・知覚過程の  
生理心理学的検討

第一部は、5章からなる。「第1章 随意収縮の遂行に伴う生体電気現象」では、随意運動遂行時の中枢と末梢の活動様相を知る手がかりとなる生体電気現象の脳波と筋電図について記す。「第2章 生体電気現象の定量計測法」では、複雑な脳電位成分や筋電図を効率的に定量化するために、最近の振動現象の新しい解析法を取り入れて開発・導入した計測手法について述べる。第3章と第4章では、実際の随意収縮遂行場面で生体電気現象を導出して検討した結果を述べる。円滑な運動の実行に至るには、まず行う運動について計画をたてる必要がある。「第3章 中枢運動準備特性の解析」では、随意収縮の準備時に頭皮上から記録される運動準備電位と脳波基礎律動の $\alpha$ 波を用いて、運動準備の中枢過程とそれに伴う皮質の覚醒状態の変化について解析した結果を述べる。「第4章 運動実行と運動知覚特性の解析」では、正しい筋力発揮とそれを的確に知覚することで運動の精度がより高まることから、末梢運動実行器の筋の活動状態を表面筋電図を用いて解析し、また、筋運動感覚情報が中枢にフィードバックされて筋張力知覚の成立する過程について、運動関連脳電位の感覚性成分を解析した結果について記す。「第5章 第一部のまとめ」では、第一部で得られた知見をまとめるとともに残された問題点を今後の研究推進上の課題として記す。

# 第 1 章 随意収縮の遂行に伴う 生体電気現象

中枢と末梢の生理学的機構が複雑に作用しあうことにより、合目的的な随意運動の円滑な遂行に至る。にもかかわらず、従来の生理学的研究では機能局在に関するものが多く、運動遂行の背景となる統合的生体機能に関して直接焦点を当てたものは少ない。そこで、本研究では、筋の随意収縮時に観測される中枢と末梢の生体電気現象の計測を通して、運動の準備、実行、知覚の各側面における生体メカニズムを解明しようとするものである。

ヒトが日常生活の中で合目的な運動を行う際、まず運動に対する欲求が生じ、それに基づいて計画を立て、最終的に運動を遂行する、中枢における一連の運動準備活動が円滑に進行することが必要不可欠である。この運動の中核準備過程については、急速な随意収縮の遂行時に、頭皮上で観測される運動関連脳電位 (movement related cortical potential, MRCP) の運動準備電位 (readiness potential, RP) と、運動準備にともなう脳の覚醒状態の指標となる脳波基礎律動 (主として  $\alpha$  波) を計測した。しかし随意運動は、運動中枢からの一方的な運動指令に基づいて実行されるのではなく、末梢運動実行器としての筋が円滑に作動すること、さらには遂行した運動に関する感覚情報を、筋紡錘や腱紡錘等の固有受容器や他の感覚器を通して検出し、動作に修正を加えることでより適切なものとなる。運動の末梢実行過程について表面筋電図により、さらに、

運動の中樞知覚過程についてはMRCPの運動感覚誘発性成分を定量計測した。

本章では、随意収縮遂行時に随伴して観測される生体電気現象のRPと運動感覚誘発性電位、脳波基礎律動と表面筋電図を導出計測する有効性について略述する。

## 1.1. 運動遂行の中樞過程に関わる電気生理学的指標

### — 運動準備電位と運動感覚誘発性電位，脳波基礎律動 —

#### 1.1.1. 運動準備電位

運動準備の中樞神経活動を反映する電気生理学的指標として、運動関連脳電位(MRCP)の運動前成分である準備電位(RP)が知られ、急速な随意収縮開始の約1~1.5秒前から、頭皮上で陰性緩電位変動として記録される(Kornhuber et al.1965<sup>54)</sup>,Vaughan et al.1965<sup>122)</sup>,1968<sup>123)</sup>)。

RPは運動準備の中樞神経活動の特徴を定量的にとらえることのできる有効な指標として広く研究されてきており、様々な臨床的応用がなされている。例えば、パーキンソン病では、運動緩慢の程度に比例してRPの振幅が低下すること(Deecke et al.1977b<sup>22)</sup>)や、一側大脳半球病変による片麻痺症例では障害側で記録されるRP振幅が低下し、その程度は、皮質表在性病変では片側性にとどまり、深部病変では両側性に異常が及ぶこと(Shibasaki 1975<sup>101)</sup>)等が報告されている。またRPは、他動運動では出現しないことから、随意運動に特異的な脳の準備状態を反映することが知られており(Shibasaki et al. 1980b<sup>104)</sup>)、この性質を利用して、不随運動の鑑別診断にも適用されている。それは、ある運動が繰り返し起こっているとき、それをトリガとして脳波を加算する方法(jerk-locked averaging)でなされ、ハンチントン舞踏病では、筋の不随意収縮の前の陰性緩電位変動は見られないことや(Shibasaki et al. 1982<sup>106)</sup>)、Gilles de la tourette症候群ではチックの前にRPが認められないことが報告されている(Obeso et al.1981<sup>77)</sup>)。

RPは当初、一つの成分として取り扱われていたが、後の研究で、陰性変動開始直後のRPは、正中中心部のCzで最大振幅を示し左右対称性に分布するが、筋収縮開始の約400msec前から運動肢と対側半球でより優位となることを見出され、RPの二相性が指摘されるようになった(Deecke et al. (1977a)<sup>21)</sup>)。RPの構成成分に関して、最近では2ないしは3つの下位成分の存在が確認されている。Shibasaki et al. (1980a)<sup>103)</sup>は、筋収縮開始時点の1~1.5秒前から出現し頭皮上広汎に分布する成分をBP、収縮開始の約500msec前になるとこの陰性電位の勾配が運動肢と対側半球で急峻になる相をNS' (negative slope)としており、RPの二相性を提唱した。また近年の計測技術の進歩により、RPに回帰直線を当てはめて直線の傾きの違いから下位成分を分類する等の工夫がなされ(Barrett et al. 1986<sup>11)</sup>)、現在ではBP、NS'にIS (intermediate slope)を加えた3つの下位成分が同定されている。これらの成分の頭皮上分布と機能的意義に関してBarrett et al. (1986)<sup>11)</sup>は、BPは補足運動野起源で両側性に広く分布し広範な大脳皮質の準備状態を反映する成分、ISは運動肢と対側優位で運動前野の活動を反映する成分、NS'は運動肢の対側の運動皮質に局限しその運動に特異的な運動皮質の準備状態を反映する成分ではないかと考えている。成分の分布する各皮質の機能的役割を考慮すると、それぞれ中枢における運動の欲求、プログラミング、遂行過程の側面を反映しているものと推測され、運動準備の各段階の特徴をとらえる有効な指標であると思われる。

### 1.1.2. 運動後感覚誘発性電位

従来、運動の知覚過程についての解析は、主として心理学的指標を用いてなされ、発揮した筋収縮の心理的強さを基準の筋張力と比較して推定するマグニチュード推定実験を行って、得られた主観的評価値についての定量的検討が行われてきた。その結果、筋収縮強度の感覚は、他の感覚刺激の強度とそれにより生起する感覚の強さの関係と同様に、Stevensのベキ法則(1957)<sup>109)</sup>に従い、両対数グラフ上で比例関係を示すことが知られており、脳性麻痺や筋ジストロフィー等の運動障害者の筋運動知覚特性の解明に積極的に応用されている(山下ら 1984<sup>129)</sup>, 1987<sup>131)</sup>, 鮫島 1987<sup>95)</sup>)。しかしこれらのマグニチュード推定法を用いた研究では、末梢からの筋運動感覚情報を受容して処理し、評定という心理的過程に変換する中枢の生理的過程の検討が欠如している。そこで、感覚過程から心理的過程への変換特性を究明する研究手段として、MRCPの運動後感覚誘発性成分を定量計測することが有効であると考ええる。

MRCPの運動誘発性成分は、Deecke et al. (1977a)<sup>21)</sup>のRAP, Vaughan et al. (1968)<sup>123)</sup>のP<sub>2</sub>に相当し、受動的な筋収縮においても記録されるため(Shibasaki et al. 1980b<sup>104)</sup>)、運動感覚のフィードバックにより生じる求心性成分であることが知られている。RPの研究に比べ、この成分についての機能的意義や頭皮上分布の研究は遅れているが、Shibasaki et al. (1980a<sup>103)</sup>, 1980b<sup>104)</sup>)により、P+90, N+160, P+300の下位成分に細分化されており、その頭皮上分布から推測すると、運動感覚野から運動感覚連合野に皮質活動が移行していくことが反映されていると考えることができ、運動感覚に関する中枢情報処理活動を検索する重要な手がかりとなる。

### 1.1.3. 脳波基礎律動 ( $\alpha$ 波)

$\alpha$ 波の特性の一つとして、視覚刺激や聴覚刺激等の様々な刺激入力により誘起される脳の覚醒によって、抑制、即ち脱同期化することがある(event related desynchronization, ERD)。しかし、運動反応を伴うCNV(contingent negative variation:随伴陰性変動)課題遂行時には、命令刺激提示前にもERDが運動準備性に観察されることがPfurtscheller et al. (1977)<sup>82)</sup>によって明らかにされている。このような $\alpha$ 波成分の変化は、随意収縮の準備に際しても同様に検出され(Pfurtscheller et al. 1980<sup>83)</sup>, 1992<sup>84)</sup>)、RPの出現によって脱同期化が進行し、運動肢と対側の運動野でパワーが減少すること(Pfurtscheller et al. 1980<sup>83)</sup>)や、速波化すること(Pocock 1980<sup>86)</sup>)等が報告されている。これらの運動準備に伴う $\alpha$ 波成分の変化は、随意運動の準備に関連した皮質の覚醒状態の変化を示唆するものとして注目される。

これらの報告では、機能的意義の異なる複数の $\alpha$ 波成分を一括して取り扱っているが、 $\alpha$ 波の構成成分については、 $\alpha_1$ 、 $\alpha_2$ や後頭部 $\alpha$ 律動、中心部 $\alpha$ 律動等に分類され、鈴木(1974)<sup>111)</sup>によれば広汎性 $\alpha$ 波成分と限局性 $\alpha$ 波成分の二つに大別されている。前者は、後頭部ないしは頭頂後頭部に優勢で、且つ前頭部にまで渡って皮質全般に広く分布する成分であり、これは視覚障害者(完全失明者)では認められず、通常では開眼によって抑制されることから視覚機能と密接に関連があるとされている。これに対し後者は、中心部、中心頭頂部に比較的限局し、体性感覚や運動機能と関連があるとされている成分である。限局性 $\alpha$ 波成分は、広汎性成分よりも周波数が低く、開眼によっては抑制されずに、対側肢の運動や触覚刺激によって抑制される。寿原ら(1972)<sup>110)</sup>は、盲人に見られ

る $\alpha$ 波成分が、健常者にみられる中心頭頂部付近の限局性の成分と類似していることから、盲人の視覚以外の感覚機能や運動機能への依存性の強さや、それらによる脳機能の代償性とに関連していることを示唆している。この他にも $\alpha$ 波成分のなかには、近接した周波数の複数の成分が混在しており、脳の覚醒状態の検討に $\alpha$ 波を利用する場合には、各成分の機能的意義を考慮に入れる必要がある。

ERPの時間的及び空間的变化から、運動準備等の事象に関連した脳の覚醒系には皮質全般性と限局性のものがあり、まず皮質全般性の覚醒が生じ、次第にモダリティ特異の限局した皮質覚醒に至ることが推定されている(中村 1990<sup>71)</sup>)。したがって事象の生起に関連した $\alpha$ 波成分の変動性の解析は、これらの覚醒系を反映する成分を分離して個別に行い、皮質の経時的覚醒状態の変化を検討する必要がある。

## 1.2. 末梢運動実行過程に関わる電気生理学的指標 —表面筋電図—

表面筋電図は、多くの運動単位(motor unit, MU)活動電位が重畳した干渉波であるが、活動に影響を及ぼす要因については、針電極導出による筋電図との相関関係を指標とした検討が行われてきている。MU活動電位のスパイク発射を基準とした両者の加算平均波形をクロススペクトル解析により検討した鮫島ら(1976)<sup>94)</sup>は、活動電位の持続時間を示す針筋電図の周波数成分が、表面筋電図の主要周波数帯域における濾波作用を受け、表面筋電図に出力されていることを確認している。また、MU活動電位の発射周期との関連では、表面筋電図と針筋電図の原波形を用いた解析がなされ、10Hz前後の単一MU発射頻度における周波数成分の相関は

低く、むしろ2~3倍の高調周波数における相関や、複数のMUパルス系列との相関が比較的高いことが見出されている(鮫島ら 1973<sup>93)</sup>, 1976<sup>94)</sup>)。このように、表面筋電図成分の周波数を決定する要因は、MU活動電位の発射の持続時間、頻度及び同期の程度等であるが、機能的に数種類に分類されているMUと表面筋電図の周波数成分を詳細に対応付けるには至っていない。これは、現在のところ、表面筋電図の周波数解析データの統計量として、平均周波数やピーク周波数、RMS値(root mean square, 電力実行値)等の代表値が用いられており、複雑な周波数成分で構成されている表面筋電図を一括して取扱っているために、データの定量化が不十分となり、多数のMU活動の集合電位としての表面筋電図の解析結果の解釈を困難にしている原因の一つと考えられる。

針電極導出による筋電図において、筋収縮を段階的に強めるときに記録される運動ニューロンの発射パターンから、ヒトのMUは、弱い収縮でも規則的な持続性発射を示すtonicMUと、速い頻度で発火し弱い収縮では持続的活動を示しにくいphasic(又はkinetic)MUの二つの機能的単位に大別されることが明らかにされている(Tokizane et al. 1964<sup>120)</sup>)。これらのMU活動パターンに関する情報は表面筋電図に反映されると考えられ、非侵襲的な表面筋電図からMUの活動様相について定量計測できるようになることが期待される。

## 第 2 章 生体電気現象の定量計測法

随意運動の生理心理学的研究に用いた定量計測指標は、中枢神経系と末梢運動実行系の電気生理学的指標である運動関連脳電位 (MRCP)、脳波基礎律動、及び表面筋電図である。従来、これらの生体電気現象の解析では、運動開始前後の区間の標本について加算平均処理や周波数解析処理を施すことにより、随意収縮に関連した電位変動が計測されてきた。しかし、このような計測処理によって得られた結果にも多くの変動要因が混入しており、まして、第二部で述べるような障害児・者から得られる生体電気現象データは、障害要因による影響も加わってより複雑になっている。従って、運動発現による変化をより明確にするためには、解析の精度をより高めることが望まれる。

以上のような点を考慮して、生体现象に含まれる複数の有意な情報を的確に抽出して、高い精度で計測して定量化できる解析手法を開発及び導入した。本章では、解析手法の特徴と、理論的基盤となっている振動波形現象の新しい計測法や認知科学的技法について述べる。なお、開発・導入した解析手法は方法上二つに大別でき、一つは事象関連電位等の時間波形の構成成分抽出に関わる解析、もう一つは生体现象の周波数構成成分の抽出に関する解析である。

## 2.1. 事象関連電位:ERP(時間波形)の構成成分解析

事象関連電位(event related potential,ERP)は、課題遂行に伴う脳の活動様式を頭皮上から探索できる客観的な生理学的指標であり、様々な実験パラダイムにより、聴覚や視覚刺激等の感覚情報処理にかかわる中枢過程や、さらには課題関連性の認知や選択的注意等、種々の心的事象により生起する神経情報処理過程を反映した成分が特定されつつある(沖田 1992a<sup>78)</sup>,1992b<sup>79)</sup>,松岡 1993<sup>82)</sup>)。これらの研究では、複雑なERP波形から当該の情報処理に有意な成分を、正確に抽出して計測することを要求されるが、従来は主として、観測波形の視察により、陰性及び陽性方向のピークや変曲点を検出して成分を同定し、潜時や振幅を計測する手法で解析が行われてきた。Fig.2-1は、従来用いられてきた成分計測を、MRCPを例に示したものである。aの運動準備性のRPの下位成分については、頭皮上で観察される波形に回帰直線を当てはめて、直線の傾きの違いによりBP,IS,NS'が同定され(Barrett et al. 1986<sup>11)</sup>)、またbの運動感覚誘発性の成分については、観測波形の視察によりピークが同定されており、P<sub>2</sub>,P<sub>3</sub>,Slow wave等の成分の潜時、振幅を計測する。しかし頭皮上で観察されるERP波形は、発生源と機能的意義の異なる複数の成分が時間・空間的に重畳して構成されており、現象波形の潜時や振幅が実際の構成成分のものと異なる可能性がある。そのため、ERP波形の成分計測は、本来個々の成分に分解して行うことが望ましい。このような考えに基づき、ERPの波形解析の精度をより向上させるために、誘発電位データに主成分分析を施して、抽出された主成分を構成成分とみなす手法(Donchin et al. 1978<sup>25)</sup>)や、多変量解析の応用による単一試行CNV波形分離手法(齊藤ら1992<sup>91)</sup>)等が開発されてきている。これらの手

法は、ERP波形の形状を手がかりとして、成分に関する情報を統計的に抽出する解析法である。また、ERPを高速フーリエ変換し、オートパワスペクトルの周波数情報に基づいて、設定周波数毎に逆フーリエ変換し周波数に対応した成分に分ける試みもなされている(Sato 1983<sup>99)</sup>)。しかしこれらの手法は、実際の人の脳で生起している神経情報処理過程の生理学的対件を考慮した方法ではない。そこで本研究では、最近認知科学の領域で提唱され実証されつつあるヒトの神経情報処理モデルや、振動現象の新しい解析技法を積極的に取り入れて、ERPの構成成分を分離して個別に計測することが可能な方法を開発・導入した。

#### 2.1.1. ERPの事象生起前の成分分離モデル

事象の生起に先立って頭皮上で観測されるERP波形に、運動準備電位(RP)や随伴陰性変動(CNV)等が知られる。これらの陰性電位変動は、さらに数個の下位成分に分類されている。例えばRPは、3つの下位成分BP, IS, NS'に分類され、成分が反映する皮質活動について、その頭皮上分布から、BPが左右両側性に広く分布し広汎な大脳皮質の準備状態を反映すること、ISが運動前皮質の活動を反映すること、NS'が運動皮質の活動を反映しその運動に特異的な準備状態に関連していること、が示唆されてきている(Barrett et al. 1986<sup>11)</sup>, 柴崎 1982<sup>105)</sup>)。従来これらのRPの下位成分の計測には、波形に回帰直線を当てはめて、直線の傾きの違いにより成分を同定する手法が用いられ、波形形態に依拠した方法で行われてきた。しかし、成分の経時的变化は、筋収縮開始に向けた数段階の中枢情報処理活動と対応した電気現象であることが推測されるため、成

分解析を行う際にも、脳の情報処理メカニズムを考慮して成分を同定することが望ましいと考える。

この様な脳の情報処理過程の作動様式に関する研究は、認知科学の領域で盛んになされてきている。Fig.2-2は、運動準備の中枢過程を、従来提唱されてきた二つのタイプの情報処理モデルに対応させて示した模式図である。ヒトの認知機能に関する初期の情報処理論的研究では、各々の処理過程が時間的に直列的もしくは離散的に活動するモデル (discrete model) が考案された (Sternberg 1969<sup>108)</sup>)。しかし実際のヒトの脳の働きは並列的もしくは連続的であると考えられるようになり (並列分散情報処理モデル, Rumelhart et al. 1988<sup>88)</sup>)、随意運動の準備のようなある目的に向けて脳内で進行する数段階の情報処理活動は、時間的に重複して生起するものとされている。これらの脳機能に対する情報処理的アプローチの中でもカスケードモデル (McClelland 1979<sup>65)</sup>) は、脳のニューラルネットワーク活動の並列性と連続性を的確に記述できることから、脳の情報処理活動に関する諸種の理論の先駆的モデルとされる。

そこで本研究では、カスケードモデルに基づいて、中枢における随意運動の階層的準備活動を Fig.2-3に示すようにモデル化し、RPの下位成分分離の仮説的基盤とした。このモデルでは、行動の発現に至る過程に、連続的に活性化される数段階の情報処理神経ユニットを想定する。運動に対する内発性の神経ユニットが活動を開始すると、まず運動準備の下位神経ユニット (サブユニット1) がその情報を受け取って活性化され、その活動はRPのBP成分として出力される。この情報をもとにサブユニット2が起動され、その様相はIS成分に反映される。これらの段階を経て処理された情報は、さらにサブユニット3に入力されて、ここでの活動がNS'成分として観測され、最終的に運動開始のトリガユニットに情報が

収束して、筋収縮の遂行に至るものと考え。このように本研究では、まず運動準備の各段階における神経ユニット活動の出力をRPの下位成分と考え、頭皮上で観察されるRPはこれらが重畳して構成されるものと仮定した。この前提に基づきRP下位成分を、情報処理神経ユニットの活性化の記述に用いられるカスケード等式に不活性化の過程を加えて改変した関数 (Fig.2-3,右)によりモデル表現することで、時間的に相互に重畳している成分を分離して個別に計測できる波形解析法を開発した (鈴木ら 1995<sup>115)</sup>)。

この成分生成関数として用いたカスケード等式は、認知科学の研究領域で提唱されてきたカスケード型の神経情報処理モデルにおいて、数段階の神経ユニットの並列的・連続的活性化特性を表現する際に使用される。中枢における運動準備過程が、数段階のRP成分生成ユニットから構成され、各ユニットの活動出力が活性化と不活性化の過程からなるRPの下位成分であると仮定する。ある神経ユニット $a_n$ の出力は、カスケード等式

$$a_n(\tau + t) = a_n \left( 1 - \sum_{i=1}^n K_i e^{-k_i \cdot t} \right)$$

$t$  : 時間経過  $\in R$

$\tau$  : 活性化開始時間 (付加定数)

$k_i$  : 活性化の速度定数

$$K_i = \prod_{j=1}^i (k_j / (k_j - k_i)) \cdot$$

ただし  $i=1$  の時  $K_1=1$

で充電関数として表され、これによりRP成分の活性化相を表現する。こ

の等式では、あるユニットの活動に影響する前段までの全てのユニット活動の状況が定数  $K_i$  に考慮されており（定数  $K_i$  は、当該ユニットと前段までの全てのユニットの活性化定数  $k$  を用いて算出される）、運動準備にともなう中枢の階層的情報処理活動の記述に適するものと考えられる。

また本研究では、脳内の情報伝達にともなう時間遅れを考慮し、各ユニットの活性化開始時点  $\tau$  を付加して等式を改変した。さらにカスケード等式では、活性化を示す充電相しか表現する事ができないが、神経ユニットの情報処理活動の終了とともに静的状態に戻る放電過程を考慮する必要がある。そこで、活性化された神経ユニットのリセット過程を下記の放電関数で表現することを提案し、これをRP成分の不活性化相とした。

$$b_n(t) = a_n(t_e) * e^{-k_n(t-t_e)}$$

$a_n(t_e)$  : 活性化終了時のユニットの賦活状態

$t_e$  : 活性化終了時点

$t$  : 時間経過

このように本研究では、情報処理神経ユニットの活性化と不活性化の両過程を表現する関数により、RPの3つの下位成分をモデル表現する方法を提案した。ただし、各成分の活性化の持続時間を  $D$  とすると

$$D_{n-1} \geq D_n$$

の条件設定が必要となる。つまりあるユニットは、それ以前のユニットの出力情報を受け取って賦活するというカスケードモデルの性質上、活

性化の持続時間が以前のユニットのそれより長いという事はない。これは筋収縮の開始に向け、各運動準備過程において情報処理に費やされる時間が次第に短縮化することを意味しており、BP、IS、NS'と成分の活性化時間が短くなることを示す。

実際のRP成分解析手続きの概念図をFig. 2-4に示す。RP成分については、本研究で開発した活性化と不活性化の関数により、また運動開始後の感覚性の成分については後述する西田ら(1987)<sup>75)</sup>の手法に習い、インパルス応答の二次要素モデルに基づいてモデル成分を生成した。成分の形を決定する潜時や振幅等のパラメータは、モデル成分の合成波形と頭皮上で観測されるMRCP波形との誤差が最小となるように、DFP(Davidon Fletcher Powell)法(Fletcher et al. 1963<sup>27)</sup>)で最適化する。

本研究で開発した成分分離モデルの適合性を確認するために、脳波の各導出部位におけるMRCP原波形と、モデル成分の合成波形、及び近似の精度の指標としての両者の差分を求めた例をFig. 2-5に示す。各部位において、モデル成分のパラメータの最適化を行っているため、筋収縮の開始に向けて明確なRPの陰性変動が認められる中心部Czやその近傍においても、また僅かな陰性変動を示す後頭部Ozにおいても、差分には背景脳波基礎律動と思われる残差成分が僅かに残るのみである。これにより、合成波形が原波形の特徴を精度良く近似していることが確かめられ、RPの下位成分を活性化と不活性化の過程からなるモデル成分で記述することが妥当であることが示された。

以上の手法はRPのみでなく、CNVの構成成分で命令刺激の直前に認められるE波(expectancy wave)等も含めた事象生起前のERP成分に広く適用することができるものと考えられる。

## 2.1.2. ERPの事象生起後の成分分離モデル

一方、事象生起後の誘発性ERP成分分離モデルが西田ら(1987)<sup>75)</sup>によって考案され、種々の刺激により誘起される脳の応答過程を記述することが可能になっている。この手法では、誘発電位の時間成分を、減衰振動系のインパルス応答として、開始潜時や振幅、周波数等のパラメータで決定される二次要素系によりモデル表現しており、頭皮上の現象波形はこれらが時間遅れを伴って並列結合したものと考えている。そのため、脳における刺激情報の並列処理様式を再現するとともに、各処理過程の刺激に対する応答特性を個別に記述できるモデルとして注目されており、本研究においてもMRCPの運動後誘発性成分の解析に導入した。

西田らの波形モデル構成法の詳細についてみると、感覚刺激を入力、ERP波形を出力とみたとき、介在する脳神経組織の応答特性を二次系(Fig. 2-6(a))のインパルス応答で表現している。なお、インパルス応答の二次要素の周波数は固有角周波数により、振動波形であるか非振動波形であるかは制動比の値により決定されている(Fig. 2-6(b))。ERPの各成分は、これらのインパルス応答が、刺激入力時点から一定の時間遅れと振幅をもって出現したものと考えており、この成分を複数個並列結合(Fig. 2-6(c))したものが対象の時間波形、つまりERPの誘発波形であるとみなしている。

次に、この二次要素並列結合モデルの適用による時間波形解析の具体的手続きを述べる。まず、原波形を計測し、成分の振動開始潜時・振幅を決定する。また制動比については、波形の形状から振動波形か非振動波形かを見当をつけ、実際にモデル値を入力し、原波形との比較によるシミュレーションによって決定する。こうして設定した初期値をDFP法

により、モデル波形と実測値との残差の平均二乗値が最小となるよう各パラメータの近似化を行う。

西田らの手法によりERP成分を分離した例(聴覚誘発電位)を、Fig.2-7に示す。音声刺激(母音/i/)の提示に対し、Fz・Pzの2部位から記録されたERPについて解析を行ったものである。上から、N100・P200・P300・CNV(SW)の4つの成分に分解されている。下段には実測データ、モデル構成波形、及び両者の残差を示したものである。成分パラメータの近似化により、原波形に対するモデル波形の残差はかなり少なく、両者はよく一致しており、二次要素並列結合による波形モデル構成法が誘発性ERP波形構成成分の分離及び検討に有力であることが確認された。

以上述べてきた、事象生起前あるいは後のERP成分分離計測法は、各々単独で用いてもかなり有効であるが、両者を併用することにより、事象の生起前・後に複数の成分が観察されるMRCPやCNV等の複合的ERPの成分計測に効果を発揮するものと思われる。

## 2.2. 周波数スペクトルの構成成分解析

脳波・筋電図等の振動波形の定量的周波数スペクトル解析には、従来、高速フーリエ変換(fast fourier transform, FFT)が解析時間が早い等の理由から多く用いられてきている。しかし、この手法で得られるスペクトルの周波数分解能と安定性を高めるためには、長い時間の標本を解析対象として設定する必要がある。そのため、運動の発現等ある事象の直前・直後等の短い時間標本の特徴を精度良く正確に抽出することが困難

であった。しかし、近年、自己回帰 (autoregressive, AR) モデルに基づくパラメトリックな統計手法 (Akaike 1969<sup>11)</sup>) の生体電気現象解析への適用が一般化し、短い時間標本でも周波数分解能の高い安定したスペクトルを得ることができるようになり、事象の生起に直接関連した現象を明確に抽出することが可能になってきている。またこれまで、周波数スペクトルデータの記述統計量として、平均周波数やピーク周波数、RMS等の代表値が用いられてきたが、これらは複雑な成分で構成される生体現象を一括して取り扱うことになり、データの定量化の点で不十分であったことは否めない。近年、周波数のスペクトル構成成分を分離する試みも幾つかなされ、例えば西田ら (1989)<sup>76)</sup> は誘発電位測定時の背景脳波について、FFT法によりパワースペクトルを求め、マルコフ過程振幅正弦波重畳モデルに基づいて4つの成分  $\delta, \alpha_1, \alpha_2, \beta$  に分離して脳波を定量化している。

本研究では、まず一次元の生体現象について、ARモデルに基づくMEM法 (maximum entropy method) により周波数スペクトルを求め、その後スペクトルの周波数構成成分を分離する解析手法を導入した。さらに頭皮上脳波の部位間関係等のふたつの事象の関連性についての検討のため、一次元解析を二次元ARモデルによるクロススペクトル解析 (Jones 1974<sup>17)</sup>) に拡張した。以下に、それぞれの解析手法について具体的手続きを示す。

### 2.2.1. 一次元生体電気現象の解析

まず、細分化した各標本区間についてARモデルの次数を推定する。ARモデルの次数の決定基準には、最終予測誤差 (final prediction error, FPE) を用いた。これは推定されたAR係数により生成されるモデルデータ

と実測データの誤差の二乗和を最小にする基準である。Fig. 2-8 の中段に示すように、各標本区間のFPEの平均値が最小となり、且つ、各区間の最適次数のヒストグラムでFPEが最小となる頻度が最も多い次数（図の例では表面筋電図の場合で10次、脳波の場合は20次）に設定する。その後、各標本区間毎に設定された次数を用いてAR係数を求め、このAR係数を全区間について平均化して、最終的にMEM スペクトルを算出する。ARモデルによる脳波解析は、篠崎(1983)<sup>107)</sup>や井上(1983)<sup>41)</sup>によって適用が図られているが、多数の標本区間の平均化処理の方法は未開発であったため、本研究ではこの点を改良して脳波と筋電図解析に適用した。

### 2.2.2. 周波数構成成分の分離

周波数解析で得られるパワースペクトルは複数の構成成分が重畳している場合が多い。通常このような周波数領域構成成分の分離には、Fig. 2-8 の下段に示すように、ローレンツ波形といわれる分布関数が個々の成分モデルとして用いられる(南 1986<sup>70)</sup>)。このモデル成分の形は、ピーク周波数や半値幅、強度により規定される。そのため、周波数スペクトルの構成成分の特徴をこれらの計測指標により定量的に記述することができる。尚、スペクトル成分のパラメータはDFP法により最適化する。この手法は、生体電気現象の周波数解析への適用はこれまでなされていないが、周波数成分を分離・計測することで、次章以降で述べるように、脳波や筋電図の複雑な構成成分を個別に検討できる利点があるため導入した。例えば、従来振動現象の規則性に関する検討には、相対的なスペクトルの尖度による定性的表現(ブロード、シャープ等)が用いられてきたが、この手法では成分の半値幅を計測することにより波形の規則性に

ついて定量的に示すことができるようになる。

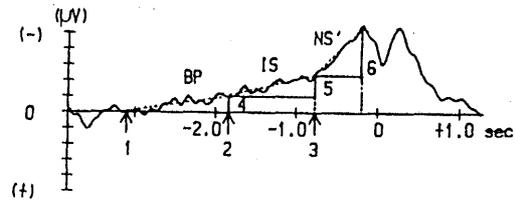
### 2.2.3. 二次元生体電気現象の解析

頭皮上脳波の部位間関係のような二つの生体振動現象の相関関係を解析する際には、二次元ARモデルによるクロススペクトル解析 (Jones 1974<sup>47)</sup>)を行う。この解析手法は、Inouye (1983)<sup>40)</sup>により脳波解析へ導入されている。対象とする周波数領域の特徴を詳細に抽出するためには、Fig. 2-9に示すような手続きが必要となる (図の例は脳波の解析)。井上に従うと、まず二つの振動現象 (A)について、FFT法によるクロススペクトル解析を行い (B')、オートパワスペクトルとクロスパワスペクトルを求める (D)。その後オートとクロスの両パワスペクトルの必要とする周波数帯域 (図の脳波の場合は7-13Hzの $\alpha$ 波帯域) について逆フーリエ変換し、自己相関関数及び相互相関関数を算出する (F)。これを用いて二次元ARモデルによるクロススペクトル解析を行うことで (G)、オートパワスペクトル (K)と二つの現象の相関関係を示すコヒーレンス関数、位相差 (L)を求めることができるとされている。

以降の章では、これらの生体现象の定量計測法を用いて、随意収縮遂行時のMRCP、脳波基礎律動と筋電図を解析した結果を述べる。

# M R C P

## a) Readiness Potential



## b) Movement Evoked Potential

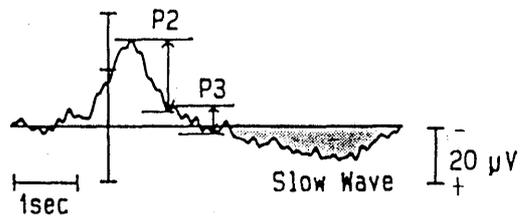


Fig.2-1 頂点同定法による運動関連脳電位構成成分の計測  
a:運動準備電位 b:運動感覚誘発性電位

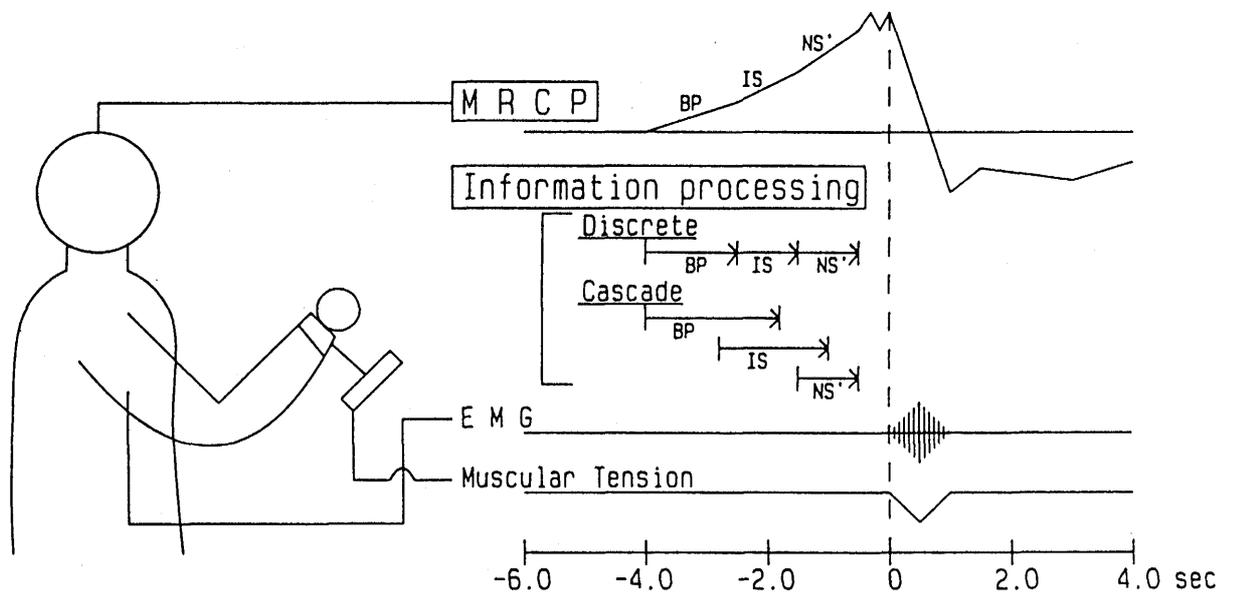


Fig.2-2 中枢運動準備過程の情報処理モデル

# Motor Preparation Processes in Cascade Model

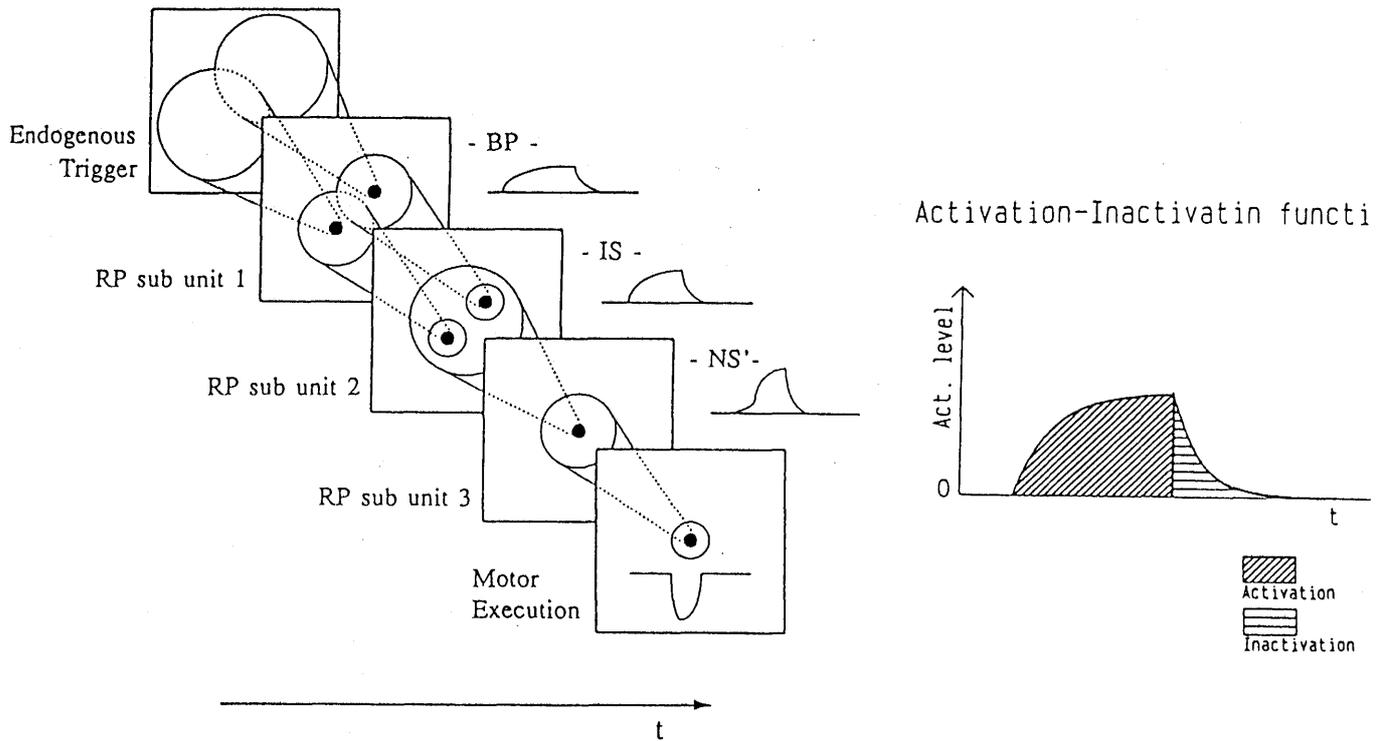


Fig.2-3 カスケード型の情報処理神経ユニットにより構成される階層的運動準備過程モデル(左)と神経ユニットの活性化-不活性化関数(左)

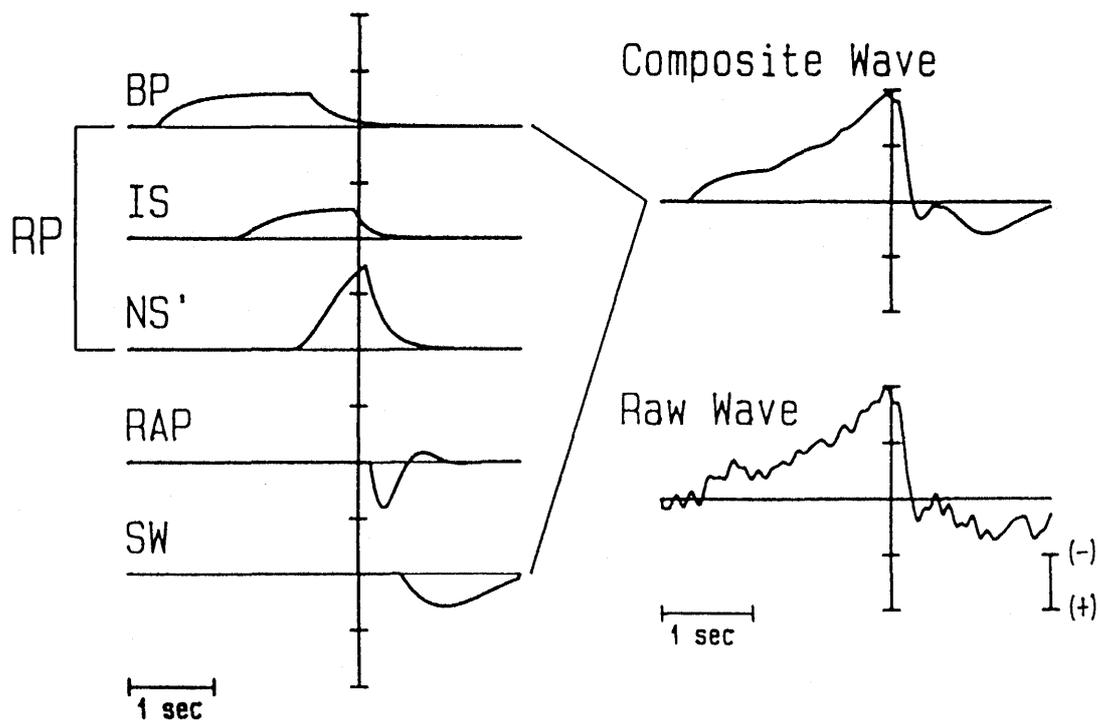


Fig.2-4 運動関連脳電位の構成成分分離の概念図

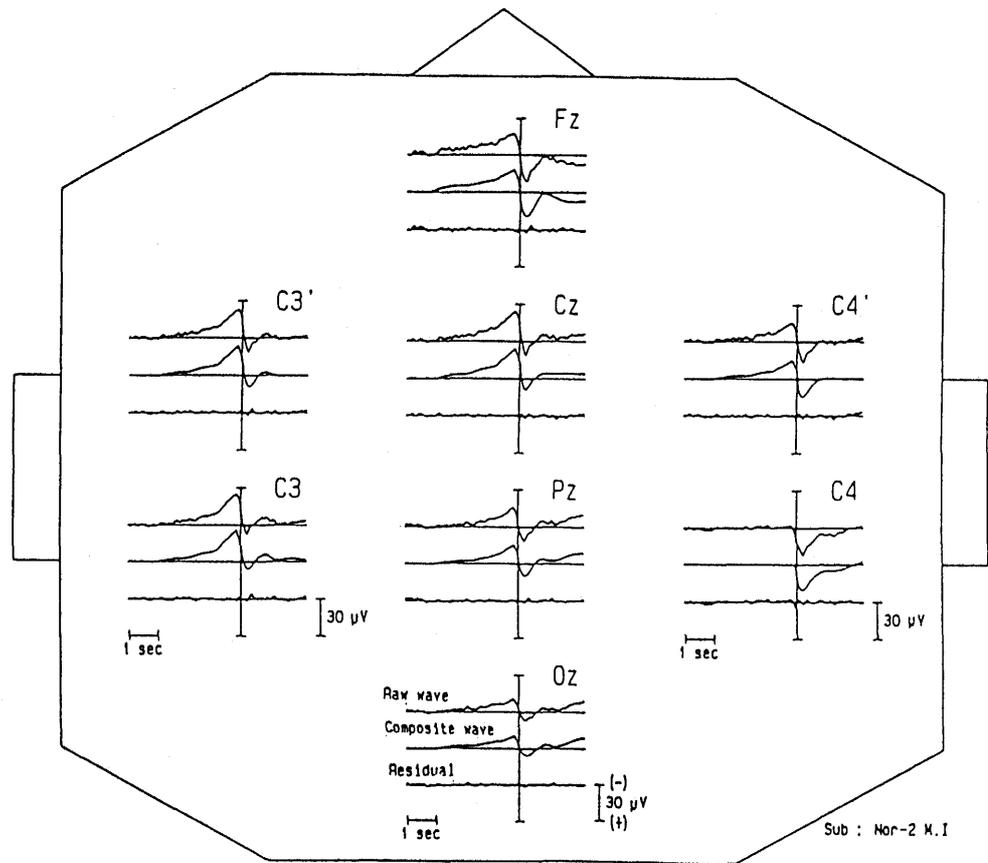
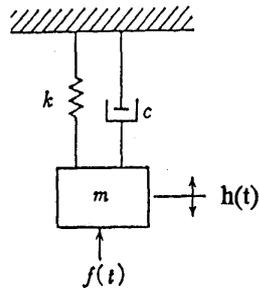
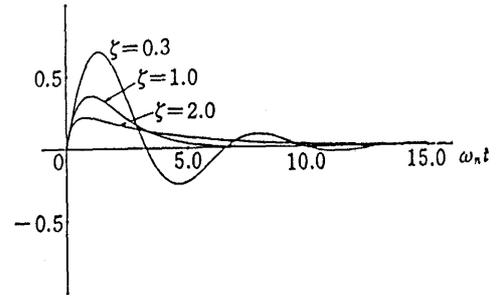


Fig.2-5 モデル成分合成による運動関連脳電位波形近似の適合度  
 各部位上段:MRCPの頭皮上観測波形  
 中段:モデル成分の合成波形  
 下段:観測波形と合成波形の差分

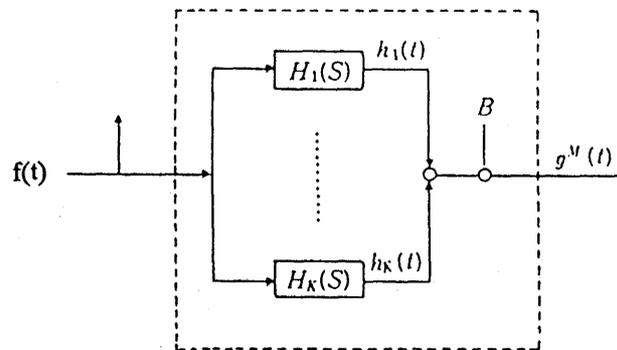
a)



b)



c)



$$g^M(n\Delta t) = \sum_{k=1}^K h_k(n\Delta t) + B$$

$$h_k(n\Delta t) = \begin{cases} c_k \exp\{-a_k(n\Delta t - d_k)\} \sin\{\Omega_k(n\Delta t - d_k)\} / \Omega_k & ((a_k)^2 < (b_k)^2) \quad \zeta < 1 \\ c_k \exp\{-a_k(n\Delta t - d_k)\} \sinh\{j\Omega_k(n\Delta t - d_k)\} / j\Omega_k & ((a_k)^2 > (b_k)^2) \quad \zeta > 1 \\ c_k(n\Delta t - d_k) \exp\{-a_k(n\Delta t - d_k)\} & ((a_k)^2 = (b_k)^2) \quad \zeta = 1 \end{cases}$$

$$\Omega_k = ((b_k)^2 - (a_k)^2)^{1/2}$$

Fig.2-6 インパルス応答の二次要素並列結合による誘発電位モデル  
 a 二次系の例(ダッシュポットにより制動のかかった振動系)  
 b 制動比による二次系インパルス応答特性  
 c 二次要素関数の並列結合による誘発電位モデル

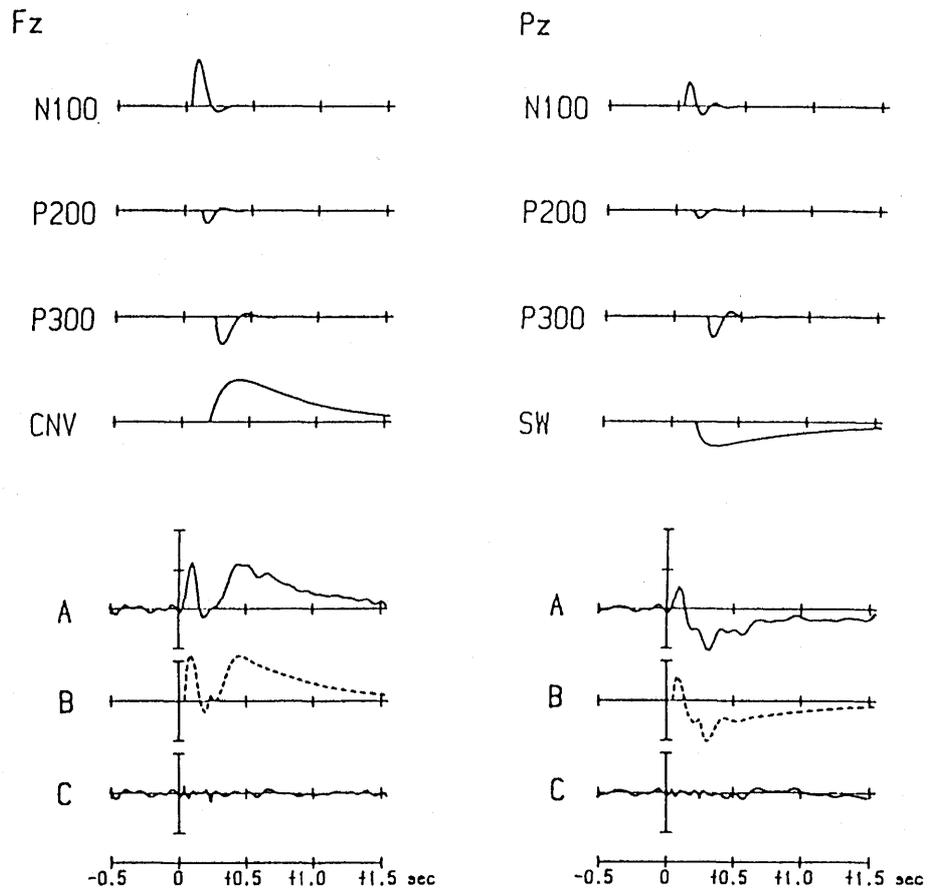


Fig.2-7 二次要素並列結合による誘発電位成分分離例

上段:モデル成分

下段:A:観測波形,B:モデル成分の合成波形,C:観測波形と合成波形の差分

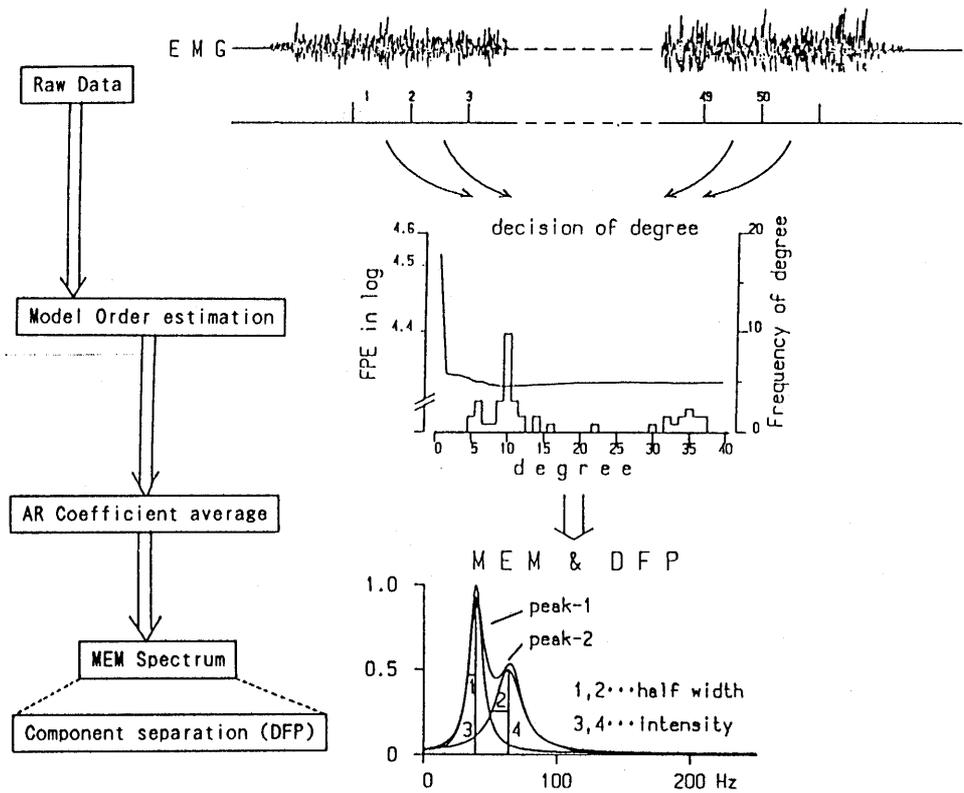


Fig.2-8 一次元の生体现象データの周波数解析法

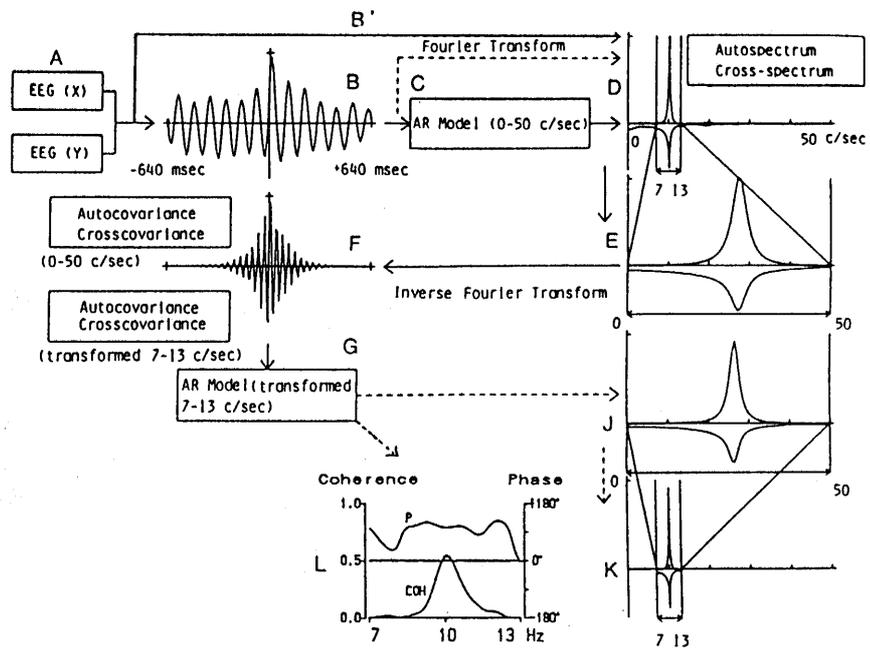


Fig.2-9 二次元の生体现象データの周波数解析法 (Inouye 1983<sup>40)</sup> を引用して改変)

### 第 3 章 中枢運動準備特性の解析

本章では、随意運動の中枢準備特性について、中枢の電気生理学的指標である運動準備電位と脳波基礎律動(特に $\alpha$ 波)を解析し、随意収縮の準備に際して脳内で進行する神経情報処理過程と、皮質の覚醒状態の変化を定量的に検討した。

### 3.1. 運動準備電位の低位成分分離計測による中枢運動準備過程の 情報処理論的検討

#### 3.1.1. はじめに

急速な随意収縮の遂行直前に頭皮上で観測される運動準備電位 (RP) は、Kornhuber et al. (1965)<sup>54)</sup> や Vaughan et al. (1965)<sup>122)</sup> によって最初に計測記録されて以来、随意運動準備の中枢神経過程の検討に用いられてきている。本節では、第2章で述べた認知科学的手法を応用した事象生起前の事象関連電位 (ERP) 成分分離モデルを用いて、頭皮上で時間・空間的に重畳して観察される RP の低位成分 BP, IS, NS' を分離して個別に計測し、中枢における随意収縮の準備過程の特徴について定量的に検討した結果について述べる。

ところで RP の低位成分は、それぞれの頭皮上振幅分布から、BP は頭皮上広汎な活動を、IS と NS' が運動前皮質と運動皮質の活動を反映するのではないかと考えられている (Barrett et al. 1986<sup>11)</sup>)。運動前皮質の活動は運動のプログラミングとの関連性が、運動皮質の活動は行う運動に特異的な準備状態の形成と最終的な運動指令の出力活動との関連性が指摘されている (丹治ら 1993<sup>117)</sup>)。このように皮質の局在機能との対応で推察することにより、RP の低位成分と中枢における運動準備の段階とを対応づけることができるものと思われ、RP 成分は、随意収縮の開始に向けた階層的な中枢神経活動を反映する電気生理学的指標であると考えられる。

運動関連脳電位 (MRCP) を含む ERP 構成成分と反映される神経活動の対応関係については、近年、認知科学の領域で提唱されている情報処理モ

デルに基づいて論証され、ヒトの脳機能の情報処理様式がERP成分によって定量計測されつつある(沖田 1992a<sup>78)</sup>, 1992b<sup>79)</sup>, 松岡 1993<sup>62)</sup>)。本研究においてもRP成分の計測結果の解釈に当たっては、下位成分分離の仮説的基盤とした連続(カスケード)型の神経情報処理モデル(McClelland 1979<sup>65)</sup>)に基づき、各成分が運動準備に際して設定される情報処理神経ユニットの活動を反映するものと考えて、随意運動の中核準備過程について、生理心理学的及び認知情報科学的見地から検討した。

### 3.1.2. 対象及び記録方法

被験者として、Table 3-1-1に示す20才前後の健常成人9名(19歳0ヶ月～23歳9ヶ月, 全例右利き)を対象とした。

なお本研究では(第一部の以降の項も含む)、右利きの健常被験者を対象として利き手運動時のデータについての検討を行っている。これは、運動反応側と大脳半球活動の優位性との関連において、右利きの被験者が右側肢の運動を行う場合には、反対側の左半球の活動が優位となることが検証されており、得られるデータを統制するためである。

実験状況と実験に使用した機器のブロック図を Fig. 3-1-1に示す。被験者は、利き腕の肘関節を約 90°に保った状態で手首を反応装置にセットして、上腕三頭筋の等尺性収縮による前腕の急速伸展動作を、6～10秒の任意の間隔で計70～80回行った。脳波は、頭皮上の8部位(正中線上のFz, Cz, Pz, Ozと左右中心部のC3, C4, 及びCzとC3の midpoint C3', CzとC4の midpoint C4')より、両耳朶を結線したものを基準電極として単極導出した。同時に上腕三頭筋の表面筋電図を、上腕骨外側上顆を基準として筋腹中央よ

り単極導出した。以上の生体现象は、前腕の反応曲線と共に多用途脳波計(日本電気三栄製:1A94)で紙記録し、データレコーダ(エヌエフ回路設計ブロック製:5881)によりデジタル記録した。

### 3.1.3. 解析手続

上腕三頭筋の急速な等尺性収縮に伴う表面筋電図の相動性放電開始時点を基準として、開始前約5秒、開始後約3秒の脳波標本を、シグナルプロセッサ(日本電気三栄製:7T18)により約50回加算平均してMRCPを算出した。その後、MRCPデータをパーソナルコンピュータ(日本電気製:PC-9801/VM4)及びエンジニアリングワークステーション(日本電気製:EWS-4800/230)に転送し、波形構成成分の精密計測のための成分分離を行った。MRCPの成分解析は第2章で示したように(Fig.2-4)、RPの下位成分BP, IS, NS'については、運動準備に際して設定される脳の情報処理様式を正確に再現することができるカスケードモデルに基づいて著者が開発した手法により、活性化の開始と終了潜時、活性化の速度、飽和水準で規定される活性化と不活性化の関数(鈴木ら 1995<sup>115)</sup>)で、モデル成分を生成した。また筋収縮開始後の感覚性の成分については、西田ら(1987)<sup>75)</sup>に倣い、開始潜時、振幅、角周波数及び減衰係数で規定される二次要素系のインパルス応答関数によりモデル成分を生成した。成分の形を決定する潜時や振幅等のパラメータは、モデル成分の合成波形と頭皮上で観測されるMRCP波形との誤差が最小となるように、DFP法で最適化処理を施した。その後、RPのモデル下位成分を生成する最適関数パラメータから、神経情報処理ユニットの活動の持続時間を示す成分の活性化開始と終了時間、

情報処理のスピードを示す活性化の速度、及び情報処理ユニットの活性の程度を示す成分の振幅を抽出し、個々のRP成分について定量的検討を行った。本研究で測定したRP下位成分生成のための最適パラメータとこれにより算出される成分振幅を、中心部CzについてTable 3-1-2に被験者平均で示す。なお活性化水準aは、成分活性の時間経過が充分長いときに達する飽和水準の値であり、BP成分の振幅はこれとほぼ同値を示すが、IS, NS'では飽和以前に不活性化の過程に移行するために成分振幅はこれより小さくなる。

#### 3.1.4. 結果

##### a. RPの波形形状と下位成分の出現時間

Fig. 3-1-2に、中心部Czで観察された典型的なMRCP波形と、分離したRPのモデル成分の出現時間を平均で示し、括弧内には成分の活性化の早さの指標である速度定数(成分の充電速度を示す)を記す。

図右のMRCP波形では、筋収縮の開始に向けてRPの陰性変動の傾斜は次第に急になる。このような波形形状を示すRPの下位成分BP, IS, NS'の出現時間、つまり活性化の持続時間についてみると(左図実線)、まず筋収縮開始の約2.6秒前からBPの活性化が開始し、次いで約1.5秒前からISが出現するが、BPはISの電位変動開始後も活性化の過程が持続し、筋収縮開始の約1秒前に活性化が終了している。ISに続いて運動開始の約0.7秒前からNS'が活性化されるが、両成分の活性化過程も時間的に相互に重複している。また、下位成分の活性化の速度定数は、BPからNS'にかけ次第

に増している。

#### b. RP下位成分の頭皮上振幅分布

Fig. 3-1-3 には、活性化と不活性化の関数により分離したRPのモデル下位成分を、脳波の導出部位と対応する位置にそれぞれ示す。図は、下から上にかけてBP, IS, NS' の順に被験者例を記してある。BP成分の振幅は頭皮上前方のFzで最も大きく、後方にかけて小さい。ISは中心部Czにおける成分の振幅が最も大きく、NS' 成分はCzと運動肢(右上腕)と反対側大脳半球の左中心部C3とC3'で振幅が大きい。

右側には、9例の平均データを基に、3つの成分の振幅分布を等高線表示したものを示す。なお本研究では、頭皮上の8点の小数計測データをもとに等高線図を作成しているため観測点の無い部分の精度は低い、近傍3つの観測点から欠測点の補間を行う手法(Akima 1978<sup>11)</sup>)を用いている。運動準備に伴う変化の様相は、等高線表示においてより明確になり、BPからNS' にかけて皮質活動の中心が、頭皮上前方から中心部付近に移行し、さらに中心部及び運動肢と対側の左中心部付近に移っていることがわかる。

#### 3.1.5. 考察

本研究では、認知科学の領域で提唱されているカスケード型の情報処理モデルに倣い、随意運動準備の中枢過程が、筋収縮の開始に向けて連続的に活性化する数段階の情報処理神経ユニットから構成されることを

想定した。その上で、各神経ユニット活動の出力状況がRPの下位成分に反映されるものと考え、ユニットの活動水準を記述する際に用いられる活性化関数と不活性化の関数によりRP成分をモデル的に表現した。これにより時間的に重畳しているRPの下位成分を分離して個別に計測することが可能となった。

RPの陰性電位変動は随意収縮の開始に向け次第に傾斜が増すことが先行研究 (Shibasaki et al. 1980a<sup>103</sup>)と同様に示された。これは、脳内で進行する運動の準備活動に伴って、大脳皮質の活性水準の上昇速度が増すことを反映した現象と推測されるが、本研究では、この様相をRPのモデル成分の活性化の速度変化として定量計測できた。その結果、BPからNS'にかけて成分の活性化速度は段階的に上昇することが確認され、急速運動の開始に向けて、神経ユニットにおける運動準備情報の処理速度が階層的に加速していくことが想定された。

ヒトの認知活動における情報処理様式は、活動の並列性と連続性に特徴づけられ、認知科学の領域では、この並列情報処理機構の特性を表現しようとするモデルが数多く提唱されている (Rumelhart et al. 1988<sup>88</sup>)。これらのモデルは、必ずしも実際のヒトの脳機能を精査して作成されたものではないが、最近のERP研究の進歩により、客観的生理指標との対応関係が明確にされ、モデルの妥当性が実証されつつある。例えば記憶探索課題場面におけるERP導出実験では、提示された刺激を符号化する過程、記憶と比較照合する過程、運動を準備し反応を形成する過程が並列的に始動し、それぞれの過程の活動結果がERPの構成成分に反映されることが明らかにされている (Fig. 3-1-4, Rösler et al. 1986<sup>90</sup>)。また反応時間研究では、刺激の入力から行動反応の出現に至る情報処理諸過程の活動特性が様々な実験パラダイムを用いて導出された片側性RP (Coles

et al. 1988<sup>19)</sup>)により検討され、刺激評価系と反応出力系の間では、前者での情報処理の完了を待たずに、その出力情報が利用可能になれば、後者の処理系に転送されてそこでの処理が開始することが論証されている。本研究においても、時間的に重複しているRPの下位成分を分離することで、中枢内の随意収縮準備における階層的情報処理活動の並列的特性を定量的に示すことが可能になった。BP, IS, NS'の3つの下位成分が時間遅れを持って出現し、相前後する成分の活性化過程が時間的に重複することが客観的計測指標により示された。これは、運動を円滑に遂行するために、運動準備に関与する情報処理神経ユニットが並列的に活動することを意味しており、情報処理ユニットが、各段階の情報処理の終了を待たずに次の段階へ情報を転送していることを示すものと推測される。

運動準備に伴う大脳皮質の活性水準の変化を観測する際、成分の振幅分布情報が重要な指標として用いられる。RP成分の頭皮上分布については、当初(Kornhuber et al. 1965<sup>54)</sup>, Vaughan et al. 1968<sup>123)</sup>)、運動肢と対側の中心前野で最大振幅を示すことから、RPが運動皮質起源であることが推定された。しかし、McAdam et al. (1971)<sup>64)</sup>によって必ずしも対側半球で優位とは限らないと報告されたり、左右中心部を比較するとどちらかという対側半球で同側半球よりも振幅が大きいという知見も報告され(岩瀬 1974<sup>45)</sup>, 柴崎 1976<sup>102)</sup>)、運動皮質のみでなくより広汎な大脳皮質の準備状態を反映するものと考えられた。しかしこのような成分分布に関する見解の不一致は、幾つかの下位成分から構成されるRPを一括して取り扱っていたために生じたものであろう。陰性変動開始直後のRPは、正中中心部のCzで最大振幅を示し左右対称性に分布するが、筋収縮開始の約400msec前から、運動肢と対側半球でより優位となることがDeecke et al. 1977a<sup>21)</sup>により報告されて以来、多相性RPの頭皮上分布

についての検討は、各相(成分)に分けて行われるようになってきており (Shibasaki et al. 1980a<sup>103</sup>), Barrett et al. 1986<sup>11</sup>), 現在では、BP は皮質全般性に認められ、NS'では運動肢と対側の脳半球に限局することが知られている(柴崎 1982<sup>105</sup>)。本研究においても、柴崎や Barrett et al.の報告と同様に、皮質活性の変化の様相を見出すことができたが、RPの下位成分をモデル化して分離計測することで成分のより正確な振幅情報を得ることが可能になった。

脳深部に発生源を持つ脳電位成分は頭皮上では広範な分布パターンを示すことが知られ、RP成分の発生には脳幹等の脳の深部構造が関与していることが示唆されている(Deecke et al. 1976<sup>20</sup>)。従って皮質全般性に認められるとされるBPの成因にも脳の深部活動が寄与していることが推測される。運動への意欲や情動に関する脳機能は、辺縁系という比較的脳の深部で担われていることが知られており、BPが運動準備の初期段階で観察されることを考慮すると、BPは運動の欲求に対応した脳活動との関連性が推察される。本研究でも、当初、BPは頭皮上広範に分布することが予測されたが、計測の結果、前頭部で比較的大きな成分振幅を示した。運動反応に対する動機づけや命令刺激に対する予期等の心理的要因を反映する脳電位成分として、予告刺激を伴う反応時間課題時に記録される随伴陰性変動(CNV)が知られ、この成分も頭皮上前方に分布することが報告されている(Walter et al. 1964<sup>124</sup>)。従来、BPはCNVの構成要素の一つとして考えられてきたが、随意運動に伴うBPが認められない小脳の遠心性経路損傷患者においてもCNVが観測されることが報告されているため(Ikeda et al. 1994<sup>38</sup>)、両者の発生メカニズムについて共通概念を適用することはできない。しかし、情動の生起に関与する辺縁系が、前頭連合野に強い投射系をもっていることも考慮すると、随意収

縮開始に対する意欲等の心理的要因との関連が強い前頭部において、BPは大きな成分振幅を示したものである。辺縁系の構成要素である帯状回は補足運動野にも強い出力系を持ち(丹治ら 1993<sup>117)</sup>、BP発生に対する補足運動野の寄与も示唆されてきているが(Barrett et al. 1986<sup>11)</sup>、Neshige et al. 1988<sup>73)</sup>、いずれにしろ、辺縁系からの皮質投射系の影響が大きいことが推測される。また、運動の企画を担当する大脳皮質としては、前頭前野や帯状回からの入力系がある補足運動野や運動前野等が知られており(Matsuzaka et al. 1992<sup>63)</sup>、丹治ら 1993<sup>117)</sup>、運動前野の活動との対応性が示唆されているIS(Barrett et al. 1986<sup>11)</sup>)は、運動のプログラミングの過程で皮質活動の中心が中心部近傍に移ったことを反映して中心部付近の振幅が高くなっているものと思われた。さらに、NS'成分は運動指令の最終出力部位である運動肢と反対側の左中心部の運動皮質で大きな振幅を示したものと考えられる。以上のように、各成分が活動を反映する皮質領域の機能的役割を考慮すると、それぞれ随意収縮の開始に向けた中枢における欲求、企画、実行の各情報処理活動を担っている可能性がある。

運動準備にともなう皮質活性の状況について、本研究では、成分振幅の等高線表示を指標とした検討を行った。等高線図の作成に当たっては、ランダムな配置の観測点から得られるデータの誤差を最小限にとどめるために、近傍3つの観測点から欠測点のデータの補間を行う手法(Akima 1978<sup>4)</sup>)を用いたが、観測点の少ない領域の推定精度は低いことが指摘される。さらに精度を向上させた検討のためには、今後脳波の導出部位を増やす等の改善を行う必要がある。

しかし頭皮上から導出される脳波は、インピーダンスの高い頭蓋や頭皮を通して記録されるため、本来の脳波成分の発生源に比してかなり広

がった振幅分布を示すことになる。近年、MRCPの硬膜下記録において、下位成分の分布は極めて局在することが報告され、Fig.3-1-5に示すように、頭皮上脳波では皮質全般性の活動を示すRPの前期成分BPも、硬膜下記録では両側の運動野や補足運動野に局限しているとされる(Neshige et al. 1988<sup>73)</sup>)。このようなMRCPの波源推定に関しては、発生源導出(source derivation: SD, Hjorth 1975<sup>36)</sup>, 石山 1990<sup>43)</sup>)法による脳波記録と脳磁図記録(MEG)の利用が有効であると思われる。SD法では頭皮上の探査電極近傍に存在する電位発生源を比較的容易に推定できる利点があるが、脳深部から波及する電位の検出感度は低いことが指摘されている。一方MEGは、脳波に比べ電気伝導による拡散や減衰等の影響を受けにくいいため波源推定の精度が高く、運動関連磁場の局在部位も特定されつつある(Kristeva et al. 1991<sup>55)</sup>)。しかし、MEGの計測システムは高価なため、現状でRP等の成分の振幅分布についての検討を行う場合には、SD法による脳波導出の実施が実用的な手法であると考えられる。

以上、頭皮上で観測されるRPを対象として、時間的に重複して観測される構成成分を分離計測した。これにより、運動準備に伴う中枢の情報処理活動について定量的に検討することが可能になったが、この手法は、片麻痺やパーキンソン病、さらには脳性麻痺のような中枢性の運動機能障害者の、円滑な随意運動発現を妨げている障害要因の解明にも有効と考える。

### 3.1.6. 要約

ヒトの中枢運動準備過程の特徴について解明するために、頭皮上で時

間・空間的に重畳して観測されるRPの下位成分BP, IS, NS' を分離して計測した。この手法では、随意収縮の開始に先立つ脳の準備過程をカスケード(連続)型の神経情報処理モデルで表現し、順次活性化する情報処理神経ユニット活動の出力を充電(活性化)関数で記述するRPのモデル成分と考える。

実験は健常成人9例を対象として行い、上腕三頭筋の等尺性収縮を随意的にしかも急速に行った際の脳波を頭皮上8部位から両耳朶を基準として単極導出し、加算平均操作によりMRCPを算出した。その後、MRCPの運動前陰性電位変動であるRPの下位成分を分離計測し、成分間の活性化過程の時間関係や頭皮上振幅分布を指標とした検討を行った。

本研究で得られた結果を模式化してFig.3-1-6に示す。RPの陰性変動が筋収縮の開始に向けて傾斜が次第に増し、下位成分BPとIS, ISとNS'の活性化過程の時間的重複が定量計測指標により示され、運動準備に際して設定される階層的情報処理活動が、認知科学の領域で提唱されている脳活動の並列的特性によりモデル表現できることが確認された。また成分の活性化速度は、筋収縮の開始に向けて順次増大しており、情報処理速度の加速が推測された。

さらに、相互に重複している下位成分を分離同定することで、より正確な成分の振幅計測が可能になった。モデル成分の頭皮上分布から、BPからNS'にかけて前頭部から中心部を経て運動肢(右上腕)と対側の左中心部へ移行していく様子が示された。これらは、運動の欲求,プログラミング,実行の各準備活動にそれぞれ対応する可能性があると思われた。

### 3.2. 運動準備に伴う皮質覚醒状態の変化

#### —運動準備電位出現時の脳波基礎律動( $\alpha$ 波)の検討—

##### 3.2.1. はじめに

前節で、運動準備の中樞神経活動の特徴を検討する際、RP下位成分を分離計測することの有効性について述べてきたが、一方MRCPの算出に際し、加算平均操作により除去される脳波基礎律動(背景脳波活動)も随意運動の準備と無関係ではなく、アルソー波(またはMUリズム)の抑制や、 $\beta$ 波成分のパワーの減少等の変化が生じることが報告されている(Gastaut et al. 1952<sup>28)</sup>, Netz et al. 1984<sup>74)</sup>)。脳波基礎律動の中でも視床に由来する $\alpha$ 波は、視覚刺激や聴覚刺激等によって脱同期化(ERD)するが、同様な変化は随意収縮の準備に際しても検出され(Pfurtscheller et al. 1977<sup>82)</sup>)、RPの出現によって脱同期化が進行してパワーが減少すること(Pfurtscheller et al. 1980<sup>83)</sup>)や、速波化すること(Pocock 1980<sup>86)</sup>)等が報告されている。しかし、このような運動準備に伴う $\alpha$ 波のERDは認められない場合もあるとされる(Nets et al. 1984<sup>74)</sup>, 鮫島ら 1984a<sup>86)</sup>)。これらの研究では、周波数分析方法上の制約から、複数の成分から成る $\alpha$ 波を一括して取り扱わざるをえず、データ解析の精度が低いため、一致した見解を得ることができなかつたものと考えられる。

$\alpha$ 波の構成成分に関しては、近接する周波数領域に複数存在することが知られるが、鈴木(1974)<sup>111)</sup>によれば、後頭部、頭頂部に優勢で頭皮上全般に分布する広汎性成分と中心部近傍に比較的限局する限局性成分とに大別され、広汎性成分は視覚刺激により、限局性成分は運動及び触覚

刺激によってERDを生じると報告されている。鈴木ら(1990a<sup>113)</sup>, 1990b<sup>114)</sup>)は、RP出現前後の脳波を周波数分解能の高いMEM法を用いてスペクトル解析を行い、 $\alpha$ 波の周波数構成成分をDFP法によりローレンツ波形を当てはめて分離することで、広汎性の成分と限局性の成分を定量的に同定し、随意収縮の準備に伴って限局性成分のパワが運動肢の対側半球を中心に抑制され、広汎性成分が頭皮上全般に優勢になることを見いだしてきた。

この様なRP出現による $\alpha$ 波成分の変化は、運動準備に関連した皮質の覚醒状態や脳の協応活動の変化を示唆する。しかし、事象の生起に関連した脳の覚醒系は、皮質全般性のものと限局性のものが推定されることが示唆されており、 $\alpha$ 波の変化とRP等の事象関連電位(ERP)との時間的関連から、ERPの発生初期には皮質全般性の覚醒系が誘起され、次第に課題遂行に直接関係する限局した皮質の覚醒に至ると考えられている(中村 1990<sup>71)</sup>)。従って、随意収縮の生起に伴う脳の覚醒状態の検討も、運動準備の時間経過による $\alpha$ 波成分の変化について行う必要があると思われる。また、随意運動の準備に伴う脳の協応活動の変化の解明には、頭皮上脳波の部位間関係について検討する必要があり、これに関してコヒーレンス関数や位相差等が有効な指標として用いられている。本章では、RPの前期成分BPと後期成分IS及びNS'に相当する区間の $\alpha$ 波を対象として、第2章で述べた周波数分解能の高い2次元ARモデルによるクロススペクトル解析(Jones 1974<sup>47)</sup>)を行い、運動準備に伴う皮質覚醒の各段階に対応した広汎性及び限局性成分の変化を検討した。

### 3.2.2. 実験方法

#### a. 被験者

被験者は、Table 3-2-1に示す健常者8名（年齢19才0ヶ月～25才4ヶ月（全例右利き））を対象とした。

#### b. 実験手続及び記録方法

被験者は、シールドルーム（遮音効果40dB、調光装置付）内において安楽椅子に座り、歪みゲージ式荷重変換器（共和電業製：LU-100KE）に取り付けた鉄棒の他端に固定されたアルミ板に利き手をセットし、前腕の弛緩状態からの急速な伸展または屈曲動作を5秒以上の任意の間隔で行った。疲労を避けるため5回毎に約30秒間の休憩をはさみ、計70回の急速動作を行った。試行は閉眼状態で実施した。

脳波は、国際10-20電極配置法に基づく6部位、正中線上の前頭部Fz、中心部Cz、頭頂部Pz、後頭部Oz、左右中心部C3、C4と、さらにCzとC3の midpoint C3'、CzとC4の midpoint C4'の2部位、計8部位から両耳朶を結線したものを不関電極として単極導出した。同時に、上腕三頭筋（伸展時）又は上腕二頭筋（屈曲時）の表面筋電図を、筋腹中央においた電極から上腕骨外側上顆を不関電極として単極導出した。脳波及び表面筋電図の記録には、銀-塩化銀小型皮膚電極（ユニークメディカル製：TS-90-42）を用いた。また、前腕の急速動作に伴う運動反応波形は歪みゲージ式荷重変換器を用いて検出し、動歪み測定器（共和電業製：DPM-310A）を用いて増幅した。以上の現象を生体现象用増幅器（日本電気三栄製：1A94）で紙記録し、同時にデータレ

コーダー (共和電業製:RTP-600A) により磁気記録した。

### 3.2.3. 分析方法

紙記録の視察により、眼球運動及び筋電図等のアーチファクトの混入が無く、急速動作の様相が一様な区間を脳波の分析対象とした。

分析区間及び分析方法をFig.3-2-1に示す。MRCPの算出には、パーソナルコンピュータ(日本電気製:PC-9801VM4)を用い、運動反応に伴う表面筋電図の相動性放電開始時点を基準として、その前約7.5秒間、後約2.5秒間を50回加算平均して求めた。その後、RPの構成成分BP, IS, NS'の出現区間を各被験者毎に同定した。しかる後、RPの陰性変動開始前(pre-BP), RPのBP成分出現区間(BP), 及び筋収縮開始直前のIS, NS'成分出現区間(pre-M)それぞれ1.5秒間ずつを、50回の脳波基礎律動のデータについて、パーソナルコンピュータを用いて2次元ARモデルによるクロススペクトル解析を行い、各部位のオートパワスペクトルと、部位間関係の指標であるコヒーレンス関数及び位相差を算出した。その際ARモデルの次数は20次に設定した。なお、オートパワスペクトルとクロスパワスペクトルの $\alpha$ 波帯域内の周波数構成成分は、DFP法により分離して広汎性成分と限局性成分とを同定した。成分の頭皮上部位間関係の検討はクロスパワスペクトルでピークの認められた周波数成分について行い、後頭部に優勢な広汎性成分はOzを、中心部に比較的限局する限局性成分は運動肢の対側の中心部を基準として、各部位のコヒーレンス値と位相差を求めた。

### 3.2.4. 結果

#### a. RPの出現経過による頭皮上 $\alpha$ 波成分の変化

まず、 $\alpha$ 波成分の頭皮上分布と、この成分のRPの出現前後(pre-BP, BP)及び筋収縮開始直前(pre-M)にかけての変化の特徴を見るため、各部位脳波のオートパワスペクトル(スペクトル包絡線)とその構成成分の分離結果をFig. 3-2-2に例示する。スペクトルは脳波の導出部位毎に示されており、各部位では左側から時間経過を追ってpre-BP, BP, pre-Mを示している。

$\alpha$ 波が複数の周波数成分から構成されている者は8例中5例に認められた。他の3例の $\alpha$ 波は、単一周波数成分から構成されていた。図の例では、全導出部位において、RP出現前(pre-BP)の $\alpha$ 波は9Hzと10Hz付近にピークを持つ二つの周波数成分で構成されている。9 Hz前後の周波数の低い成分は、頭皮上各部位で準優勢となっているが、より前方の部位のCzとFzでは後方のPzやOzよりも比較的大きなパワを示している(限局性成分)。この成分のパワは、BPの出現(BP)で全導出部位において若干増大しているが、筋収縮開始直前のpre-Mでは頭皮上前方の部位で抑制され、後方のPzとOzにおいては成分が消失している。一方10Hz前後の周波数の高い成分は頭皮上全般に優勢で(広汎性成分)、BPの出現により頭皮上前方でいったんパワが抑制されるが、筋収縮開始直前には増加している。このようなRPの出現経過による $\alpha$ 波成分の変化傾向は、複数の周波数成分の存在が認められた5例に共通して見られた。

b. RPの出現経過による $\alpha$ 波成分の頭皮上部位間関係の変化

RPの出現前後と筋収縮開始直前の $\alpha$ 波成分の頭皮上部位間関係の変化について、広汎性 (Generalized) 及び限局性 (localized) 成分のコヒーレンス関数と位相差を Fig. 3-2-3 に示した (被験者平均)。なお、本研究では 8 例という小数データの解析結果であるため、図示した変化に優位差を見いだすことはできなかった。そこで、変化傾向についての集計結果を正中線方向 (Midline) と Cz を通る左右中心線方向 (Transverse) 毎に、例数で Table 3-2-2 に括め、主傾向には斜影をつけて記し、これを平均的变化として以下に記した。

広汎性成分は前述のように頭皮上全般に優勢で、BP出現時に強度が抑制される。この成分の Oz を基準とした各部位のコヒーレンス値は、Pz, Cz と前方にかけて次第に減少しているが、Fz では Cz よりも若干大きい値となっている。RPの出現経過による変化は、BPの出現で低下し、筋収縮開始 (pre-M) に向けて上昇する傾向となっている。同成分の位相は後頭部 Oz から前頭部 Fz にかけて進みを示し、位相差は BP 出現時に減少し、筋収縮開始直前に増大する傾向を示す。これらの広汎性成分におけるコヒーレンス値と位相差の変化傾向は、正中線方向と左右中心線方向で共通に認められる。一方、筋収縮の開始直前に強度が抑制される限局性成分について、運動肢の対側の C3 を基準としたコヒーレンス値は、Oz を除く正中線上及び左右中心線上において、BPの出現と筋収縮開始に向けて次第に上昇している。この成分の位相は、C3 から C4 にかけて進みが見られる例が 5 例中 4 例、遅れる例が 1 例に見られたが、ここでは位相差の大小の変化を検討するためにグラフは絶対値 (ABS) で示した。位相差の変化は筋収縮の開始直前に顕著に認められ、左右中心線上の C4' を除く各部位で

位相差は減少傾向を示している。正中線方向では、0zにおける位相差の変化が顕著であり、変化の傾向は左右中心線方向と同様であった。

### 3.2.5. 考察

$\alpha$ 波は、視覚刺激、聴覚刺激等の感覚刺激や、随意運動の発現等に伴う皮質活動により、つまり事象の生起により惹起される脳の覚醒により脱同期化(ERD)する事が知られている(Pfurtscheller et al. 1977<sup>82)</sup>)。随意収縮の準備による $\alpha$ 波の連続的な変化はPfurtscheller et al. (1980<sup>83)</sup>)によって報告され、RPの出現により $\alpha$ 波は脱同期化してパワーが抑制され、この脱同期化は運動肢の対側の運動野においてRPが最大振幅を示した時点で最も顕著であるとされている。しかし、これらの現象は、 $\alpha$ 波帯域パワーの包絡線の変化により認められたものであり、複数の成分から構成されると考えられる $\alpha$ 波成分を定量的に解析して得られたものではない。本研究では、 $\alpha$ 波を広汎性成分と限局性成分に分離して、RPの出現前と、RPの前期成分BPの出現時、さらには筋収縮開始直前の $\alpha$ 波成分を検討することで、運動の中核準備段階における変化の存在が認められた。また、これらの $\alpha$ 波成分の頭皮上部位間関係について、2次元ARモデルによるクロススペクトル解析を行い、コヒーレンス関数と位相差を指標として運動準備に伴う脳の協応活動の変化を検討した。

RPのBP出現時に広汎性成分のパワーが抑制され、後頭部と各部位のコヒーレンス値が低下しており、これは運動準備の初期段階で皮質全般性の覚醒系が駆動されて大脳皮質全体が活性化し、広汎性成分が脱同期化したことを示すものと思われた。頭皮上の $\alpha$ 波のリズム形成には、脳幹に

よりコントロールされている視床諸核が関与し (Andersen et al. 1968<sup>7)</sup>, Andersson 1971<sup>8)</sup>), 視床がペースメーカーの役割をはたしていると考え、視床→白質→皮質→頭皮上とリズムが波及してくることが報告されている (三村ら 1974<sup>9)</sup>)。RP成分の発生にもやはりこれらの脳の深部機構が関与していることも推定されており (Deecke et al. 1976<sup>20)</sup>)、BP成分の出現と広汎性 $\alpha$ 波成分の脱同期化には、共通の脳内機序が関与しているものと推測される。また広汎性成分の位相関係については、Suzuki (1974)<sup>112)</sup>の報告と同様に、後頭部に比してそれより前方の部位で位相が進むことが示された。頭皮上の $\alpha$ 波と視床リズムとの相関関係の解析から、 $\alpha$ 波はそこに投射している視床における位相関係を反映するとされ、視床では、前方に最も基本となる部位があり、そのリズムが漸次後方へ波及していくことが報告されており (Andersen et al. 1967<sup>6)</sup>)、頭皮上で見られる位相関係と一致する。また、BPの出現によって後頭部と各部位の位相差は減少していた。随意収縮の準備に伴う同様の変化はPocock (1980)<sup>86)</sup>によっても報告されている。頭皮上の $\alpha$ 波の位相関係には、上記の様な視床との関連に加え、travellingと呼ばれる皮質伝播機構が関与し、 $\alpha$ 波が皮質の神経結合を通して部位間を移動することが報告されており (Petsche 1972<sup>80)</sup>)、BP出現時の広汎性成分の位相差の減少は、皮質全般性の覚醒により、成分の皮質伝播速度が速まることを反映しているものと推測される。筋収縮の開始直前には、広汎性成分のパワは増大し、コヒーレンス値も上昇しており、運動準備の最終段階では皮質全般性の覚醒がすでに終了したことを反映して広汎性成分が再び同期化し、運動開始に向けて皮質全体の協応活動が高まっていることを示唆する。

一方限局性成分の変化は主として筋収縮の開始直前に認められ、パワは抑制されて位相差が減少しており、これは運動開始に向けた運動皮質

の活性化によって限局性成分の脱同期化が進行するとともに、同成分の皮質伝播速度が速まったことを示すものと推測された。

$\alpha$ 波は、視床-皮質投射系のニューロン結合によって選択的にコントロールされる (Lopes da Silva et al. (1974)<sup>58)</sup>)。RPの電位変動開始前には予め設定された割合で限局性成分と広汎性成分が出現しているとすれば、RPの初期成分BP出現時には皮質全般性の覚醒により広汎性成分が選択的に抑制され、筋収縮開始直前には運動皮質の活性化によると考えられる限局性成分の抑制と相俟って広汎性成分が頭皮上全般に優勢になるものと推測された。

以上の如く、運動準備に伴う脳の覚醒状態に対応した $\alpha$ 波成分の変化について検討することにより、広汎性成分が運動準備の初期の皮質全般性の覚醒を、限局性成分が運動開始直前の運動皮質の活性化を反映して脱同期化することが示された。本研究では、 $\alpha$ 波の主要周波数構成成分である広汎性及び限局性成分を対象として解析を行ったが、この他にもarceau波 (Gastaut et al. 1952<sup>28)</sup>)等の運動や触覚刺激によって抑制される成分が見られる場合もあり (muリズム (Kuhlman 1978<sup>56)</sup>), rolandicリズム (Chatrian et al. 1959<sup>17)</sup>), wicketリズム (Gastaut et al. 1954<sup>29)</sup>)とも呼ばれる)、併せて検討を行う必要がある。また頭皮上 $\alpha$ 波の部位間関係は、広汎性成分は後頭部を、限局性成分については運動肢の対側の中心部を基準としてコヒーレンス関数や位相差について検討を行ったが、エントロピー解析法や有向コヒーレンス法等の情報の流れを解析する手法が頭皮上脳波の解析にも適用されるようになり (Inouye et al. 1982<sup>39)</sup>, 1983<sup>40)</sup>)、今後これらの手法も併用して各成分の発生源を同定し部位間の相関関係や皮質伝播特性について検討を進める必要がある。

### 3.2.6. 要約

脳波の基礎律動の中でも $\alpha$ 波成分は脳の覚醒状態を反映し、開眼（視覚刺激）により抑制されることが知られるが、随意収縮の準備に際しても中心部近傍で脱同期化する事が報告されている。 $\alpha$ 波成分は性質の異なる幾つかの周波数成分で構成されており、運動準備による変化を検討する際にもこれらの成分を分離して個別に検討する必要がある。本研究では、後頭部に優勢で頭皮上全般に見られる広汎性成分と中心部近傍に比較的限局してみられる限局性成分のそれぞれについて、RPの出現経過による変化を解析し、随意収縮の準備に伴う脳の覚醒状態と協応活動の変容について、成分の頭皮上分布と部位間関係を基に検討した。

実験は健常者8例を対象として行い、上腕三頭筋の急速な随意的等尺性収縮時の脳波を頭皮上8部位から両耳朶を基準として単極導出した。解析は、RPの陰性変動開始前(pre-BP)、RPのBP成分出現時(BP)、筋収縮開始直前(pre-M)の脳波を対象として、二次元ARモデルによるクロススペクトル解析を行い、成分の部位間関係を検討した。また、スペクトル上において観察された複数個の周波数構成成分は、DFP法によりローレンツ波形をあてはめて分離した。

得られた結果をFig.3-2-4に模式化する。RPのBP成分出現時に皮質全般性の覚醒を反映して広汎性成分が脱同期化しパワーが抑制された。筋収縮の開始直前には、広汎性成分は同期化してパワーが増加し頭皮上部位間の相関が上昇した。一方、限局性成分は運動皮質の活性化を反映して筋収縮開始直前に脱同期化しパワーが抑制された。このように $\alpha$ 波の成分を分離・計測することで、運動準備の初期段階では皮質全般性の覚醒系が、運動遂行の直前には運動皮質に限局した覚醒系が駆動される様子が示された。

Table 3-1-1 被験者リスト

被験者	年齢	性別	利き腕
Nor-1 A.N	20:02	M	R
Nor-2 N.I	22:00	F	R
Nor-3 K.S	23:01	F	R
Nor-4 A.T	23:09	F	R
Nor-5 S.M	19:00	F	R
Nor-6 S.K	19:07	F	R
Nor-7 H.A	19:10	M	R
Nor-8 O.K	21:07	M	R
Nor-9 A.N	21:01	F	R

M:male R:right

F:female L:left

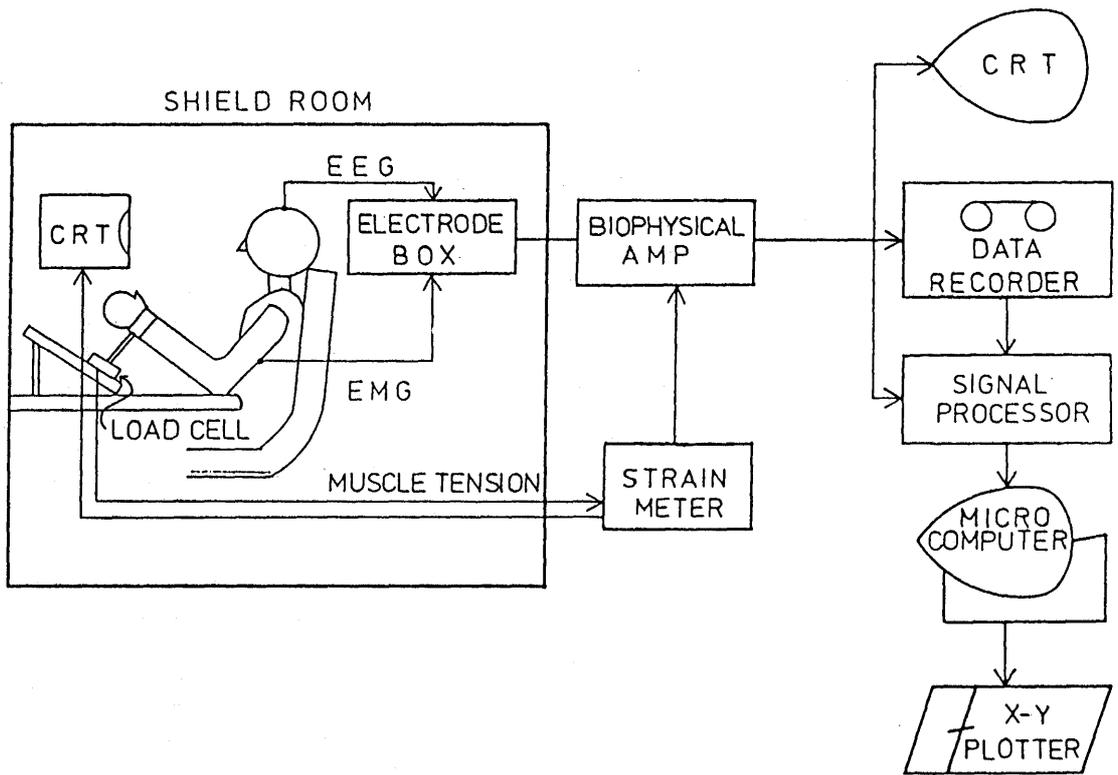


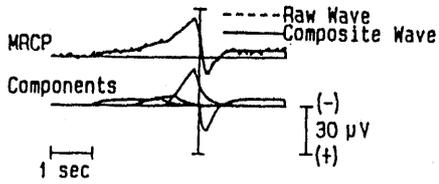
Fig.3-1-1 実験状況と実験装置のブロック図

Table 3-1-2 モデル成分生成パラメータ

	$\tau$ msec	$\tau+T$ msec	k	a $\mu$ v	amp $\mu$ v
BP	-2698.2(653.6)	-1086.8(575.0)	2.94(1.04)	5.60 (1.87)	5.39(1.34)
IS	-1484.0(313.6)	-365.2(216.3)	7.42(1.91)	8.71 (2.89)	6.41(1.62)
NS'	-673.3(215.1)	43.1(130.7)	9.07(1.03)	39.14(13.50)	14.77(3.86)

$\tau$  : activation start time (time lag)  
 $T$  : duration of activation  
 $k$  : rate constant for activation  
 $a$  : activation level  
amp : amplitude  
( ) : SD

Normal



### MRCP Component Latency

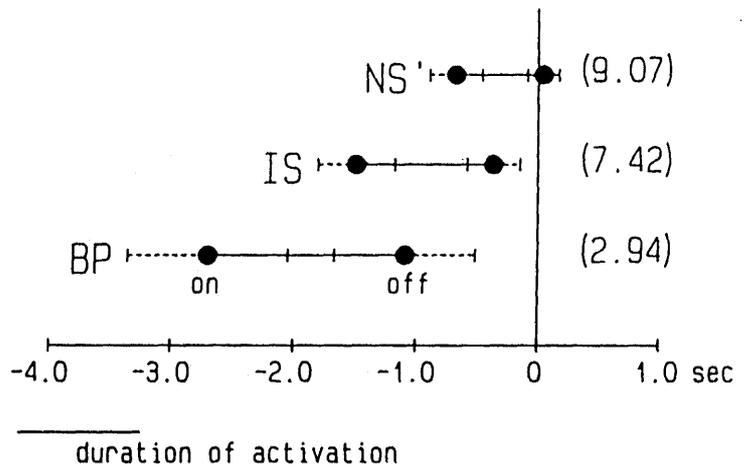


Fig. 3-1-2 中心部Czにおける運動関連脳電位波形(例(左図))と準備電位下位成分の活性化の時間経過(被験者平均(右図):成分の活性化の持続時間を実線で示し活性化の開始と終了時間の平均値を黒丸で点線の標準偏差とともに示す。なお括弧内には成分活性の速度定数を記す)

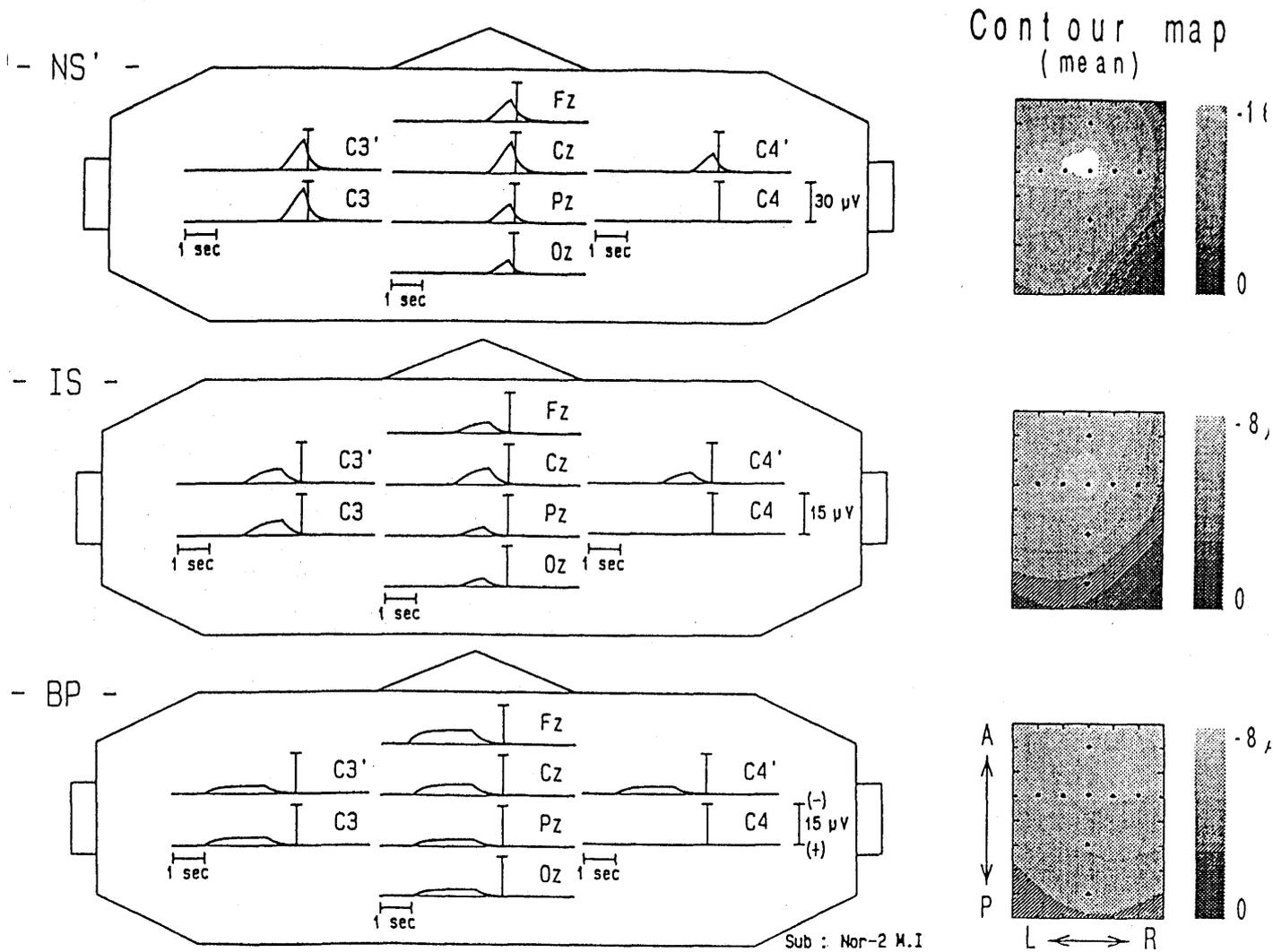


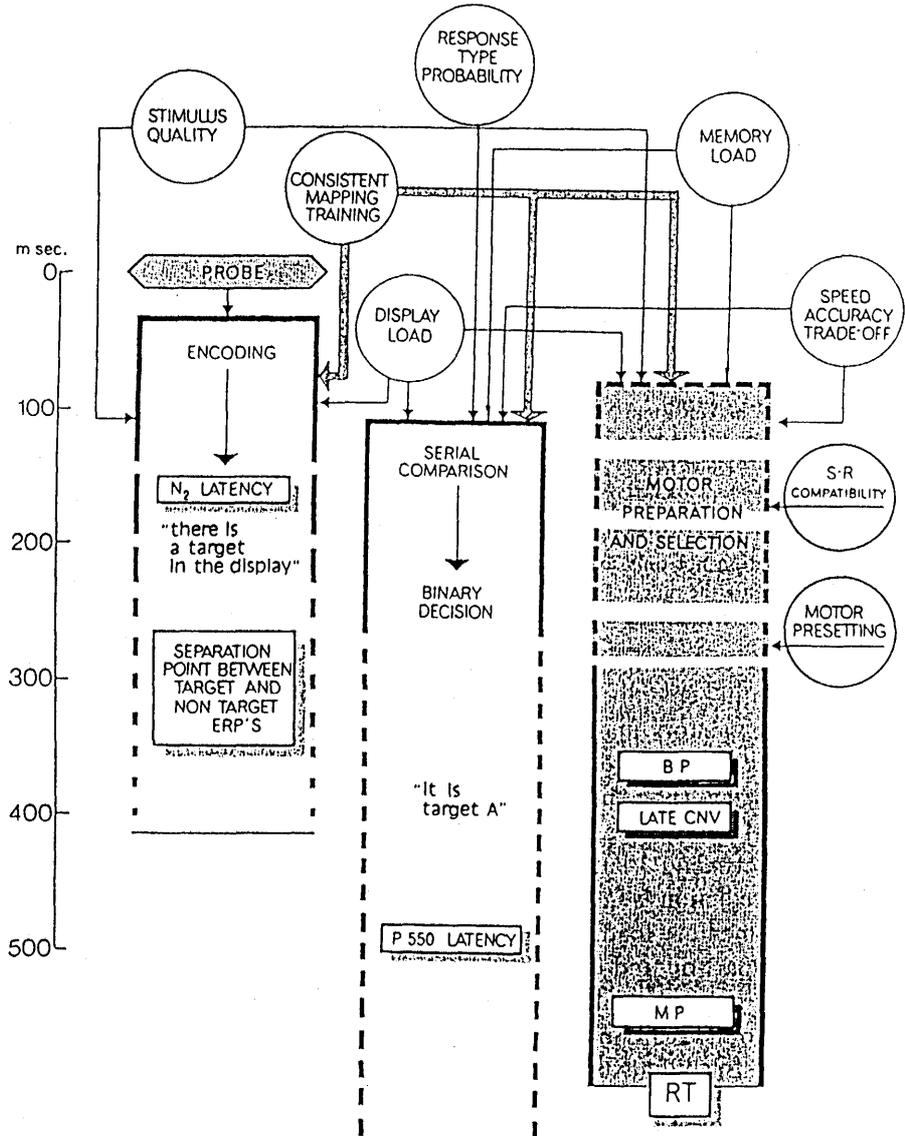
Fig.3-1-3 準備電位下位成分の頭皮上振幅分布

左側：成分の頭皮上分布(例示)

右側：成分振幅の等高線表示(被験者平均)

A:anterior P:posterior L:left R:right

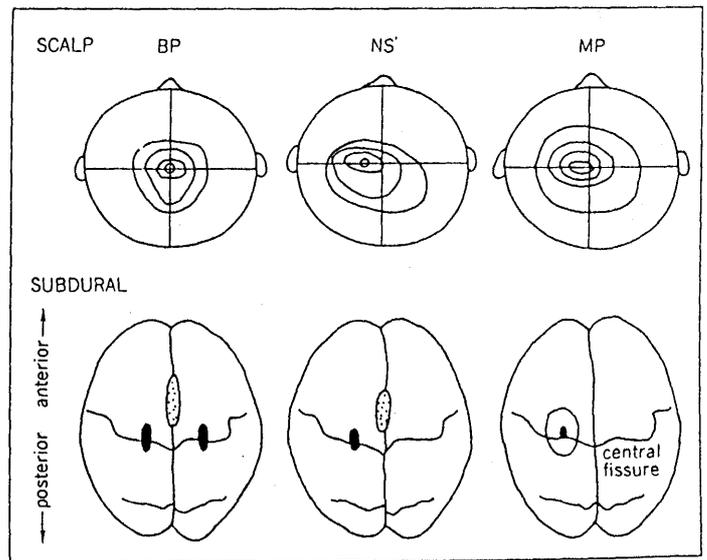
OVERLAPPING STAGES IN ITEM RECOGNITION



刺激の符号化過程 (左), 連続的比較と2進法的決断過程 (中央), 運動の準備と選択過程 (右) は並列的に始動しており, それぞれ N2 潜時, P 550 (P 3) 潜時, 反応時間と関連する. 各段階に影響する要因が円の中に示されている.

Fig.3-1-4 記憶探索課題における刺激情報処理の並列モデルと事象関連電位成分 (Rösler 1986<sup>90</sup>) より引用)

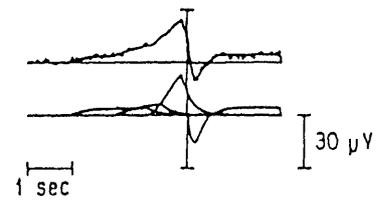
上段 (SCALP) は頭皮上記録,  
 下段 (SUBDURAL) は硬膜下  
 電極による記録



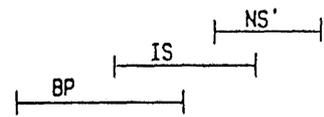
随意的右手中指伸展運動に伴う BP, NS', MP の発生源

Fig. 3-1-5 頭皮上記録と硬膜下記録による運動準備電位成分の発生源探索  
 (Neshige et al. 1988<sup>73)</sup>より引用改変)

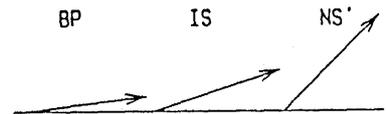
Normal



Onset & Offset  
Latency



Rate Constant



Max Amplitude

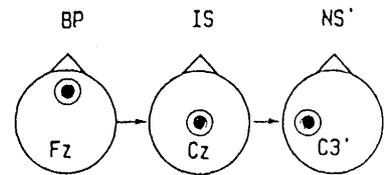


Fig.3-1-6 準備電位下位成分の分離計測結果のまとめ

上段：成分活性の時間経過

中段：成分の活性化速度

下段：成分振幅

Table 3-2-1 被験者リスト

被験者	年齢	性別	利き腕
Nor-1 A.N	20:02	M	R
Nor-2 A.T	23:09	F	R
Nor-3 S.K	19:07	F	R
Nor-4 S.K	23:01	F	R
Nor-5 A.K	22:07	M	R
Nor-6 K.S	21:08	M	R
Nor-7 S.M	19:00	F	R
Nor-8 Y.K	25:04	F	R

M:male R:right  
F:female L:left

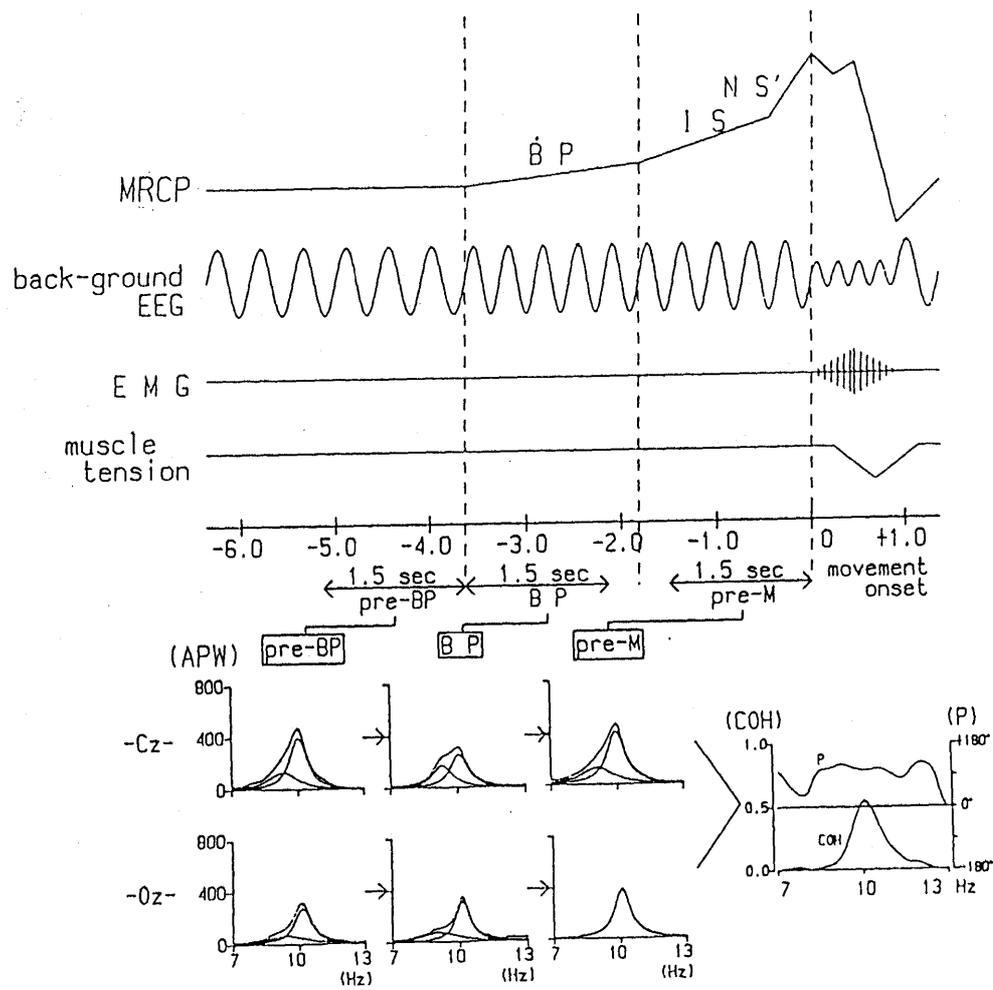


Fig.3-2-1 準備電位出現時の $\alpha$ 波成分の分析区間と分析方法

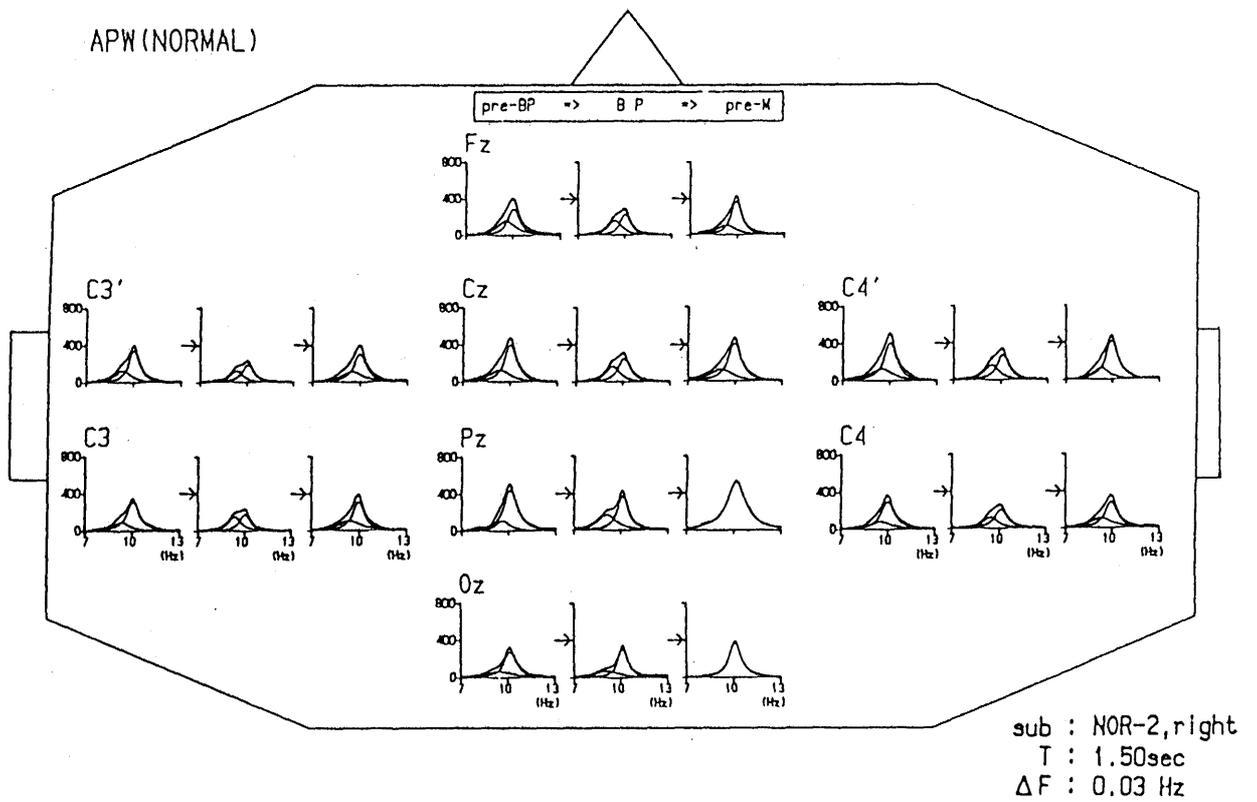


Fig.3-2-2 準備電位の出現経過(前・後, 筋収縮開始直前)による $\alpha$ 波成分の頭皮上分布の変化(被験者例:Nor-2, 右利き)

pre-BP => BP => pre-M

NORMAL (mean)

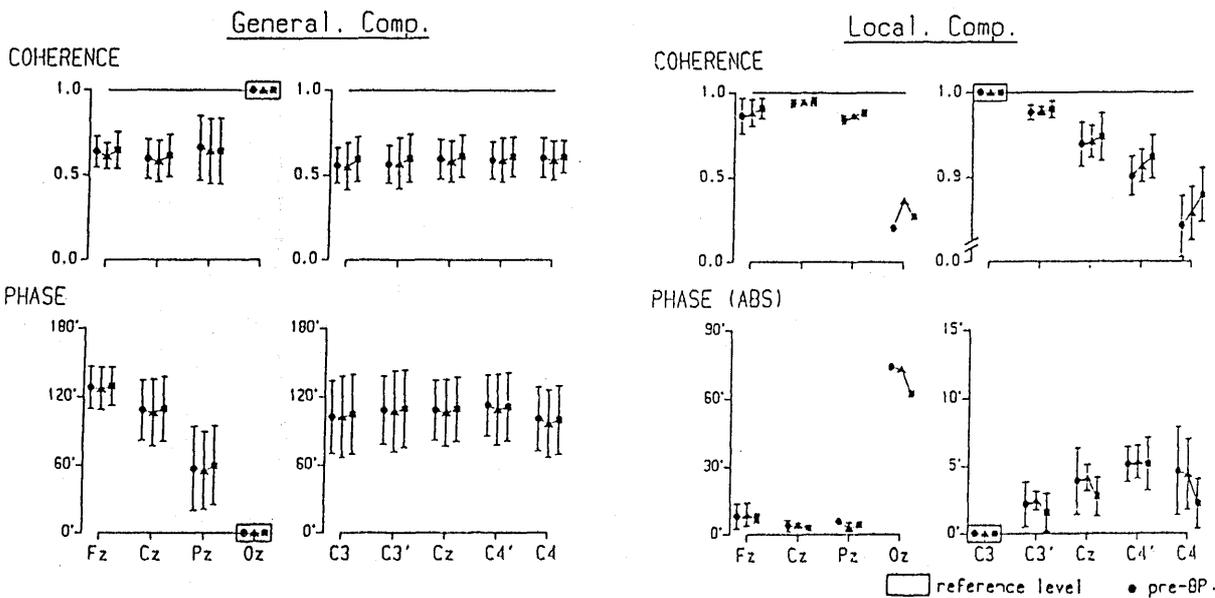
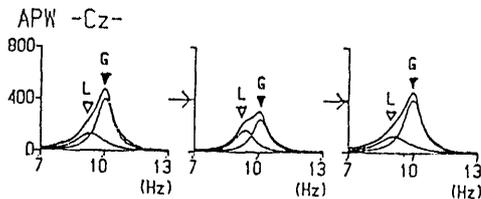


Fig. 3-2-3 準備電位の出現経過によるα波成分のコヒーレンス関数と位相差の変化(被験者平均, 左側: 広汎性成分 右側: 限局性成分)

Table 3-2-2 備電位の出現経過によるα波成分のコヒーレンス関数と位相差の変化傾向

General Comp.

		pre-BP → BP			BP → pre-M		
COHERENCE	M	-(2/8)	↑(2/8)	<del>///</del>	-(0/8)	<del>///</del>	↓(2/8)
	T	-(1/8)	↑(1/8)	<del>///</del>	-(0/8)	<del>///</del>	↓(1/8)
PHASE	M	-(2/8)	↔(2/8)	<del>///</del>	-(1/8)	<del>///</del>	↔(1/8)
	T	-(0/8)	↔(2/8)	<del>///</del>	-(2/8)	<del>///</del>	↔(1/8)

Local Comp.

		pre-BP → BP			BP → pre-M		
COHERENCE	M	-(3/5)	↑(2/5)	↓(0/5)	-(3/5)	↑(1/5)	↓(0/5)
	T	-(1/5)	<del>///</del>	↓(0/5)	-(0/5)	<del>///</del>	↓(1/5)
PHASE	M	-(1/5)	↔(2/5)	↔(2/5)	-(2/5)	↔(0/5)	↔(2/5)
	T	-(1/5)	↔(3/5)	↔(1/5)	-(0/5)	↔(1/5)	<del>///</del>

括弧内: 成分の変化例数/成分の存在例数 COHERENCE . . . ↑: 上昇 ↓: 下降  
 射影部: 主傾向 PHASE . . . ↔: 増大 ↔: 減少  
 - : 不変

M: Midline T: Transverse

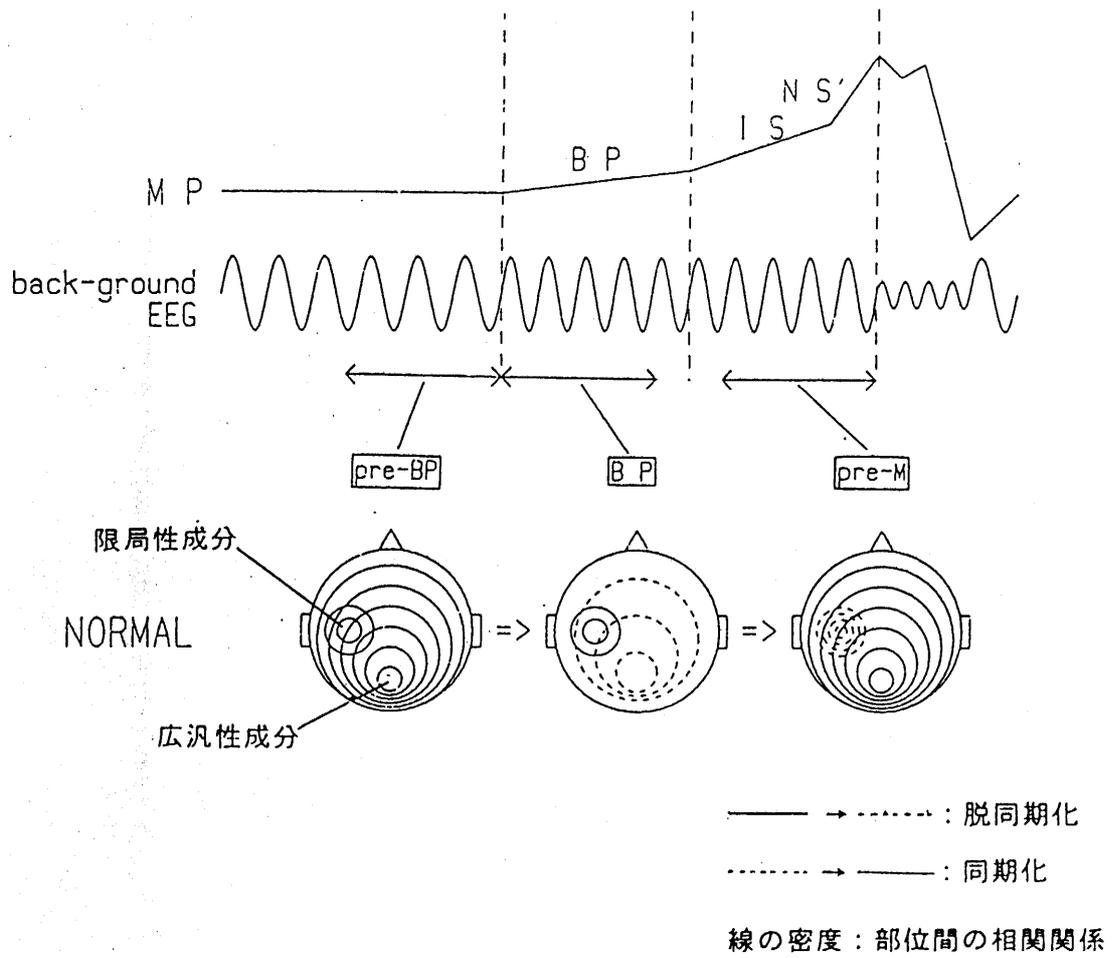


Fig.3-2-4 準備電位の出現経過による $\alpha$ 波成分の頭皮上部位間関係の変化のまとめ

## 第 4 章 運動実行と運動知覚特性の 解析

円滑な随意運動の遂行には、前章で示したような中枢における運動準備性の情報処理神経活動と皮質覚醒の状態変化(焦点化)が重要である。しかし随意運動は、運動中枢からの一方的な運動指令に基づいて遂行されるのではなく、末梢運動実行器としての筋が円滑に作動すること、さらには遂行した運動についての感覚情報を、筋紡錘や腱紡錘等の固有受容器や他の感覚器を通して検出し動作に修正を加えることでより適切なものとなる。そこで本章では、筋の運動実行特性について表面筋電図を指標とした検討を行い、さらには、遂行した運動を感覚評価し、心理的過程に変換する運動知覚特性について、主観的評価値と運動感覚誘発電位を用いて検討した結果について述べる。

#### 4.1. 末梢運動実行系(筋)の活動様相

##### 一筋収縮強度による表面筋電図の変化一

##### 4.1.1. はじめに

運動制御系の効果器である筋の活動状態についての検討に、表面筋電図による解析がしばしば用いられる。しかし、表面筋電図の構成要因である運動単位(MU)活動電位との関係については未解明な点が多く残されている。そこで本節では、種々の大きさの筋力を発揮する場合の末梢運動実行系の筋の活動状態について、表面筋電図にみられる変化とMU活動との対応関係を検討した。

表面電極導出の筋電図は、多くのMU活動電位が重畳して記録されるため、針電極導出による筋電図に比べ波形は複雑であるが、非侵襲的に簡単に記録できること、当該筋全体の活動を総合して知るのに有効であること等の利点がある。表面筋電図の研究はPiper(1962)<sup>85)</sup>にはじまり、疲労や慣れにより周波数が低下すること(Christensen et al. 1988<sup>18)</sup>, Hagberg 1981<sup>31)</sup>, 小木ら 1962<sup>53)</sup>, 松本 1967<sup>61)</sup>, Mills 1982<sup>66)</sup>、筋の収縮力と表面筋電図の積分値の増大はほぼ比例関係にあること(Milner-Brown et al. 1975<sup>68)</sup>, Lippold 1952<sup>57)</sup>)等が報告されている。しかし、筋の収縮強度と表面筋電図の周波数の関係については、収縮の強さによる差異は認められないとするもの(Petrofsky et al. 1980<sup>81)</sup>、収縮力が強くなると平均周波数やピーク周波数が増加する(赤沢ら 1986<sup>3)</sup>, Hagberg et al. 1982<sup>32)</sup>, 鮫島 1971<sup>92)</sup>)等の報告があり、一致した見解は得られていない。

表面筋電図研究には、従来、周波数分析や相関分析等の種々の定量的解析手法が導入されてきたが、中でも高速フーリエ変換 (FFT) による周波数解析は、演算時間が速い等の理由により多く用いられてきている。しかし、この手法で得られるスペクトルの周波数分解能と安定性を高めるためには、比較的長時間の標本を解析対象として設定する必要がある。そのために表面筋電図の導出実験においても長い持続時間で筋収縮を行うことが要求されるが、時間経過とともに疲労や慣れ等が生じて波形が変化し、筋収縮強度による変化が明瞭には検出しえなくなっていたことが推測される。表面筋電図の定常状態の時間的範囲に着目し、30～60秒間の比較的短い区間の標本について解析を行った鮫島 (1971)<sup>9,2)</sup> は、強い筋収縮強度ばかりでなく、中程度の収縮においても筋収縮開始後 1分以内に徐波化つまり成分周波数の低下が起こることを報告している。本研究はこのような観点から、まず 5段階の強度で30秒間の収縮を持続する実験を行って導出した表面筋電図を、収縮開始からの時間経過が異なる標本区間及び標本長で解析して、筋収縮強度による成分変化が明確に認められる標本の時間的範囲について検討した。

このように FFT 法による周波数解析において、データ解析の精度を向上させるためには、十分な長さの標本が必要とされたが、近年自己回帰 (AR) モデルに基づくパラメトリックな統計手法 (Akaike 1969<sup>1)</sup>) の生体現象解析への適用が一般化し、短い標本でも周波数分解能の高い安定したスペクトルを得ることが可能になった。そこで本研究では次に、比較的短い持続時間で発生させたステップ波状の目標を上腕筋により等尺性に追従した際の表面筋電図を対象として、ARモデルに基づく周波数分解能の高い最大エントロピー法 (MEM) でスペクトル解析し、筋収縮強度による周波数成分の変化について検討した。

ところで、表面筋電図の成分の周波数を決定する主な要因は、MU活動電位の発射の持続時間、頻度及び同期の程度であるが、機能的に数種類に分類されているMUと表面筋電図の周波数成分を詳細に対応付けるには至っていない。これは現在のところ、表面筋電図のデータの統計量として、平均周波数やピーク周波数、RMS値(電力実行値)等の代表値が用いられており、複雑な周波数成分で構成されている表面筋電図を一括して取扱っており、データの定量化が不十分であることがその原因の一つと考えられる。最近、表面筋電図の周波数構成成分を分離する試みもなされるようになり、赤松(1988)<sup>2)</sup>はARモデルによる要素波解析を行って表面筋電図に三つの周波数成分を同定し、三種類の筋繊維(ST繊維と二つのFT繊維)との対応付けを試みている。針電極導出による筋電図において、筋収縮を段階的に強めるときに記録される運動ニューロンの発射パターンから、ヒトのMUは、弱い収縮でも規則的な持続性発射を示すtonic MUと、速い頻度で発火し弱い収縮では持続的活動を示しにくいkinetic(又はphasic) MUの二つの機能的単位に大別されることが明らかにされている(Tokizane et al. 1964<sup>1,20)</sup>)。本研究では、MEM法で算出した周波数スペクトルに、DFP法(Fletcher et al. 1963<sup>27)</sup>)によりローレンツ波形をあてはめて構成成分を分離し、各ピーク周波数成分のパワを示す強度、スペクトルの尖度を示す半値幅を算出し、各成分の筋収縮力に伴う変化と、二つの機能的単位に大別されるMUの活動状態との対応関係について検討した。

#### 4.1.2. 実験方法

被験者は、Table 4-1-1に示す健常成人13名(年齢:18才4ヶ月～23才1ヶ月(全例右利きで、利き腕上肢が被験側))を対象とした。最大筋力は3.754～24.03Kgであった。

被験者は、シールドルーム内において安楽椅子に座り、利き手の肘関節を約90度に屈曲し、手首を歪みゲージ式荷重変換器(共和電業製:LU-100KE)に取り付けた鉄棒の他端に固定したアルミ板にセットし、上腕二頭筋の等尺性収縮実験を行った。実験装置のブロック図をFig.4-1-1に示す。荷重変換器により検出された荷重は、自動調整歪計(共和電業製:DPM-310A)により電圧に変換し、制御量としてファンクションジェネレーター(NFブロック製:FG-143)により発生した目標値とともに、オシロスコープ(岩崎通信製:SS-5516)画面上に水平基線の変位として被験者に提示した。収縮強度は自動調整歪計の感度調節により設定し、オシロスコープ画面上で同一の振幅となるようにした。表面筋電図は、上腕二頭筋の筋腹中央より、上腕骨外側上顆を基準として単極導出した。記録は時定数0.03秒で行い、目標波形、制御量とともに、生体现象用増幅器(日本電気三栄製:1A94)で紙記録し、同時にデータレコーダー(共和電業製:RTP-600A)により磁気記録した。

実験試行は、一定持続収縮とステップ波応答から成り、各試行の原記録例をFig.4-1-2に示す。各図は上から目標波形、上腕の制御量(張力曲線)、及び表面筋電図を示す。目標値の立ち上がりに少し遅れて筋放電が始まり、制御量に変位している。一定持続収縮は、最大筋力の1, 1/2, 1/4, 1/10, 1/20倍の5段階の収縮強度で各30秒間行った。ステップ波応答は、持続時間4秒のステップ波状の目標値を、一定持続収縮と同じ5段

階の収縮強度で追従した。

#### 4.1.3. 解析方法

上腕二頭筋の制御量である張力曲線の視察により、筋収縮が定常に達したと思われる時点を周波数解析開始時点とした (Fig.4-1-3, 上段)。一定持続収縮のデータについては、5段階の収縮強度において、収縮開始から10秒間ずつ初期、中期、後期の3区間、及び収縮開始から10, 20, 30秒間の標本を解析対象とした。ステップ波応答時のデータについては、同様の5段階の収縮強度において、約4秒間の標本を解析対象とした。各標本はさらに細分化し、周波数解析の際に加算平均処理を施した。

表面筋電図の周波数解析にはFFT法とMEM法を使用した。FFTスペクトルは、シグナルプロセッサ(日本電気三栄製: 7T18)を用いて、サンプリング周波数5KHzでAD変換したデータについて、周波数分解能4.88Hzで算出した。MEMスペクトルは、マイクロコンピュータ(日本電気製: PC-9801VM4)を用いて、サンプリング周波数500HzでAD変換したデータについて算出した。その際、ARモデルの次数は Fig.4-1-3の中段に示すように、細分化した各標本の最終予測誤差(FPE)の平均値が最小となり、FPEが最小になる頻度が最も高い10次に設定し、AR係数の平均値より周波数分解能1Hzでスペクトルを算出した。このMEMスペクトルの周波数構成成分を、DFP法によりローレンツ波形をあてはめて分離し、各ピーク周波数成分の強度、半値幅を算出した (Fig.4-1-3下段)。以下結果に示す各スペクトルは、RMS値が右上に示してある場合には、筋収縮強度による成分変化を明確にするために、パワの最大値を1として基準化して示した。

#### 4.1.4. 結果

##### a. 時間経過による周波数成分の変化

一定持続収縮時のデータについて、筋収縮開始からの時間経過の異なる標本区間及び標本長でFFT法により算出したスペクトル解析例を、Fig. 4-1-4と Fig. 4-1-5 (同一被験者)に示す。Fig. 4-1-4には、左から持続収縮の初期(0-10秒)、中期(10-20秒)、及び後期(20-30秒)の各10秒間の標本区間における、またFig. 4-1-5には収縮開始時点より10, 20, 30秒間と異なる標本長における周波数スペクトルを示す。各図は、下段から上段にかけて筋収縮強度が増大することを示す。両図の収縮の初期の10秒間のスペクトルにおいて(各図の最左列は同一スペクトル)、1/2倍以下の弱い収縮強度では、35Hz付近にピークを持つ単峰性のスペクトル構造を示すが、最大収縮強度の1倍では70Hz付近にも別のピークが出現して二峰性の構造を示している。しかし、収縮の中期、後期と時間が経過すると(Fig. 4-1-4)、1倍においてみられた70Hz付近のピークが消失して単峰性の構造を示すようになり、収縮強度によるスペクトル形態の差異は明確には認められなくなっている。また標本長が20秒、30秒と長くなると(Fig. 4-1-5)、やはり1倍の収縮強度における70Hz付近のピークが減少してスペクトルは単峰性の構造を示し、弱い収縮強度との差異は著明ではなくなっている。

この様に、収縮の初期の比較的短時間の標本で、強い筋収縮強度においてスペクトルの高い周波数成分のパワが増加する傾向が認められた。そこで、次に比較的短い持続時間で行ったステップ波応答時の表面筋電図について、スペクトル構成成分の変化を検討した。

## b. 筋収縮強度による周波数構成成分の変化

筋収縮強度を5段階に変えてステップ波応答を行った際の表面筋電図を、FFT法とMEM法により周波数スペクトル解析した例を Fig.4-1-6に示す。FFT法によるスペクトルでは、最大収縮強度の1倍で40.70Hz付近にピークを持つ二峰性のスペクトル構造を示すが、1/2倍以下の収縮強度では明瞭に峰別れせず、筋収縮強度に応じたスペクトルの変化を明確に認めることができない。これに対し、MEMスペクトルのDFP法による周波数構成成分の分離結果では、弱い収縮強度においても、40Hz(第1成分)と60Hz(第2成分)付近にピークを持つ二つの成分の存在が認められる。この二つの周波数成分の存在は被験者共通に認められた。弱い収縮強度では第1成分が優勢で、第2成分のパワは小さいが、収縮強度の増大に伴って第2成分のパワが増加し、最大の収縮強度ではこの成分がスペクトルの峰を形成して二峰性のスペクトル構造を示している。

筋収縮強度に応じてこの様な変化を示すパワスペクトルについて、その二つの周波数成分のパワ率、半値幅、ピーク周波数の変化を13名についてまとめた結果を平均でFig.4-1-7に示し、平均値と標準偏差をTable 4-1-2に記す。収縮強度の増大に伴い、第1成分はパワ率(全スペクトルに占める成分の割合)は低下するが、半値幅はあまり変化せず、各収縮強度間で一様なシャープな峰を形成する。これに対し、第2成分は、パワ率が増加すると共に半値幅が狭まり、スペクトルがシャープで大きくなることが示されている。またピーク周波数は収縮強度の増大に伴って第1成分、第2成分共に高まっている。

#### 4.1.5. 考察

本章では、収縮強度を変えた際の制御系の効果器である筋の活動特性を、生理学的指標である表面筋電図を用いて解析した。その際、まず筋収縮強度による表面筋電図の周波数成分の差異が明確に認められる時間的範囲について検討し、次に筋収縮強度の増大に伴う表面筋電図の成分変化とMU活動状態との関連性について検討した。

筋収縮強度による表面筋電図の周波数スペクトルの変化の様相は、解析対象とする標本の収縮開始からの時間経過と標本の長さで異なることが示された。一定持続収縮時において、筋収縮開始直後の短時間標本では、強い収縮強度で周波数の高い成分が増大する傾向がみられたが、収縮開始から10秒、20秒と時間の経過した区間の標本や、長時間の標本を解析対象として設定すると、収縮強度による成分の周波数に明確な差異は認められなくなった。一般に、長い持続時間で筋収縮を行うと、時間経過に伴い筋疲労が生じ、MU活動の同期化 (Buchthal et al. 1950<sup>13)</sup>) や筋繊維の発火頻度及び伝導速度の減少 (Arendt-Nielsen et al. 1985<sup>10)</sup>, Gydikov et al. 1974<sup>30)</sup>)等を反映して、表面筋電図の周波数は低下(徐波化)する事が知られている。従って、本研究の結果は、収縮開始からの時間経過による筋疲労の進行を反映して、強い筋収縮強度における表面筋電図の周波数成分が徐波化したことを示すものと思われる。また、この筋疲労による成分の周波数の低下は、持続時間の長い収縮では弱い収縮強度でも数秒で生じる (Hagberg 1981<sup>31)</sup>) が、5秒程度の比較的持続時間の短い収縮を間欠的に行うとほとんど認められないことが報告されている (Christensen et al. 1988<sup>18)</sup>)。そのため、筋収縮強度による表面筋電図成分の周波数変化の検討には、短い持続時間の収縮を休憩をはさ

みながら繰り返し行い、しかも筋疲労による周波数成分の徐波化が生ずる前の短い時間の標本を対象として解析する必要がある事が示唆された。

しかし、3秒程度の短い持続時間で収縮を行わせた際の表面筋電図において、成分の周波数は筋収縮の強さに応じて変わらないとする報告 (Petrofsky et al. 1980<sup>81)</sup>) もあり、本研究においても、ステップ波応答時の標本を対象としてFFT法により算出した周波数スペクトルでは、最大筋力の1/2倍以下の弱い収縮強度における成分の周波数の変動はあまり明確ではなかった。これは、従来主として用いられてきたFFT法による解析では、短時間標本におけるスペクトルの周波数分解能が粗く、データ解析の精度が低いことが要因と考えられた。そのため本研究では、短い時間の標本でも周波数分解能の高い安定したスペクトルが得られるMEM法により解析し、さらに周波数構成成分をDFP法により分離して、各成分の筋収縮強度による変化について検討した。その結果、上腕二頭筋の表面筋電図は主に二つの周波数成分で構成され、筋収縮強度の増大に伴って周波数の高い成分の強度率が増加しており、強い筋力の発揮との関連性が推測された。

表面筋電図は多くのMU活動電位が重畳して構成されるが、このMUを形成する運動ニューロンと筋繊維群に関して、Burke et al. (1973<sup>15)</sup>, 1977<sup>16)</sup>) は猫のMUを、単収縮の時間経過を指標として、単収縮時間の遅いSタイプと速いFタイプ (FR, FF) に分類した。Fタイプの運動ニューロンは、Sタイプに比べて軸索の伝導速度が速く入力抵抗が小さいことから、比較的細胞体が大きいことを報告している。さらにKanda et al. (1977)<sup>48)</sup> は、運動ニューロンへの興奮性入力が次第に増加する際には、はじめはSタイプの運動ニューロンが主として活動し、収縮が強くなるとFタイプが活動に参加するとしており、この知見はHenneman et al. (1974)<sup>33)</sup>

のサイズの原理と一致している。これはヒトにおいても同様に当てはまり、運動ニューロンの活動電位の振幅が低いMU、つまり、サイズの小さいMUから順次活動に参加していくことが報告されている (Desmedt et al. 1977<sup>24)</sup>, Milner-Brown et al. 1973<sup>67)</sup>, Tanji et al. 1973<sup>116)</sup>)。さらに Gydikov et al. (1974)<sup>30)</sup>によれば、tonic MUはサイズが小さく発火の閾値が低い、phasic MUはサイズが大きく発火の閾値が高いとされており、弱い収縮時には Sタイプに対応する tonic MUが主として活動し、収縮強度の増大に伴い Fタイプに相当する phasic MUが活動に多く参加する。表面筋電図にはこのようなMU活動の漸増パターンが反映されることから、従来の表面筋電図研究の多くは、筋収縮強度の増大に伴い周波数スペクトル上で見られる平均周波数やピーク周波数等の高まりを、多くの phasic MU の活動参加と関連付けて考察している。本研究ではこの点に関して、スペクトルの周波数構成成分を分離して定量計測することで、各成分を二つのタイプのMU活動状態と関連づけて考察することが可能になった。表面筋電図の成分の周波数を規定しているMU活動電位発射の持続時間や発射頻度に関して、Fタイプの運動ニューロンはSタイプに比し、活動電位に続く後過分極の持続時間が短く (Fタイプは20-100msec, Sタイプは50-100msec)、発射頻度も速いことが報告されている (Burke 1968<sup>14)</sup>)。この他にも種々の要因が影響して表面筋電図の周波数が決定されるが、本研究でみられた表面筋電図成分の変化とMU活動とを対応させて模式化すると、Fig. 4-1-8に示すように、弱い収縮時には、運動ニューロンの後過分極の持続時間が長い tonic MUの活動を反映して低周波数成分が優勢であり、収縮が強くなると phasic MUが活動に参加する割合が増加して、高い周波数成分の強度が強くなり優勢になることが推測された。また筋収縮強度の増大に伴い、二つのMUはそれぞれ活動電位の発射頻度

の増加を示すが、これが各周波数成分のピーク周波数の増加に反映されているものと思われた。

ところで、本研究では成分の半値幅を計測することにより、筋収縮強度に伴う周波数成分の規則性の変化について定量化することができた。ステップ波応答時の表面筋電図の低い周波数成分の半値幅は、筋収縮強度に応じて変化せず、各強度間で成分の規則性はほぼ一定に保たれていた。これに対し高い周波数成分は、筋収縮強度の増大に伴い半値幅が狭まって規則性は増加することが示され、運動ニューロンの発射の規則性と密接に関連しているものと思われた。すなわち、表面筋電図の低い周波数成分は、収縮強度に関わらず安定した規則的な発射を示す tonic MU の活動を反映して、各収縮段階を通して安定したシャープな峰を形成しており、高い周波数成分は、弱い収縮強度では発射パターンは不規則であるが、収縮強度が強くなると発射の規則性が増す phasic MU の活動を反映して半値幅が狭まるものと考えられた。MU活動電位発射の規則性については、種々の筋での発射頻度とそのスパイク発射間隔の分散が Tokizane et al. (1964)<sup>120)</sup>により明らかにされている。これにより、tonic MUの活動は弱い筋収縮レベルにおいても安定しているが、phasic MUはスパイク発射が不規則になることが報告されており、本研究における結果は、MU発射の規則性について、表面筋電図により定量計測できる可能性を示したものと思われる。

以上の様に、筋収縮強度の増大に伴い、phasic MUの活動参加によるものと思われる表面筋電図スペクトルの高い周波数成分の強度の増大と尖鋭化を見出す事ができ、これは、従来の表面筋電図とMU活動との関連性に関する知見をさらに進展させるものになると考える。しかし表面筋電図はあくまでも多くのMU活動電位の干渉波形であり、両者の対応関係に

ついでに、より確実な知見を得るには、表面電極導出による記録と同時に針電極による記録を行って、クロススペクトル解析等により両者の相関関係を検討する必要がある。

#### 4.1.6. 要約

運動実行系の末梢効果器である筋の活動状態の解明のため、種々の筋収縮強度発揮時の表面筋電図周波数成分の差異について、収縮開始からの時間経過による影響と、運動単位活動との対応関係をもとに検討した。

健常者13例を対象として、上腕二頭筋の等尺性収縮を、5段階の収縮強度で30秒間持続的に行う実験と、持続時間4秒間のステップ波形による目標値を5段階の収縮強度で等尺的に追従する実験を行った。表面筋電図は上腕二頭筋の筋腹中央より単極導出した。表面筋電図の周波数スペクトル解析にはFFT法とARモデルを用い、AR解析によって得られたスペクトルの周波数構成成分をさらにローレンツ波形により分離して、各成分のピーク周波数とパワー値を算出した。

疲労の影響を受けない収縮の初期の短時間標本において、強い収縮強度で周波数の高いスペクトル成分が増加したが、収縮の後期では筋収縮強度によるスペクトル形態の差異は認められなかった。収縮の後期では、疲労の影響により表面筋電図成分の周波数が低下したためと考えられる。

短時間の目標値を上腕筋の収縮で追従する課題下で導出した表面筋電図において、AR解析により算出したスペクトルの周波数構成成分を分離した結果、上腕二頭筋の表面筋電図は二つの周波数成分から構成されていた。筋収縮強度の増大に伴い、周波数の高い成分のパワー率が増加しシ

ャーブになった。弱い収縮時には tonic MU の活動を反映して低い周波数成分が優勢であり、収縮が強くなると次第に phasic MU が活動に参加し運動ニューロンの発射も安定して高い周波数成分が優勢になるものと考えられた。

## 4.2. 中枢における筋張力知覚の成立過程

### －運動関連脳電位の感覚性成分の検討－

#### 4.2.1. はじめに

従来、運動知覚過程の解析は、主として心理学的指標を用いた検討がなされ、筋収縮の強度や速度感覚について、マグニチュード推定法による主観的評価値の定量化が図られている。しかしこれらのマグニチュード推定課題を用いた研究では、末梢からの筋運動感覚情報を受容して処理し、評定するという心理的過程に変換する中枢の生理的過程の検討が欠如している。運動関連脳電位(MRCP)は、運動発現の中枢神経過程を反映する電気生理学的指標として知られるが、このMRCPの運動後陽性成分は、運動感覚を反映する成分であることが報告されており(reafferente potentiale: RAP(Deecke, Kornhuber 1977a<sup>21)</sup>), P+90及びP+300等(柴崎1982<sup>105)</sup>))、感覚受容過程から心理的な知覚生起過程への変換を究明する有効な研究手段となりうる。本章では、運動制御における筋運動知覚の役割を解明するため、種々の強度の筋張力を発揮した際の、筋収縮強度の主観的評価値をマグニチュード推定実験によって得るとともに、筋収縮強度と末梢運動実行過程の生理学的指標である筋放電量の関係、さらには中枢運動知覚過程の指標としてMRCPの運動後陽性成分を解析した。MRCPについては、本来ならば、マグニチュード推定実験と同時に導出すべきであるが、比較的長い持続時間の視覚的目標値を追従する手法でマグニチュード推定実験を行うため、眼球運動野やまばたき等によるアーチファクトが混入し易い。また、MRCPの誘発条件の一つに急速な筋の収

縮-弛緩があり、急速動作による課題を設定する必要性から、本研究では、聴覚刺激の音圧に応じた強度の筋収縮で急速反応を行うクロスモダリティマッチング課題を実施してMRCPを導出した。なお、音圧によって生じる心理的感覚量は、sone尺度によって明確になっており、マグニチュード推定実験時に測定される心理量と対応させて音圧を設定した。

#### 4.2.2. 実験方法

##### a. 被験者

被験者として、Table 4-2-1に示す健常高校生及び大学生15名(15才3ヶ月～25才4ヶ月)を対象とした。マグニチュード推定課題とクロスモダリティマッチング課題の両試行実施したのは5名であった。

##### b. 実験・記録方法

被験者は、シールドルーム(遮音効果40dB,調光装置付)内において安楽椅子に座り、歪みゲージ式荷重変換器(共和電業製:LU-100KE)に取り付けた鉄棒の他端に固定したアルミ板に、利き腕の肘関節を直角に保った状態で手首をセットして、肘を支点とした上腕二頭筋の等尺性収縮を次の二つの実験課題で行った。

##### ① マグニチュード推定課題 (Fig.4-2-1)

ディスプレイ画面上に、ファンクションジェネレータ(NF回路ブロック

製:FG-143)から発生させたステップ状の目標値波形と、前腕の屈曲動作による制御量を示す波形とを同時に提示し、被験者は上腕二頭筋の収縮張力により目標波形の追従を行った。目標波形の提示時間は約4秒で、最大筋力の1/4倍を基準刺激(standard stimulus:SS)として、これを心理的収縮強度の評定値10に対応させて1回提示した。続いて、SSの4,2,1,2/5,1/5倍の5段階の収縮強度の筋張力(相対値:40,20,10,4,2)を比較刺激(comparative stimulus:CS)として1回提示し、被験者は、SSと比較してCSの主観的な筋収縮強度についての評定を口答で行った。これを1試行として、各収縮段階につき5試行、計25試行をランダムな順序で実施した。なおCSの張力の変化は、反応装置に接続した自動調整歪計(共和電業製:DPM-310A)の感度を調整することで行い、異なる収縮強度においても制御量はディスプレイ画面上目標波形と同一振幅になるように設定した。また筋力の発揮に伴う末梢運動実行器の生理的指標として、上腕二頭筋の表面筋電図を上腕骨外側上顆を基準電極として単極導出し、前腕の屈曲動作による制御量と共に、多用途脳波計(日本電気三栄製:1A94)で紙記録し、同時にデータレコーダ(NF回路ブロック製:5881)で記録した。

## ②クロスモダリティマッチング課題(Fig.4-2-2)

筋張力感覚とクロスモダリティマッチさせる刺激として聴覚刺激を選び、1000Hzのtone burstを用いた。SSの音圧は70dBとし、CSはsone尺度上でSSの4,2,1,2/5,1/5倍の音圧(90,80,70,60,50dB)に設定して、オーディオアンプ(オーディオテクニカ製:AT-MA50)からヘッドホン(デンオン製:AH-C33)に出力した。実験は、SSの大きさを最大筋力の1/4に対応させて1回提示した後、マグニチュード推定試行と同様に5段階のCSをランダムな順序で提示し、被験者は約3秒後にCSの大きさに応じた強度で

上腕二頭筋の急速な等尺性収縮を行った。これを1セットとして計60セット実施した。課題遂行中の頭皮上脳波を、正中線上のFz, Cz, Pz, Ozと左右中心部C3, C4の計6部位から、両耳朶を結線したものを基準電極として時定数3.0秒で単極導出し、上腕二頭筋の表面筋電図、運動反応曲線とともに多用途脳波計により紙記録しデータレコーダにより記録した。

#### 4.2.3. 解析方法

##### a. 筋収縮強度の主観的評価値

Stevensのベキ法則(1957)<sup>109)</sup>  $\Psi = kI^n$  ( $\Psi$ :感覚量,  $k$ :刺激定数,  $I$ :刺激の物理量,  $n$ :ベキ指数)に従い、筋の収縮強度を横軸に、収縮の主観的評価値を縦軸にとった両対数グラフ上で回帰直線を当てはめ、直線の傾きを示すベキ指数と、直線の当てはまりの程度を表す決定係数を算出した。

##### b. 表面筋電図

積分計(日本電気三栄製:1317)を通した後、シグナルプロセッサ(日本電気三栄製:7T18)により加算平均して筋放電量を計測した。各収縮段階の筋放電量は、主観的評価値と同様に横軸に筋収縮強度をとった両対数グラフ上にプロットして、回帰直線を当てはめた。その際、基準張力発揮時(最大筋力の1/4)の筋放電量を10として基準化した。

##### c. 運動関連脳電位

前腕の屈曲動作に伴う表面筋電図の相動性放電開始時点を基準として、運動開始前1536ms、開始後4608msの区間の脳波をシグナルプロセッサで

約50回加算平均した。次いで加算平均波形を高速フーリエ変換によってパワースペクトルに変換し、加算平均操作で除去しきれなかった $\alpha$ 波等の背景脳波活動を確認、周波数範囲を設定して逆フーリエ変換し時間波形に戻す操作によりMRCPを求めた。その後、MRCPの運動後陽性成分の振幅について、頂点同定法と西田らの成分分離法(1987)<sup>75)</sup>により計測した。頂点同定法では運動開始時の陰性方向のピーク成分と運動開始直後の陽性方向のピークの差をP2(Vaughan 1968<sup>123)</sup>)様成分(pseudo P2: pP2)の振幅とし、それ以後の陽性緩電位成分(Slow Wave: SW)の平均振幅を計測した(Fig.2-1参照)。成分分離法では運動後陽性成分pP2とSWを、二次系のインパルス応答関数による減衰振動波形でモデル表現し、各モデル成分の潜時と振幅を計測した(Fig.2-6参照)。

#### 4.2.4. 結果

##### a. 筋張力の主観的評価値と筋放電量の関係

種々の収縮強度で筋張力を発揮した際の、筋収縮強度の主観的評価値と末梢運動実行器の生理指標である筋放電量の解析結果を、Fig.4-2-3に両対数グラフ上の回帰直線で示し、各直線のパラメータをTable 4-2-2に示す(被験者平均。なお、筋放電量は基準収縮強度時を10として基準化した。決定係数が1に近いほど測定の分散は小さく直線への回帰の程度はよい)。まず主観的評価値について、ベキ法則により筋の収縮強度との対応関係を解析した結果、心理評価の感度を示すベキ指数の値 $a$ (直線の傾きを示す)は0.7205であり、評価のばらつきの程度を示す決定係数 $r^2$ は0.9052で測定分散は小さい。次いで基準化した筋放電量の値は、0.9514

という高い決定係数で筋の収縮強度と直線回帰し、ベキ指数は0.8682であった。筋収縮強度を媒介として主観的評価値と筋放電量の対応関係をみると、筋放電量の変化に比して主観的評価値の変化の割合が小さかった。

#### b. マグニチュード推定課題とクロスモダリティマッチング課題における筋放電量の比較

クロスモダリティマッチング課題実施時に、音刺激の強度に応じた段階的な筋張力が発揮されていることを検討するために、刺激強度による筋放電量の変化をマグニチュード推定時と比較した結果についてFig. 4-2-4に図示し、各直線のパラメータをTable 4-2-3に示す(なお、ここに示した結果はマグニチュード推定課題とクロスモダリティマッチング課題の両試行を実施した者の平均値である)。両試行ともに収縮段階に応じた筋張力が発揮されていることを反映して決定係数 $r^2$ は0.99以上の高値を示し、各直線の傾き(ベキ指数 $a$ )、Y切片 $b$ はともにほぼ同値となっており、両直線は一致している。

#### c. 筋収縮強度によるMRCPの運動後陽性電位の変化

クロスモダリティマッチング課題実施時のMRCPの加算平均波形を、Fig. 4-2-5に示す。図は脳波の導出部位と対応しており、各部位では、下から上に向かって、筋の収縮強度が増加している。いずれの収縮強度においても、急速屈曲動作後のMRCPの陽性成分は、三角印で示すP2様の成分(pP2)と、後続する陰影部の陽性緩電位成分(SW)の二つの成分から構成されている。これらの成分の振幅は、頭皮上の前方の部位(Fz, Cz及びC3, C4)で大きく、pP2は最大筋張力発揮時に、SWは基準収縮時に著明に認め

られる。

次に、筋収縮強度による運動後陽性成分の変化について、頂点同定法により計測した結果をFig. 4-2-6に示す。図は、上から脳波の代表的な導出部位である正中線上の3部位Fz, Cz, Pzにおける変化を示してある。pP2成分の振幅は基準強度の筋収縮時(10)に最小となり、収縮強度が強くと弱くなるにつれ増大する傾向を示す。またSW成分の振幅はpP2成分とは逆に基準強度の筋収縮時に最高となり、収縮強度が基準強度から離れるに従って減少する傾向を示す。この筋収縮強度に対するpP2成分の振幅のU字型及びSW成分の逆U字型の変化傾向は、頭皮上前方のFzとCzで特によく認められる。

最後に、二次要素並列モデル構成法により誘発電位成分を分離する手法で計測した結果について、頂点同定法による結果と比較した例をFig. 4-2-7に示す。成分分離による計測では、pP2の振幅がU字型を示す傾向は、頂点同定法による結果と比べ、特にPzにおいてより顕著になっている。一方SW成分の振幅も基準刺激の時最高となる逆U字型を示す傾向が、各導出部位において明確になっている。

#### 4.2.5. 考察

種々の強度の等尺性収縮時において、積分筋電図の振幅は、筋収縮の強さと比例関係にあることが報告されており(Lippold 1952<sup>67)</sup>)、本研究においても表面筋電図を積分して算出した筋放電量が、筋収縮の強さと高い相関の直線回帰の関係にあることが示された。筋収縮強度のマグニチュード推定において得られた主観的評価値を、Stevens (1957)<sup>109)</sup>の

ベキ法則により解析した結果、筋の収縮強度と筋放電量との比例関係における変化よりも、主観的評価値との関係の変化の割合が小さくなることが示され、筋放電量という生理的指標の変化に比し心理的評価値の感度は鈍い事が伺えた。スポーツ医学の分野において、運動の強さの自覚的強度は、運動の習熟後に減少することが報告されている（臨床スポーツ医学編集委員会1988<sup>87)</sup>）。本研究では上腕二頭筋の等尺性収縮による前腕の屈曲動作を繰り返し実施し、この動作が単純で制御しやすい運動課題であったために、試行が進むにつれて運動が習熟し、筋収縮強度の変化に対する閾値（差閾）が上昇して感度が低下することで、運動の強さの自覚的強度が減少していることが推測される。このような機制により、運動知覚が筋放電量の変化に比して鈍くなったものと考えられるが、習熟による運動知覚特性の変化について言及するためには、試行回数による影響を直接検討する必要がある。

本研究では、筋運動知覚の中枢過程を知るために、クロスモダリティマッチング課題を実施して、MRCPの運動後成分を検討した。この試行では聴覚刺激の音圧に応じた強度の運動を自らプログラムして筋張力を発揮する方式を取っており、まず段階的な筋力発揮がなされているかを確かめる必要がある。そこで筋放電量を、視覚的な目標に応じた筋収縮を行っているマグニチュード推定課題時のものと比較した。その結果、筋張力と筋放電量の比例関係の傾きは両試行ともにほぼ一致しており、音圧レベルの大きさによってもたらされた内的目標値に対する段階的な筋張力の発揮が、視覚による目標刺激を追従した際と同等であることが示された。運動の実行に際して、中枢からの運動指令は、下位運動中枢を経由して $\alpha$ 及び $\gamma$ 運動ニューロンに伝達されると同時に、下位感覚中枢にも遠心性のコピーが送られ、感覚中枢ではこれと種々の感覚器からの

運動感覚情報との比較を行い、意図した運動の調整効果を高めるものと考えられている(田崎ら1989<sup>119)</sup>)。本研究の場合、マグニチュード推定課題では筋の固有感覚情報と視覚によるフィードバック情報が利用可能であるが、クロスモダリティマッチング課題時には視覚情報は無い。にもかかわらず、両者の筋力発揮の程度は同等である。視覚的目標追従動作の途中で、目標が突然消えるような課題を実施した場合、大脳基底核に障害のあるパーキンソン病患者では、視覚的な情報を頼りに行動しているため予測的なトレースができないが、健常者では指標の動きを予測したトレースが可能なが報告されている(山田ら1994<sup>128)</sup>)。大脳基底核は運動の準備状態において、記憶や視覚等による運動の誘導に対して状況依存的に選択性を持っていると考えられており(彦坂 1985a<sup>34)</sup>, 1985b<sup>35)</sup>, 木村 1993<sup>52)</sup>)、健常者では、たとえ視覚的な誘導がなくても記憶等の内的基準に基づいた運動遂行が可能であるとされている。従って、視覚情報の無いクロスモダリティマッチング課題下では、内的情報に基づいた運動の調節機構に切り替えられていたことが推定できる。

クロスモダリティマッチング課題遂行時には、上記の様な末梢生理特性を示すが、本研究ではさらに、末梢実行系により遂行された運動を感覚・知覚して心理過程に変換する中枢神経活動について、MRCPの運動後陽性成分の解析を行った。運動感覚とは感覚の種類は異なるが、感覚(電氣的皮膚刺激)の強さの主観的評価値と、事象関連電位の誘発成分の振幅の間には、有意な相関関係がある事が報告されている(Brennum et al. 1992<sup>12)</sup>)。本研究においても当初、MRCPの運動後陽性成分のpP2とSWは筋の収縮強度と比例関係を示す事が予測したが、結果は中強度の筋収縮時を境界とした二次曲線で特徴づけられることを示した。従来運動後の陽性成分は、運動感覚を反映する成分として考えられてきたが(Deecke et

al.1977a<sup>21)</sup>, 柴崎 1982<sup>105)</sup>), 最近では認知実験パラダイムで研究されているP300成分と同様な、運動感覚の評価にかかわる認知性の成分も存在することが報告されている (Deecke et al. 1984<sup>23)</sup>)。通常、感覚刺激によって誘発されるP300は、刺激の物理的特性に依存した自動的情報処理過程の終了を示すとされるが、同時に記憶や個人内基準に基づく制御的処理をも反映するとされている。P300に及ぶ認知的要因は、種々の実験を通して数多く報告されてきているが、刺激の量的側面との関連については、当該刺激の情報と順応水準 (adaptation level: AL) 間の心理尺度上の距離を反映して、ALからの距離に応じて、成分振幅が増大する事が報告されている (Ullsperger et al. 1988<sup>121)</sup>)。この傾向は本研究における pP2成分の振幅の変化傾向に類似してみられ、基準強度である中強度の筋力発揮時に最小となり収縮強度が強く又は弱くなるにつれて増大していた。ALは、関連刺激に対する準拠棒の中心に位置し、その基準となるもので、刺激の提示回数が増えるにしたがって、刺激のもつ属性値が平均化されていくことにより決定される。本実験では、各強度での筋収縮をランダムではあるが60回程度反復したために筋の収縮張力に関する感覚が平均され、中程度の強さの筋張力がALに設定されたと考えられる。そのため pP2成分の振幅が、P300成分と同様に、ALからの距離に応じた指数関数的な増大を示したものと考えられる。この様に pP2成分の振幅の変化によって、筋運動感覚の成立に認知的要因のALによる影響が及んでいることが示された。

一方SW成分は、本来、認知的パラダイムの実験でP300成分とともに出現する事が確認されており (Ruchkin et al.1980<sup>89)</sup>)、本研究でpP2成分に引き続いて観察されたSW成分が、これと同一であるかは確定的ではない。しかし、その振幅は基準強度の筋収縮時に最大で、P300成分にあた

る pP2成分の振幅の変化と対照的であることなど、認知成分としての性格を持つと思われる。SW成分は課題や刺激検出の難易度との関連性が指摘されており(松岡 1993<sup>62)</sup>)、基準である中強度の筋力発揮が難しいという被験者の内省報告を考慮すると、本研究で観測されたSW成分は、課題遂行の困難な中強度の筋収縮時に増大し、筋運動感覚の知覚の困難さを補完する形で出現したと考えられる。筋運動感覚が生起する際には、上述のようにALの影響を少なからず受ける。ALから心理尺度上の距離の離れた感覚の生起は比較的容易であると考えられるが、逆にAL付近の感覚に対する弁別の感度は低いことが予測され、そのために中強度の筋収縮時に運動感覚の知覚が困難になるものと考えられる。

以上の様に本研究では、筋運動知覚特性について生理心理学的に検討する事ができたが、基準刺激と比較刺激との比較判断を行って筋収縮強度を決定する実験手続上、導出されたMRCPに認知的要因が大きく関与していることが示唆された。このため認知的要因をできるだけ排除した実験パラダイム、つまり基準刺激との比較を課さず、刺激の直後に即応的な運動反応を行う条件(松本 1993<sup>59)</sup>)や、音刺激の大きさを筋収縮の強さに変えるクロスマッチング形式ではなくマグニチュード推定と同時に脳波を導出する手法で実験を行い(渡邊 1994<sup>125)</sup>)、筋運動感覚のフィードバックを反映するMRCP成分を検討した報告があるが、やはり、運動感覚性の成分にはALの影響がみられ、筋感覚の評価の際には、個人内に形成される準拠棒の中の基準ALが大きく関与することが示された。つまり、筋運動感覚の生起においては、筋の収縮強度に対する固有感覚情報と中枢の情報処理により生じる筋張力知覚は線形関係ではなく、AL等のいわば個人内基準によって修飾されていることが推察される。

また本研究では、筋収縮強度によるMRCPの運動後陽性成分の振幅変化

を、頂点同定法による成分計測で検出したが、成分分離による成分計測ではその様相がより顕著となるため、今後より多くの例に適用して計測の精度を高めていく必要がある。この成分分離法により、運動後の感覚性のMRCPをP2、P3、SWの3つの成分に分離して筋収縮強度との関連で検討した松本(1995)<sup>60)</sup>は、健常者では、運動直後のP2は運動肢と反対側大脳半球の1次感覚野で筋張力と比例関係を示し、P3は全導出部位でALの影響を受けた変化となることを報告している。脳波の導出部位を増やすとともに、MRCPの感覚性成分の分離計測を推進していくことで、筋収縮に関する求心性情報が脳にフィードバックされて、実際の感覚が生起するまでの情報処理過程が、それを担う皮質領域に関するデータとともにより詳細に解明されていくものと考えられる。

#### 4.2.6. 要約

本研究では、強度の異なる筋力の発揮により生じた筋緊張の知覚を、マグニチュード推定課題で得られる主観的評価値によって検討するとともに、音圧レベルに応じた収縮強度の筋張力を発揮するクロスモダリティマッチング課題を用いた実験を行い、筋運動感覚を受容し心理的評価に変換する中枢神経活動をMRCPの運動感覚性成分により定量計測した。

健常者15例を対象とした。実験は上腕二頭筋の等尺性収縮により発揮した筋張力の大きさを、基準の張力と比較して推定するマグニチュード推定課題と、種々の音圧レベルの聴覚刺激を対応した大きさの筋張力に変換して前腕の急速な屈曲及び伸展動作を行うクロスモダリティマッチング課題を実施した。脳波は頭皮上6ヶ所から両耳朶を基準として単極

導出した。

マグニチュード推定時の筋収縮強度と、主観的評価値及び表面筋電図を積分して求めた筋放電量との関係について、両対数グラフ上に種々の筋張力発揮時の心理的評価値と筋放電量をプロットしてそれぞれに回帰直線をあてはめた。筋収縮強度に対する心理的評価の変化の割合は筋放電量の変化に比して小さくなっており、生理学的指標の変化に対して心理的感覚の感度が低いことが示された。

クロスモダリティマッチング課題時に導出したMRCPの運動感覚性成分の解析結果において、筋収縮強度と末梢からの感覚フィードバックを反映するとされるMRCPのP2様成分(pP2)の振幅との関係は、基準強度である中等度の筋収縮時にpP2の振幅が最小となり、収縮強度が強く又は弱くなるにつれ振幅が増大していた。これは認知性の事象関連電位で知られるP300と順応水準の関係に類似し、中程度の筋収縮強度が運動感覚評価の準拠枠の中で順応水準に設定されて成分振幅が小さくなり、収縮強度が順応水準から離れるに従って振幅が増大するものと考えられた。このように筋運動感覚の成立には、個人の有する認知的要因が大きく影響していることが示唆された。

Table 4-1-1 被験者リスト

被験者	年齢	性別	利き腕	最大筋力
Nor-1 M.M	21:03	M	R	6.508
Nor-2 K.Z	20:02	F	R	3.754
Nor-3 S.O	20:05	F	R	10.012
Nor-4 J.S	18:04	F	R	7.509
Nor-5 Y.H	18:09	M	R	24.030
Nor-6 T.S	22:03	M	R	10.012
Nor-7 M.U	22:10	F	R	9.512
Nor-8 M.B	22:03	F	R	5.507
Nor-9 K.O	23:01	F	R	11.514
Nor-10 T.K	23:01	M	R	13.517
Nor-11 A.N	22:09	M	R	12.015
Nor-12 M.N	21:06	F	R	9.512
Nor-13 A.K	23:00	M	R	15.019

M:male R:right 最大筋力(Kg)  
 F:female L:left

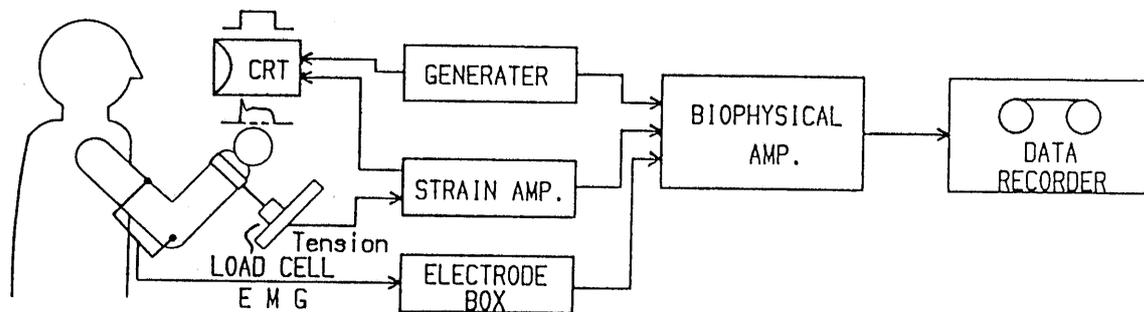


Fig.4-1-1 実験状況と実験装置ブロック図

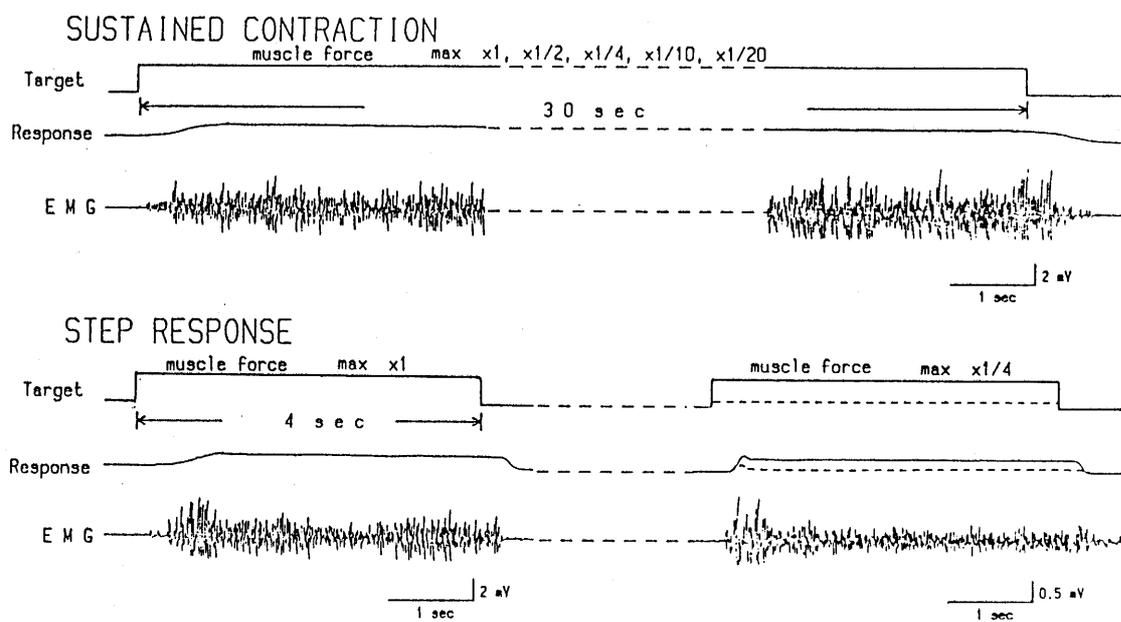


Fig.4-1-2 実験方法と原記録例

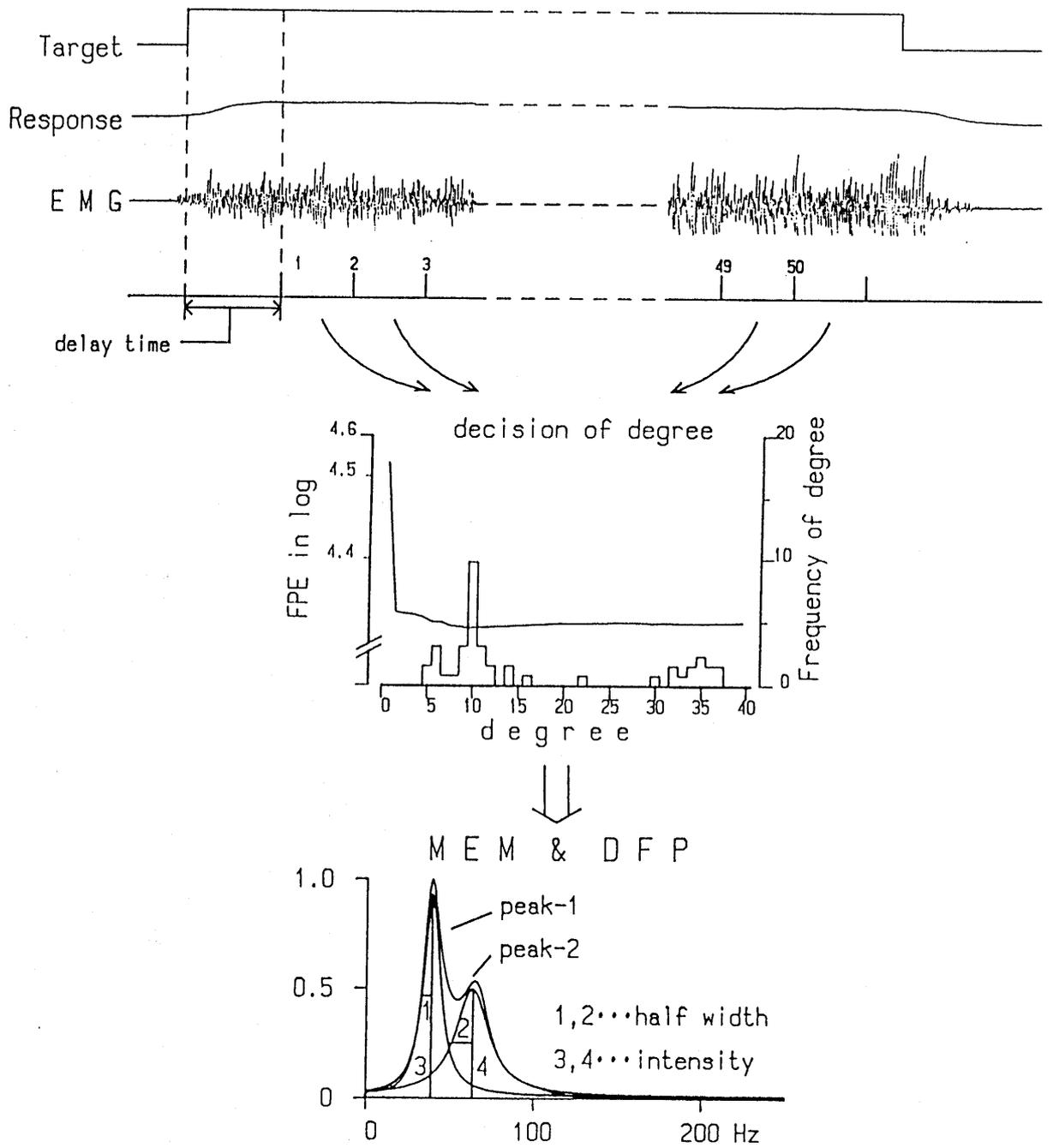


Fig.4-1-3 表面筋電図のMEMスペクトル算出時の次数決定と周波数構成成分の分離

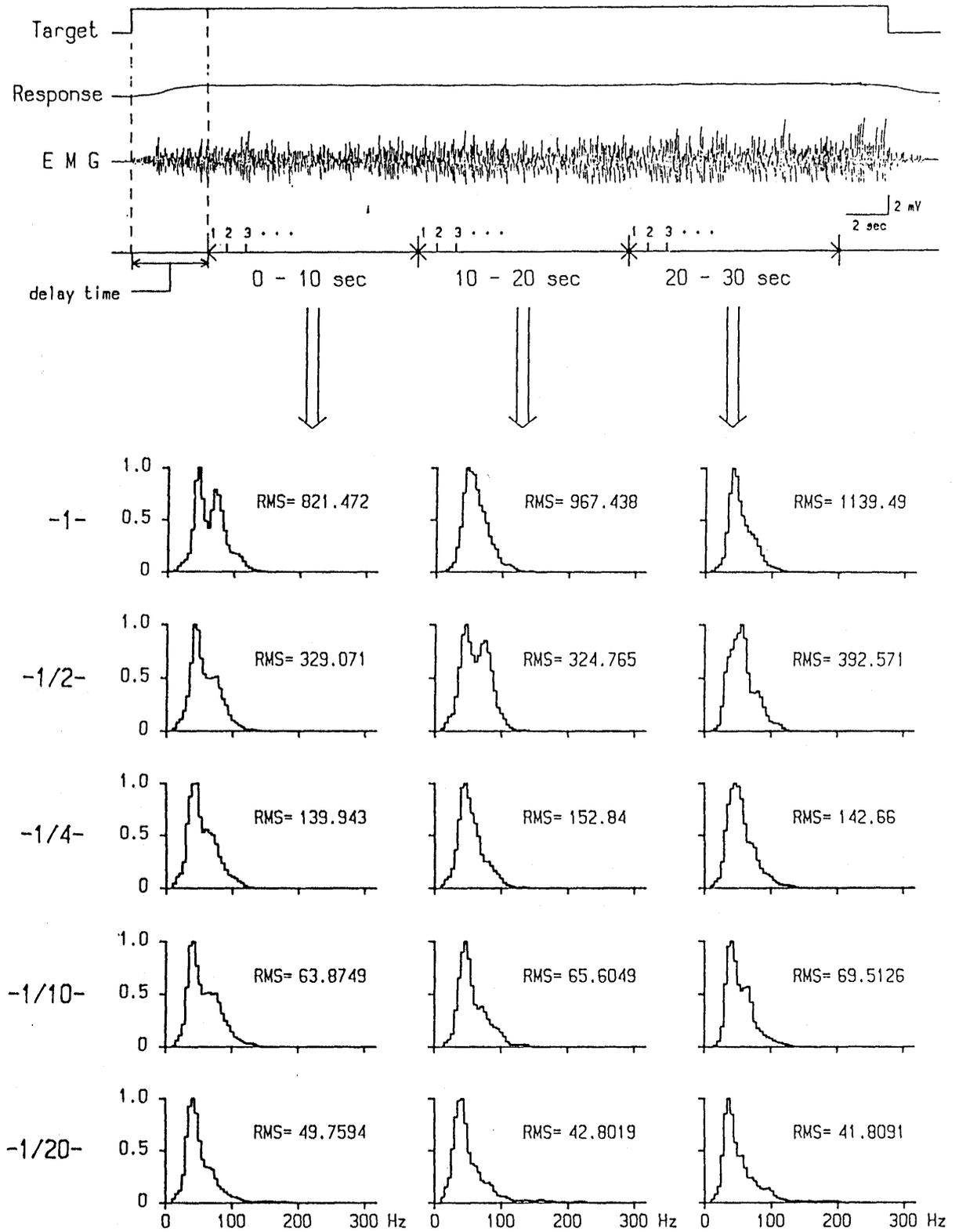


Fig.4-1-4 標本区間による表面筋電図スペクトルの変化  
(FFTスペクトル, 被験者例:Nor-7, 右利き)

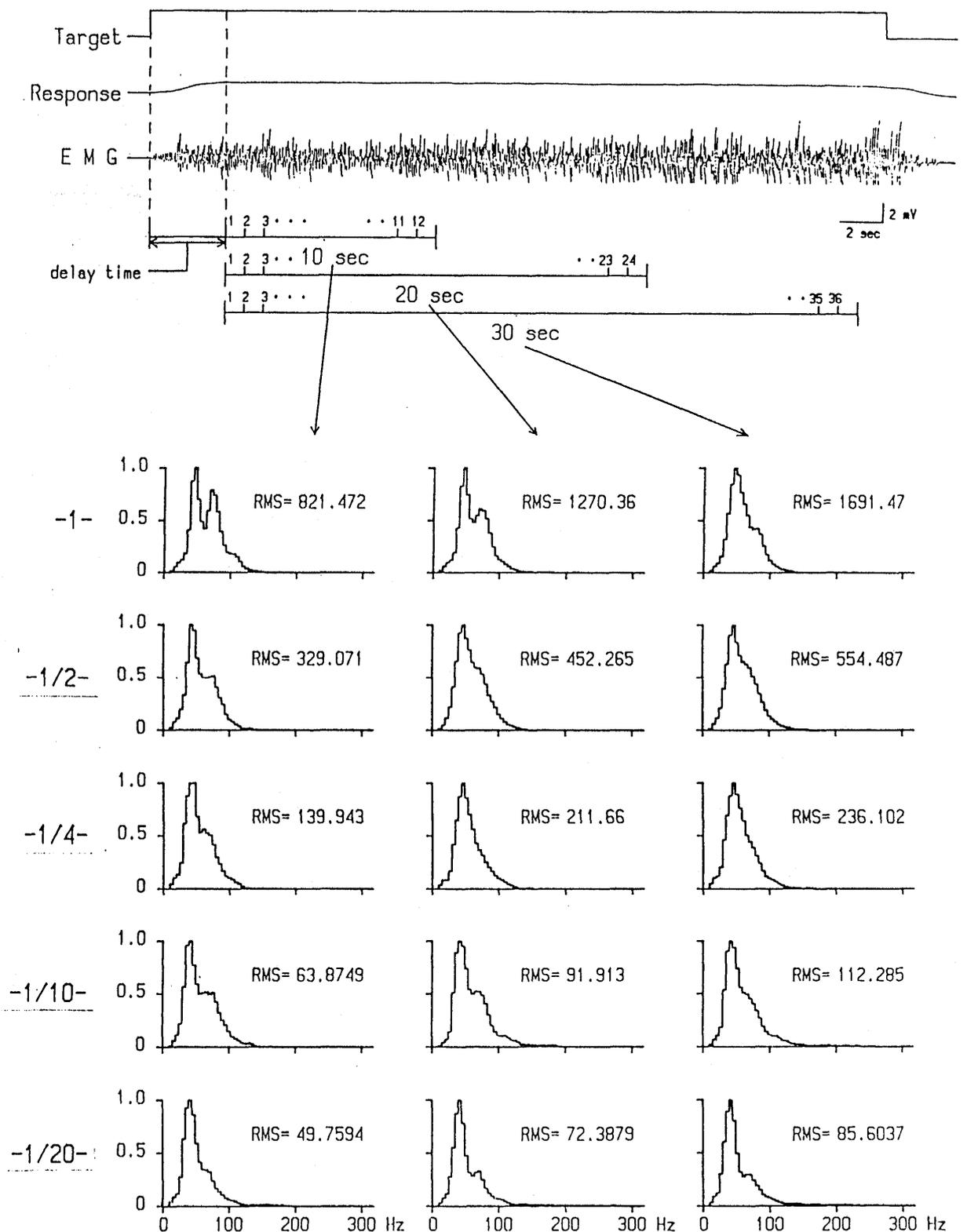
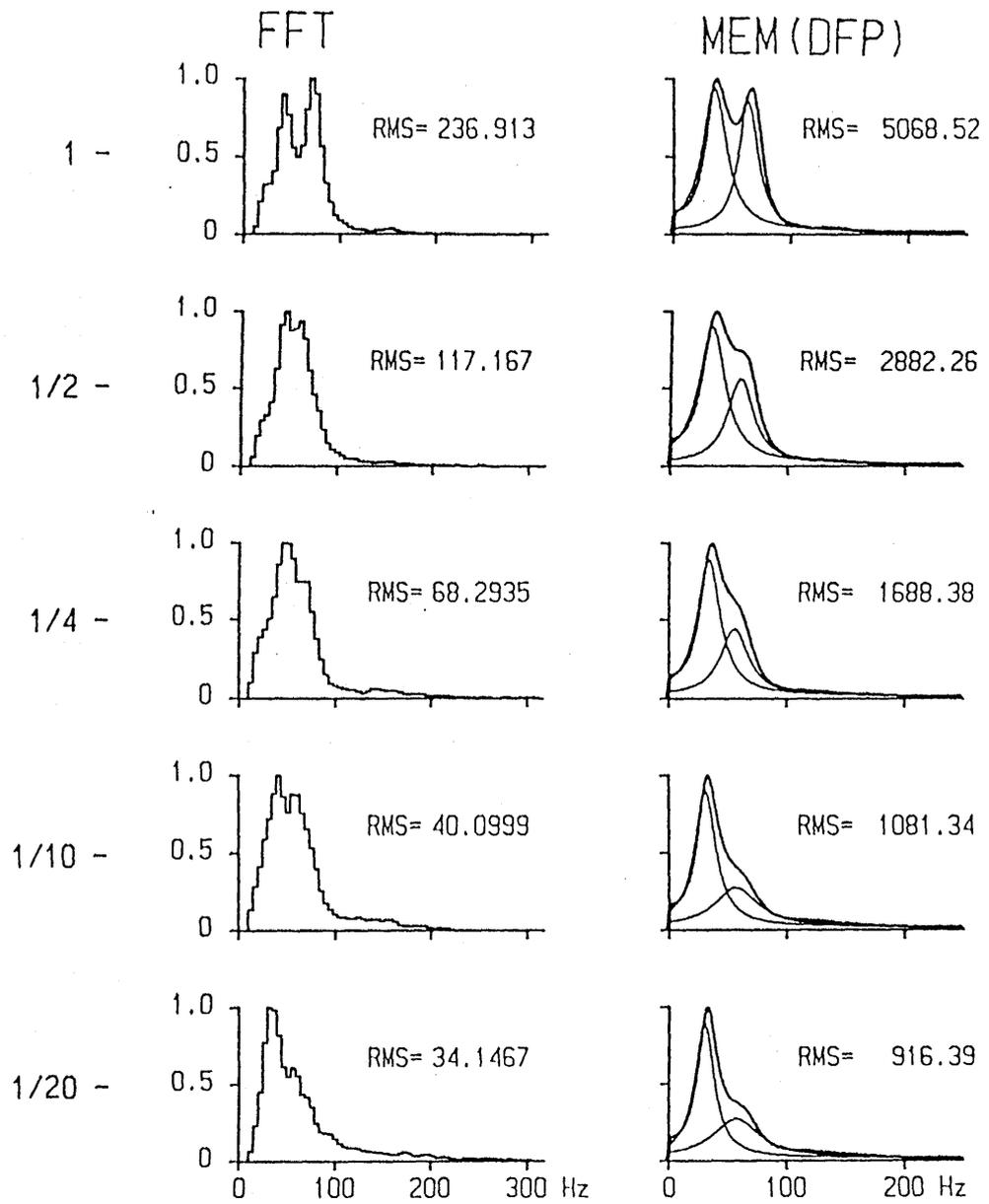


Fig.4-1-5 標本長による表面筋電図スペクトルの変化  
(FFTスペクトル, 被験者例:Nor-7, 右利き)



sub M.M

Fig.4-1-6 ステップ波応答時の筋収縮強度による表面筋電図スペクトルの変化  
 (左: FFTスペクトル 右: MEMスペクトルの周波数成分分離,  
 被験者例: Nor-1, 右利き)

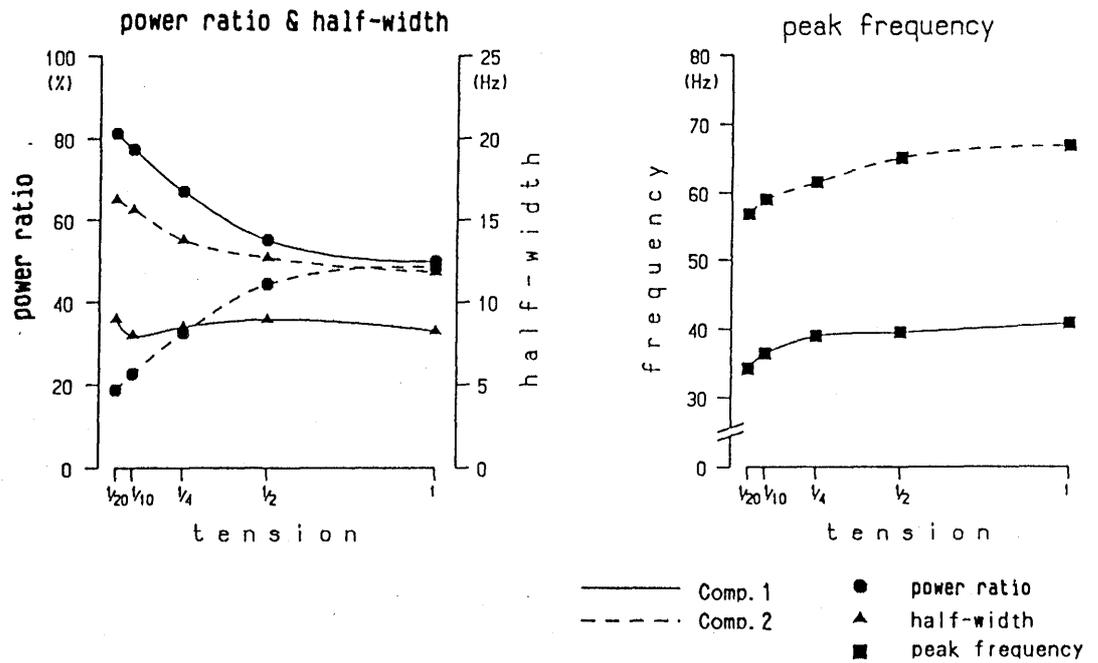


Fig.4-1-7 筋収縮強度による表面筋電図スペクトル構成成分の強度,半値幅,ピーク周波数の変化 -被験者平均-(MEMスペクトルの周波数成分分離)

Table 4-1-2 各収縮段階における表面筋電図スペクトル構成成分の強度率, 半値幅, ピーク周波数 (平均値と標準偏差)

		Component 1					Component 2				
tension (max:1)		1/20	1/10	1/4	1/2	1	1/20	1/10	1/4	1/2	1
intensity (%)	mean	81.31	77.62	67.54	55.38	51.85	18.69	22.38	32.46	44.62	48.15
	SD	3.44	3.76	3.60	8.73	0.16	3.44	3.76	3.60	8.73	0.16
half-width (Hz)	mean	9.04	7.98	8.61	9.19	8.56	16.64	15.92	13.98	12.99	11.97
	SD	1.98	1.69	2.50	2.16	2.37	3.74	3.49	2.76	2.32	2.22
peak-freq. (Hz)	mean	33.66	36.40	39.11	39.61	40.91	57.27	59.23	61.58	64.58	66.60
	SD	4.06	1.79	1.78	1.92	3.38	3.42	2.83	3.94	4.24	2.90

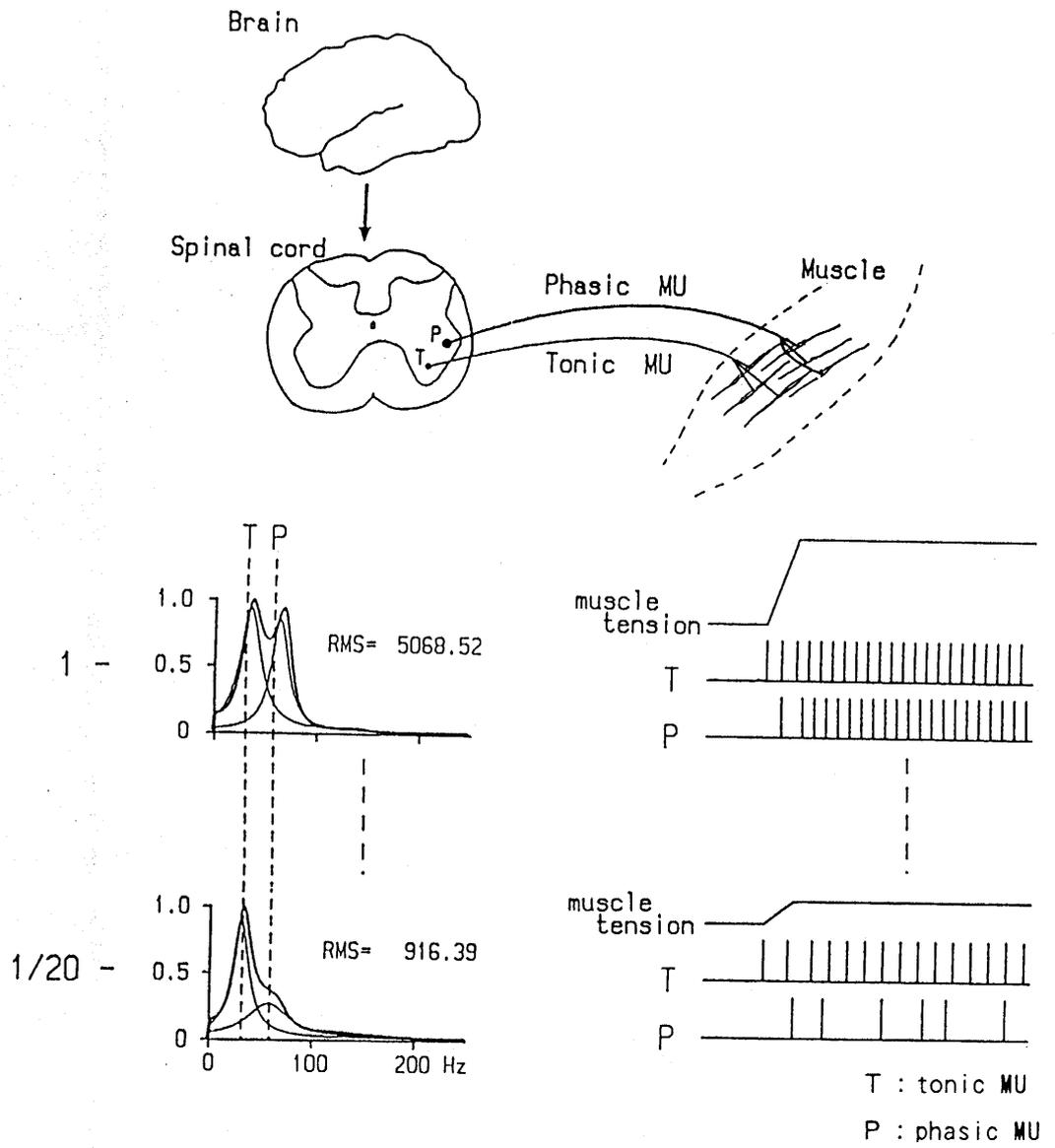


Fig.4-1-8 筋収縮強度による表面筋電図スペクトルと運動単位活動の変化の対応関係

Table 4-2-1 被験者リスト

被験者	年齢	性別	利き腕	最大筋力	I	II
Nor-1 T.T	22:11	M	R	12.41	*	*
Nor-2 S.t	19:11	M	R	12.01	*	*
Nor-3 A.O	23:09	M	R	12.41	*	*
Nor-4 K.K	16:11	M	R	5.80	*	*
Nor-5 D.N	16:01	M	R	10.01	*	*
Nor-6 N.M	23:02	F	R	4.60	*	
Nor-7 T.M	23:04	M	R	4.20	*	
Nor-8 A.N	23:06	F	R	2.60	*	
Nor-9 Y.K	25:04	F	R	12.01	*	
Nor-10 M.M	16:02	M	L	9.61	*	
Nor-11 H.M	15:03	M	R	12.21	*	
Nor-12 S.M	15:08	M	L	12.01	*	
Nor-13 T.S	16:04	M	R	13.01	*	
Nor-14 H.S	20:02	F	R	6.40	*	
Nor-15 A.K	19:08	F	R	10.61	*	

M: male R:right 最大筋力 (Kg)  
 F: female L:left

I : マグニチュード推定実験  
 II : クロスモダリティマッチング実験

### Magnitude Estimation Trial

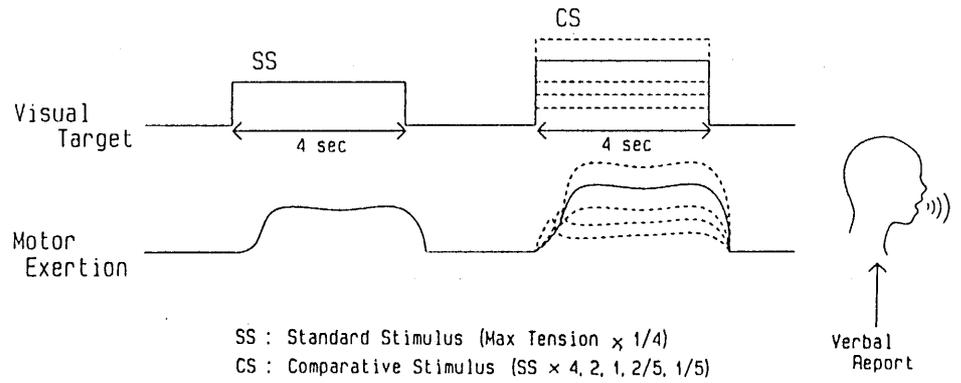


Fig.4-2-1 筋収縮強度のマグニチュード推定実験パラダイム

### Cross Modality Matching Trial

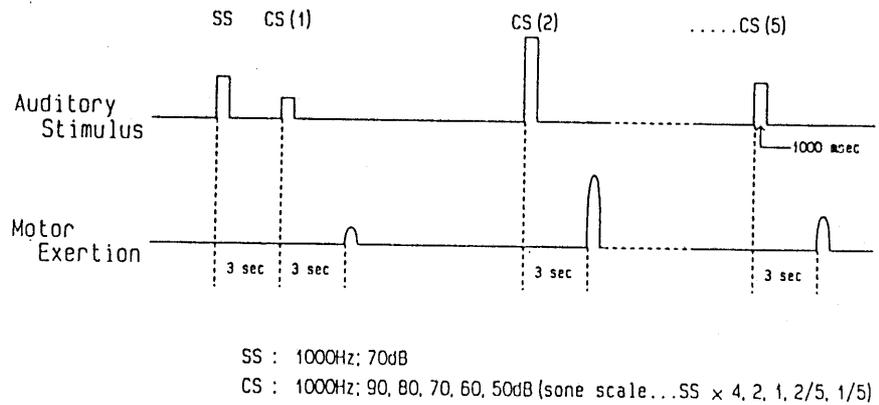


Fig.4-2-2 クロスモダリティマッチング実験パラダイム

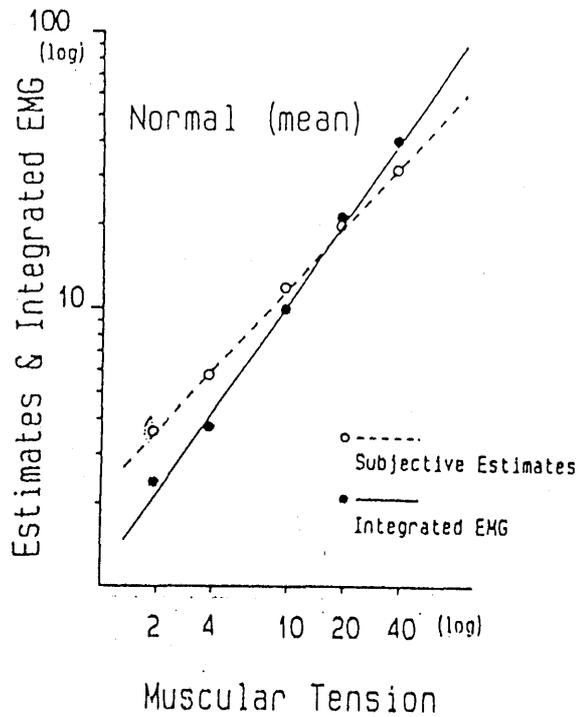


Fig.4-2-3 マグニチュード推定課題実施時の筋収縮強度と主観的評価値,筋放電量の関係 -被験者平均- (筋放電量は基準収縮時を10として基準化してある. 決定係数が1に近い程測定の分散は小さく直線への回帰の程度は良い.)

Table 4-2-2 Fig.4-2-3における回帰直線のパラメータ (ベキ指数aとY切片b, 決定係数 $r^2$ )

Linear Regression :  $Y = aX + b$

	Subjective Estimates	Integrated EMG
a	0.7205	0.8682
b	2.1776	1.1083
$r^2$	0.9052	0.9514

$r^2$  : coefficient of determination

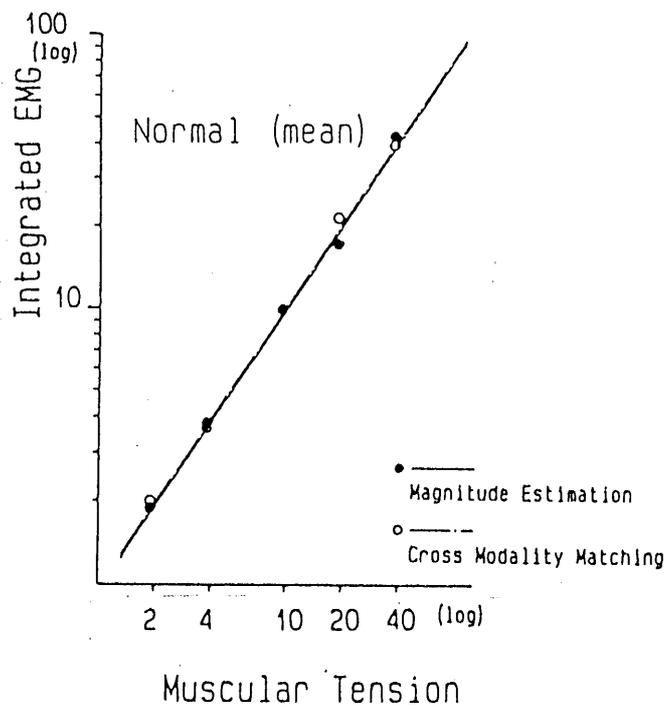


Fig.4-2-4 マグニチュード推定課題及びクロスモダリティマッチング課題遂行時の筋収縮強度と筋放電量の関係 -被験者平均- (基準収縮時を10として基準化してある。決定係数が1に近い程測定分散は小さく直線への回帰の程度は良い.)

Table 4-2-3 Fig.4-2-4における回帰直線のパラメータ (ベキ指数aとY切片b, 決定係数 $r^2$ )

Linear Regression :  $Y = aX + b$

	Magnitude Trial	Cross Modality Trial
a	1.0183	1.0184
b	0.9298	0.9693
$r^2$	0.9961	0.9984

$r^2$  : coefficient of determination

Normal

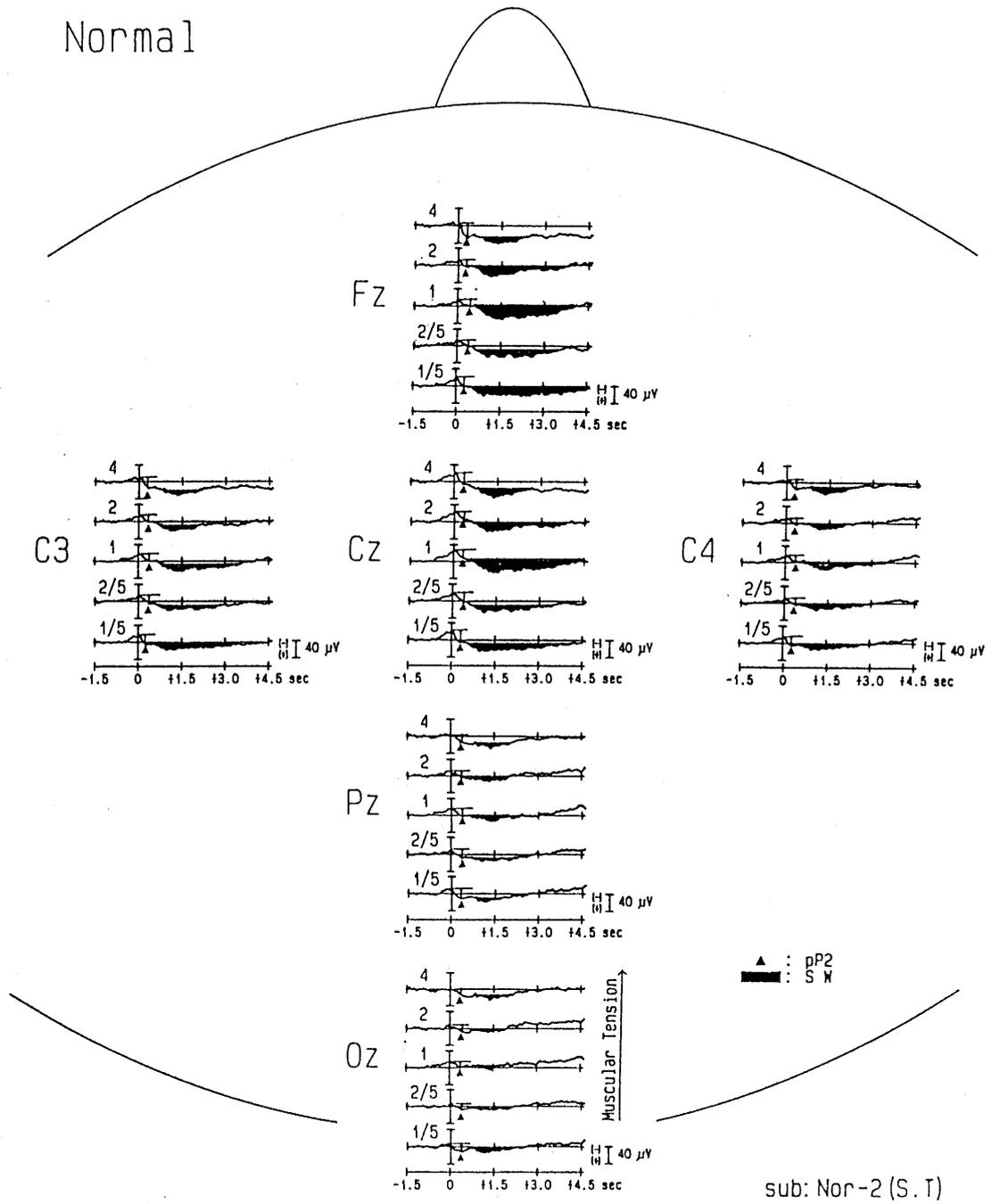


Fig. 4-2-5 運動関連脳電位の加算平均波形(被験者例:Nor-2,右利き)

Normal

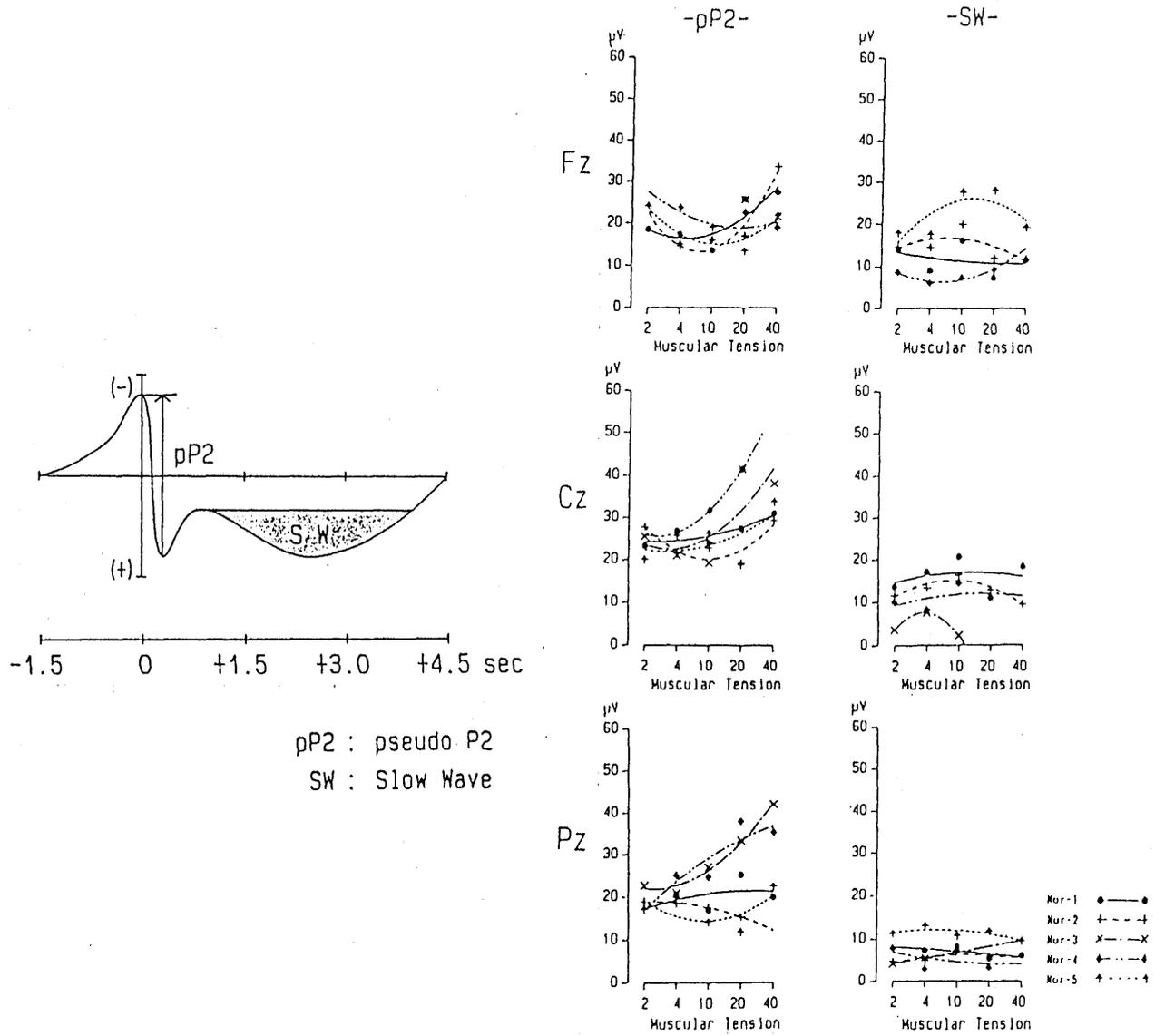
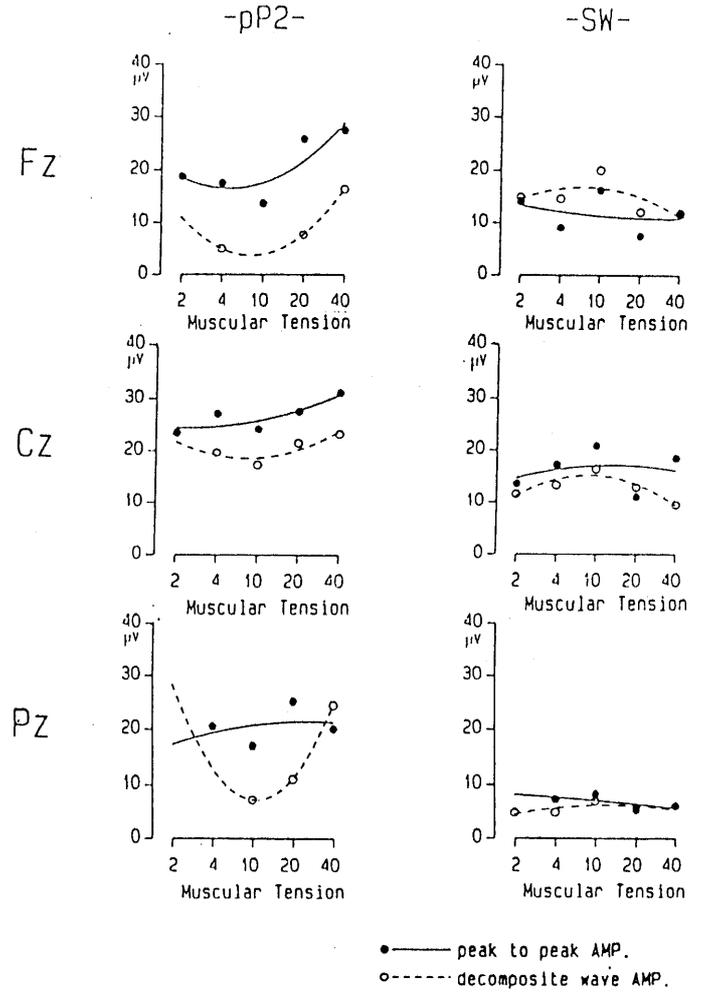
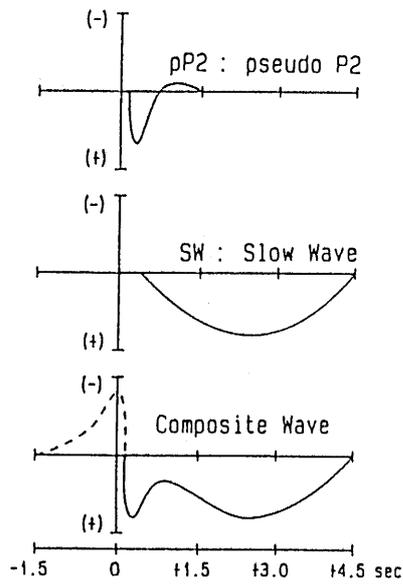


Fig.4-2-6 筋収縮強度による運動関連脳電位の運動後陽性成分の変化  
- 頂点同定法 -

Normal



Sub : Nor-1(T.T.)

Fig. 4-2-7 筋収縮強度による運動関連脳電位の運動後陽性成分の変化  
 - 頂点同定法と成分分離法の比較 -  
 (被験者例: Nor-1, 右利き)

## 第 5 章 第一部のまとめ

運動を含めた人間の認知活動に関する研究は、脳・神経科学のような生理学的視点ばかりでなく、心理学や情報科学的モデル等の知見をも駆使した多面的な認知科学的アプローチがなされるようになってきている。第一部では、生体電気現象計測による生理心理学的手法を用いて、筋の随意収縮遂行時における中枢運動準備過程・末梢運動実行過程・さらには中枢運動知覚過程の各側面の特徴について、定量解析した結果について述べてきた。結果の解釈に当たっては、生理学的な生体の機能局在に関する知識ばかりでなく、心理学、特に認知心理学の情報処理パラダイムによって得られている知見も活用して考察を加えた。

随意運動を円滑に遂行するためには、実行する運動についての中枢における綿密な準備が必要不可欠である。しかし運動は、中枢からの一方的な指令に基づいてなされるのではなく、それに基づいて末梢効果器が安定して作動すること、さらには運動感覚情報により中枢において正確な知覚が生じることによって遂行中の運動の精度が高められる。これを運動制御の生理学的構成要素と対応づけて略述すると、まず、皮質連合野や大脳辺縁系の活動により運動開始を促す内的欲求が生じ、その情報が大脳基底核や小脳を通して運動前野や補足運動野に伝えられ、これにより運動の具体的なプログラミングがなされる。この情報に基づいて、最終的な運動指令が運動皮質から錐体路等の下行路を通して下位運動中枢で中継されて末梢の効果器である筋に伝達され、筋の収縮活動により

運動が発現する。この運動指令は、同時に下位感覚中枢にも伝達され、筋収縮に関するフィードバック情報の一つである筋紡錘や腱紡錘からの固有感覚インパルスの発射状況と比較される。また視覚等の他の感覚からも運動感覚中枢にフィードバック情報が投射され、さらに個人の内的情報も参照されて運動の知覚が生じることになる。

本研究では、この運動制御過程の作動様相を、運動関連脳電位 (MRCP) と脳波基礎律動、表面筋電図の生体现象データにより定量計測した。運動準備の中枢情報処理過程の活動様相については、運動準備電位 (RP) の下位成分を分離計測することで、階層的運動準備過程の並列的作動特性や、随意収縮の欲求・企画・実行の中枢運動準備活動に関わる皮質領域の移行の様子が定量的指標により示された。また、運動準備の時間経過に伴って、脳の広汎な覚醒系が次第に限局した部位の皮質覚醒に至る様子が、脳波基礎律動である $\alpha$ 波の周波数構成成分の分離計測により明らかにすることができた。さらに、末梢運動実行系については、筋の収縮を司る運動単位 (MU) 活動の様子が、表面筋電図周波数成分の定量解析で推定できることを示した。このようにして至った筋収縮の中枢知覚には、順応水準 (AL) 等の認知的要因が関与することを、MRCPの運動後感覺性成分の計測により検討することができた。以上、随意運動の遂行メカニズムの解明に、運動の準備・実行・知覚の各側面の活動を反映する生体现象を計測する生理心理学的研究が有効であることを示した。

このように本研究では、随意収縮時の準備・実行・知覚の各側面の特徴について生理心理学的見地からの検討を加えたが、運動制御の研究においては、各要素の連動状況について考察することも重要な課題となっている。随意運動準備に伴う筋電図活動の変化は猪飼 (1955)<sup>37)</sup>によって最初に報告され、筋の持続的収縮状態から急速な随意収縮を行う場合

に、相動性放電に先立ち持続性放電が一時的に消失する現象が見いだされた。これは、動作前 silent period と呼ばれ、持続性(緊張性)放電から相動性放電に移行する際、運動をより効率的に遂行するための中枢神経系の切り替え機構を反映していると推測されている(矢部ら1975<sup>127)</sup>)。また、RPと表面筋電図成分との関係について Tanii et al. (1987)<sup>118)</sup>は、RPを本研究と同様に3つの下位成分 first potential, second potential, third potential に分類し、second potential 出現時に表面筋電図の周波数成分が徐波化し、third potential 出現時に silent period が出現することを見いだしている。この表面筋電図成分の徐波化は、運動単位 MU 活動の同期化と対応づけられて考察され、 $\alpha$ 運動ニューロンが上位中枢から運動準備性の調節を受けることが推定されている。このように中枢運動準備過程と末梢運動実行系が、運動の準備段階ですでに密接に関連しあっていることが報告されており、これは筋収縮の効率的作動に大きく寄与していると思われる。本論文においては、この点の検討が未だなされておらず、今後これらの知見をもとに、両者の作動特性の関連性について詳細に検討していく必要があると考える。

## 第二部

# 生理心理学的手法による 脳性麻痺者の運動機能計測

第一部では、健常者を対象とした検討を行い、実際の随意収縮遂行場面において運動関連脳電位(MRCP)、脳波基礎律動及び表面筋電図を導出し計測した結果を記した。即ち、随意運動の遂行メカニズムについて、生体電気現象計測によって生理心理学的なアプローチを行い、さらに、心理学の領域(主に認知心理学)で提唱されている仮説や理論を導入して検討した。これにより、生体の統合的制御機構により担われている随意運動の発現機構について、運動の準備・実行・知覚の各側面の解釈を進展させることに貢献できるものと考えられる。

近年、生体の心的活動の出力として生体電気現象計測を行う生理心理学的手法は、障害児・者の生体内活動を定量的指標により抽出して当該の障害に関する客観的な評価を行うことができるため、リハビリテーションへの応用が進んでいる。以降の第二部では、中枢性の運動機能障害の一つである脳性麻痺(cerebral palsy, CP)の運動機能計測に、生体電気現象を指標として用いる生理心理学的研究を適用し、障害されている運動機能に関する定量計測指標としての有効性を探る。なお、研究方略は第一部に準じ、随意収縮時に生じる脳波と筋電図の変化を定量計測し、結果を健常者で得られた知見と比較することで、脳性麻痺者において円滑な運動遂行を妨げている障害要因を検討する。

CPのリハビリテーションにおける大きな関心事は、日常生活において合目的的な動作の円滑な遂行を妨げている運動症状の改善であり、ある程度の正常化をもたらすことを目的として様々な運動機能回復訓練が考案され一定の成果を挙げている。これらの訓練の現場では、リハビリテーションを効率的に推進するために、CP者の呈する運動症状と運動遂行の障害メカニズムを的確に把握する必要がある。リハビリテーション医学の分野において、脳の損傷部位と発現する運動症状のタイプとの因果

関係が解明されてきているが、実際の不自由な運動の遂行場面において、これらの障害要因が運動機能のどのような側面に影響を及ぼし遂行する運動の効率を低下させているかについては未解明な点が多い。そこで本研究では、CP者のリハビリテーション効果の促進を図るための基礎的研究として、実際の随意運動の遂行時に観測される生体電気現象を定量計測して、運動の障害メカニズムを生理心理学的に検討した。

第二部は、3章からなる。第6章と第7章では、脳性麻痺者の運動遂行特性について生体電気現象を導出して検討した結果を述べる。「第6章 脳性麻痺者の中枢運動準備特性の解析」では、随意収縮の準備時に頭皮上から記録される運動準備電位(RP)と脳波基礎律動を用いて、脳性麻痺者の運動準備の中枢過程とそれに伴う皮質の覚醒状態の変化について述べる。「第7章 脳性麻痺者の運動実行と運動知覚特性の解析」では、脳性麻痺者の末梢運動実行系の筋の活動状態を表面筋電図を用いて解析し、また、中枢の筋張力知覚の成立する過程について、運動関連脳電位の感覚性成分を解析した結果について記す。「第8章 第二部のまとめ」では、脳性麻痺者において得られた知見を総括する。

## 第 6 章 脳性麻痺者の中枢運動準備 特性の解析

中枢における運動準備活動が円滑に進行することにより、種々の日常生活場面において合目的な運動を行うことができる。しかし CP 者では、この運動の準備段階における中枢神経活動が様々な要因により阻害されるため、動作不自由を惹起する一つの原因となっていることが推測される。

本章では、CP 者の中枢運動準備特性について、運動準備電位 (RP) と脳波基礎律動 ( $\alpha$  波) を解析し、運動準備時の脳内神経情報処理過程と皮質の覚醒状態に及ぼす障害要因の影響を定量的に検討した。

## 6.1. 脳性麻痺者における随意収縮準備時の中枢情報処理過程の検討

### 6.1.1. はじめに

CP者の運動遂行障害を示唆する現象の一つに反応時間 (reaction time, RT) の長さが知られる。RTを、刺激提示から筋活動の開始までの時間 (pre-motor time, 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 (motor time, MT) に分けて検討している川間ら (1985<sup>51)</sup>, 1987<sup>49)</sup>, 1989<sup>50)</sup>) は、CP者におけるRTの延長は、主としてPMTの延長に起因していることを報告している。PMTは中枢における刺激情報の処理や運動反応の準備に、MTは末梢の筋システムに関与することが示唆されており (Weiss 1965<sup>126)</sup>)、川間らは、CP者のPMTの遅延が中枢の情報処理システムの障害によるものであることを推定している。このようにRTの計測結果からも、運動準備に関わる中枢情報処理過程の遅延が推測されているが、これらの研究では、末梢の効果器である筋によって実行された運動のRTを通して中枢処理過程の活動を推定しており、中枢活動に直接焦点を当てたものではない。第一部で述べた如く、中枢の運動準備段階における情報処理活動の検討には、頭皮上で観測される運動準備電位 (RP) を計測することが有効であると考えられる。

RPは、他動運動や不随意運動では出現しない (Shibasaki et al. 1980<sup>104)</sup>, 1982<sup>106)</sup>, Obeso et al. 1981<sup>77)</sup>) ことから、運動の随意性を計測するための電気生理学的客観指標として、種々の中枢性運動機能障害の鑑別診断に応用されている。しかし、CP者に対するRP計測の適用は、運動障害の程度や種類、及びそれをもたらす中枢の病態が複雑であること

や、対象者によっては強い筋緊張により導出される脳波に種々のアーチファクト（筋電図や体動による基線の動揺等）が混入する等の理由によりあまり進んでいない。

軽度の運動障害を有するCP者のRPについて、鮫島ら（1984a<sup>96）</sup>, 1984b<sup>97）</sup>は、運動前陰性変動の出現開始時間が健常者のそれよりも早い、換言すれば陰性変動出現から筋収縮開始までの時間が延長することを報告しており、川間らのRTのPMT遅延と関連して、随意収縮開始に向けた中枢準備活動により長い時間経過を要することを裏付けるものと考えられる。また鮫島らは、運動の機能障害のタイプに対応した波形の崩れや低振幅傾向を示すことを報告している。その後、RPの下位成分BP, IS, NS'を回帰直線に当てはめて分類する手法（Barrett et al. 1986<sup>11）</sup>により解析が進み、著者ら（鮫島, 鈴木 1988<sup>98）</sup>は、CP者ではRPの各下位成分の出現開始時間が健常者よりも早く、成分の反映する中枢運動準備過程、つまり、運動の欲求, 企画, 実行の各神経活動に長い時間を要すると推論している。しかしこの回帰直線の当てはめによるRPの成分解析は、簡便的な波形計測法であり、成分分離の理論的根拠は充分とはいえない。また、CP者のRPは非常に複雑な相から構成されるため、この手法の適用が困難な場合が多く、得られた解析結果が、実際に脳内で生起している運動準備活動と正確に対応していない可能性がある。そこで本節では、第2章で述べた認知科学的手法を応用した事象生起前のERP成分分離モデルを用いて、頭皮上で時間・空間的に重畳して観察されるRPの下位成分BP, IS, NS'を分離して個別に計測し、CP者の中枢における随意運動の準備過程の神経情報処理活動の特徴について、生理心理学的及び認知情報科学的見地から定量的に検討した結果について述べる。

### 6.1.2. 対象

被験者として、Table 6-1-1 に示す前腕の急速な屈伸運動が可能な軽度のCP者10名（痙直型8名、アテトーゼ型2名、16歳7ヶ月～30歳7ヶ月）を対象とした。

なお、記録方法と解析方法は第3章の1節(3.1.)に準ずる。

### 6.1.3. 結果

#### a. RPの波形形状と下位成分の出現時間

Fig.6-1-1 に活性化と不活性化の関数により分離したRPのモデル成分の出現時間と、成分の活性化の速さの指標である速度定数を平均で健常者の結果と比較して示す。

CP者におけるRP下位成分の活性化の開始は、筋収縮開始時を基準にとればBP, IS, NS' とともに健常者よりも早い。また、成分の活性化の速度は健常者のように随意収縮開始に向けて上昇せず、ISではBPに比して若干高い値を示すものの3つの成分ともほぼ同程度の値を示す。

Fig.6-1-2に、中心部Czで観察された典型的なMRCP波形（被験者例4例）と、RPのモデル成分の出現時間を示し、括弧内には成分の活性化の速さの指標である速度定数を記す。

健常者と同様に、筋収縮の開始に向けてRPの陰性変動の傾斜が急になるCP-2とCP-3では、各成分の活性化の過程は相互に時間的に重なり合っている。しかしCP-1とCP-4では、陰性変動の途中で陽性方向への変位を示す不規則なRP波形となっている。この時、成分の活性化状況は、CP-1

(痙直型, 対麻痺例)では、ISの活性化が終了して不活性化の過程に移行し、しばらくしてNS'の活性化が開始している。またCP-4 (アテトーゼ型, 軽度四肢麻痺例)では、BPとISの活性化の過程が時間的に重複していない。このようにRPの下位成分の時間経過に重複が認められない例は他に痙直型の右片麻痺1例にみられ、この場合には、BPとISの活性化過程が時間的に重複していなかった。

なお下位成分の活性化の速度に関しては、健常者と同様にBPからNS'へと随意収縮開始に向けて上昇するものが4例見られたが、他の6例は活性化の速度に順序性は認められなかった。BPに比しISの活性化が減速したのは痙直型の2例で、ISに比しNS'の成分活性が減速したのは痙直型3例、アテトーゼ型1例であった。

#### b. RP下位成分の頭皮上振幅分布

Fig.6-1-3 に、痙直型CP者例のRPのモデル下位成分BP, IS, NS' の頭皮上分布について等高線表示したものを示す。図左の例 (上肢指先の軽度運動障害)ではBP, IS は前頭部の活動が最も活発で、NS'では活発な部位が後方に広がってはいるが、依然正中中心部から前方にかけての部位が活動の中心となっている事が伺える。この様な成分の振幅分布の特徴は、アテトーゼ型2例と痙直型4例に認められた。なお痙直型で左下肢単麻痺を示す例と(CP-5)と対麻痺を呈する例(CP-8)では、図右に示すようにBPにおいてもすでに中心部Cz付近の振幅が大きく、NS'にかけて一貫して中心部優位の振幅分布を示していた。

#### 6.1.4. 考察

CP者の中枢における随意運動の準備過程の特徴について、時間的に重畳しているRPの下位成分BP, IS, NS' を分離して個別に計測した。

CP者におけるRPの各下位成分の活性化の開始は、運動開始を基準にしてみた場合、健常者に比して早いことが示され、運動準備の各情報処理過程が運動に先だって早期から駆動されていることが著者らの先行研究(鮫島, 鈴木1988<sup>98</sup>)と同様に確認された。これにより、従来、反応時間研究等で推論されてきたCP者の反応時間の遅延に及ぼす中枢運動準備過程の時間経過延長(川間ら(1985<sup>51</sup>), 1987<sup>49</sup>), 1989<sup>50</sup>)の実態が、客観的な定量計測指標により明らかにすることができたと考える。

健常者のRPにおいて、BPからNS' にかけて、成分の活性化速度は段階的に上昇することが確認されている。これは、神経ユニットにおける運動準備情報の処理速度が階層的に加速していくことを反映すると考えられたが、CP者10例中6例では、RP成分の活性化速度は随意収縮開始に向けて上昇せず、運動準備に関与する神経ユニットの情報処理速度に階層的序列は認められなかった。

また、成分相互の活性化過程の適切な時間的重畳は、RPの波形形態を決定する要因の一つであることも示された。CP者においては、陰性変動の途中で陽性方向への変動を示す不規則なRP波形を示す例が3例に見られ、この場合には、下位成分相互の活性化過程に時間的重複が認められず、これが頭皮上のRP波形を歪める原因となっていることが確認できた。CP者のMRCP波形の歪みについては、鮫島らの先行研究(1984a<sup>96</sup>), 1984b<sup>97</sup>)においても同様に認められ、障害の程度との関連性が指摘されている。本研究では、障害の程度やタイプによる差異を充分には見いだすに至ら

なかったが、下位成分相互の活性化過程の時間関係から、運動準備の情報処理神経ユニット間の情報伝達は何らかの要因により障害されているために生じる現象であることが推測された。RPの下位成分BP, IS, NS'の時間経過を検討することにより、中枢内の随意収縮準備における階層的な情報処理活動、即ち運動の欲求・企画・実行過程の経時的活動特性について考察することが可能になるとと思われる。Fig.6-1-2の痙直型の例ではISとNS'の間で成分相互の活性化過程に時間的重複が認められず、これは、運動の企画と遂行過程を担う情報処理ユニットが健常者のような並列的活動特性を示さないことを意味しており、運動の企画情報を遂行過程に転送する情報伝達プロセスの障害が推測された。またBPとISの活性化過程に時間的重複が認められないアテトーゼ型の例では、運動に対する欲求情報を企画過程に反映させる情報伝達のプロセスが障害されていることが伺えた。CPの運動麻痺のタイプと脳の病変部位との対応関係について、四肢麻痺の多く見られるアテトーゼ型では大脳基底核等の脳の深部病変が、片麻痺や対麻痺等の比較的局在的な麻痺のみられる痙直型では関連する運動野や感覚野に限局した病変が推定される。上記の解釈を成分の発生源との関係で換言すると、ISとNS'の成分発生には運動前野や運動野等の皮質の関与が推定されており(Barrett et al. 1986<sup>11)</sup>)、皮質病変が推定される痙直型の例では、成分の発生に関与するこれらの皮質活動が相互に時間的に重複していない可能性が考えられた。一方、BPの発生には辺縁系等の脳の深部構造も少なからず関与しており(Deecke et al. 1976<sup>20)</sup>)、脳の深部病変が推定されるアテトーゼ型の例では、皮質下の活動と皮質の活動の並列性が障害されている可能性が推測された。しかし、痙直型の例でもBPとISの活性化に時間的重複が認められない場合があり、運動障害のタイプとの関連についての検討には、今後、多数

の症例データの蓄積が必要と考える。

成分の振幅分布情報は、運動準備に伴う大脳皮質の活性水準の変化を観測する際の重要な指標として用いられる。健常者では、BPは運動に対する意欲や期待等の高次精神活動に関与する前頭部で大きな振幅を示した。ISは皮質活動の中心が中心部近傍に移ったことを反映してCz付近の振幅が高く、またNS'成分は運動指令の最終出力部位である運動肢と反対側の左中心部の運動皮質で大きな振幅を示し、運動の欲求、企画、実行の情報処理活動を担う皮質領域の活動との関連性が示唆された。しかし、CP者では、このような成分の振幅分布の変化傾向は明確に認められず、6例において、BP、ISともに前頭部の活動が最も活発で、NS'においても頭皮上前方の部位の皮質活動が活発である事が伺えた。一般に、中枢性の機能障害によるRPの異常性については、低振幅化の形で現れることが知られている。片麻痺患者のRP振幅について検討を行った Shibasaki (1975)<sup>101)</sup>は、皮質表在性病変の例では低振幅化は局在性に止まるのに対し、脳の深部病変では両側性に高度の異常が示されると報告している。本研究では、皮質局在性病変が推測される痙直型CP者においても、深部病変が推測されるアテトーゼ型のCP者においても、障害のタイプに応じた成分の低振幅化傾向は認められなかったが、随意収縮の準備過程における成分分布が皮質機能に対応して変化せず、アテトーゼ型2例と痙直型4例において運動準備の全段階で前頭部における成分振幅が大きかった。この結果は、前頭部が全ての中枢運動準備活動を担っていると解釈することもできるが、皮質機能の分業化を考慮すると、やはり、運動の欲求、企画、実行の過程は、それぞれ辺縁系から前頭部、運動前野や補足運動野、運動野が担っていると考えるほうが妥当と思われる。前頭連合野は運動の欲求に関連した情報が辺縁系から投射されており、運動の企画

の指令を諸運動中枢へ出力する部位であり、ここの活動は運動に対する意欲や努力等の心理的要因を反映するとされている。一般にCP者は種々の運動発現場面に際して心理的に過度に緊張するとされており、この心理的緊張の高揚による前頭部活動は、中枢の情報処理が運動の企画、実行過程に移行してもこれを担う運動前野や運動野の活動よりも優位であると推測することができる。つまり、心理的緊張による前頭部活動のバイアスが各運動準備過程に影響している可能性が推察される。また、これらの例の中に、上述のRP成分の活性化過程に時間的重複が認められない3例が含まれており、前頭連合野の運動の意欲や努力に関する情報を、運動の企画と実行に関与する皮質へもたらず情報伝達系の障害である可能性も考えられる。

また痙直型で左下肢単麻痺を示す例と対麻痺を示す例では、運動準備の全段階で中心部付近の活動が活発になっており、運動の欲求、企画という初期準備過程においても、この部位の皮質活動が優位である。これらの例では、ほとんど上肢機能に問題はなく、運動野の足の再現部位である正中中心部付近の皮質局在性病変が推測される。前述のように皮質局在性の病変はRPの振幅を低下させる要因となるが、本研究では逆の結果となり、むしろ病変部位近傍でRP各成分の振幅が高まっていた。頭皮上脳波はインピーダンスの高い頭蓋や頭皮を通して記録されるため、実際に発生している電位がかなり減衰し、発生源に比してかなり広い電位分布となる。従って、病変部位の機能を補うかたちで周辺の皮質領域の活動が運動の全準備段階で優勢になり、頭皮上では病変部位においても高振幅値として記録されている可能性も考えられる。しかし局在した皮質活動を検索する際には、当該する位置の近傍の探索電極を増やし頭皮上から波源推定が容易なSD法による脳波導出を実施して確認する必要が

ある。

以上、RP成分を分離して計測することで、CP者の中枢運動準備活動の特徴について定量的指標により検討することができた。

#### 6.1.5. 要約

CP者の円滑な運動発現の障害要因となっている中枢運動準備過程の特徴について解明するために、準備電位(RP)の下位成分BP, IS, NS' を分離して計測した。

実験は軽度のCP者10例(痙直型8例, アテトーゼ型2例)を対象として行い、上腕三頭筋の等尺性収縮を随意的にしかも急速に行った際の脳波を頭皮上8部位から両耳朶を基準として単極導出し、加算平均操作によりMRCPを算出した。その後、MRCPの運動前陰性電位変動のRPの下位成分を分離計測し、成分間の活性化過程の時間関係や頭皮上振幅分布を指標とした検討を行った。

本研究で得られた結果を模式化し健常者の結果と比較して Fig.6-1-4 に示す。RPの陰性変動が随意収縮開始に向けて傾斜が次第に増す健常者では、下位成分の活性化過程に時間的重複が認められ、運動準備に際して設定される階層的情報処理活動が、認知科学の領域で提唱されている脳活動の並列モデルで表現できることが示された。一方CP者のRPでは、陰性変動の途中で陽性方向への変動を示す複雑な波形となる例も3例認められ、この場合にはRP構成成分の活性化過程に時間的重複がみられなかった。皮質表在性病変が推定される痙直型例ではISとNS' の活性化過程に、脳深部病変の推定されるアテトーゼ型例ではBPとISの活性化過程に時間的重複が認められず、成分発生に寄与する脳の活動部位と推定病

変部位との因果関係が推測され、筋の収縮開始に向けた数段階の中枢過程における情報伝達が円滑に進行していないことが伺えた。また、CP者では、これらの成分が健常者よりも早期に出現する傾向が認められ、随意収縮開始に向けた中枢準備過程がより早くから駆動されていることが伺えた。なお成分の活性加速度(速度定数)は健常者のように筋収縮の開始に向けて階層的に上昇していない例が6例に認められた

さらに、モデル成分の頭皮上分布から、健常者では、運動の欲求、プログラミング、実行の各準備活動に寄与する皮質領域がBPからNS'にかけて前頭部から中心部を経て運動肢と対側の左中心部へ移行していく様子が示されている。これに対しCP者では、成分の振幅は、BPからNS'にかけて一貫して前頭部で大きい傾向が認められ(10例中6例)、意欲や努力等の心理的要因に関与する前頭連合野の活動が運動準備の各段階で高まっていることが推測された。以上の結果については、障害のタイプによる特異性は認められなかったが、痙直型で左下肢単麻痺や対麻痺を示す2症例では、推定病変部位と対応する中心部付近で、RP下位成分の振幅が一貫して大きい傾向が認められた。

## 6.2. 脳性麻痺者における運動準備に伴う皮質覚醒状態の変化

### 6.2.1. はじめに

前節で、CP者における運動準備の中樞神経活動の特徴を検討する際、RP下位成分の定量計測が有効であることを述べてきたが、運動準備に伴う脳の覚醒状態の変化の検討には、脳波基礎律動の $\alpha$ 波の検討が有効な指標となる。健常者においてRPの出現前、BP出現時、IS、NS'の出現時の $\alpha$ 波成分を解析した結果、運動遂行に向けた $\alpha$ 波の脱同期化は、運動準備の初期段階では、まず皮質全般性に生じ、次第に運動皮質等に比較的限局した部位に至ることが観測された。しかしCP者のRPの解析結果から、運動準備の中樞情報処理過程に脳障害の影響と推測される特有の現象が見出され、運動準備に伴う皮質覚醒の焦点化の過程も健常者のように円滑に進行していない可能性が考えられる。そこで本節では、CP者の運動準備の時間経過による皮質覚醒の状態変化を、 $\alpha$ 波成分の定量計測により検討した結果について記す。なお $\alpha$ 波成分の解析は、鈴木(1974)<sup>111)</sup>と同様に広汎性成分と限局性成分に分けて行い、頭皮上における成分の部位間の相関関係(クロススペクトル解析によるコヒーレンス関数や位相差)も含めて検討した。

### 6.2.2. 被験者

被験者は、Table6-2-1に示す前腕の急速動作が可能で、かつ教示の理

解可能な知的障害を有さない軽度のCP者9名(年齢16才1ヶ月～25才0ヶ月:痙直型5名(右利き3例,左利き2例),アテトーゼ型4名(右利き3例,左利き1例))を対象とした。

なお、実験手続,記録方法及び分析方法については、第3章の2節(3.2.)に準ずる。

### 6.2.3. 結果

#### a. RPの出現経過による頭皮上 $\alpha$ 波成分の変化

まず、 $\alpha$ 波成分の頭皮上分布と、この成分のRPの出現前後(pre-BP, BP)及び筋の随意収縮開始直前(pre-M)にかけての変化の特徴を見るため、CP者(痙直型例)における各部位脳波のオートパワスペクトルの構成成分の分離結果をFig.6-2-1に例示する。スペクトルは脳波の導出部位毎に示されており、各部位には左側から時間経過を追ってpre-BP, BP, pre-Mを示してある。

CP者では、全体的に健常者に比べスペクトルが全体的にブロード(成分の存在する帯域幅が広い)である。図の例では、スペクトルが2つの周波数成分で構成されており、周波数の低い成分はPzより前方で優勢である(限局性成分)。このように、 $\alpha$ 波帯域の周波数スペクトルが広汎性及び限局性の複数成分で構成されるものは、痙直型では5例中3例に、アテトーゼ型では4例全例に認められた。

図では、Pzにおいて、RP出現前の $\alpha$ 波は周波数の低い限局性成分のみでスペクトルが構成されるが、BPの出現によって周波数の高い広汎性成

分が現れ、その他の部位においても同成分のパワが増大している。一方、限局性成分はBP出現時にパワが若干抑制され、筋収縮開始直前の pre-M には健常者とは逆に増大しているが、この傾向は中心部 Cz近傍で主として認められる。このような、BPの出現による広汎性成分のパワの増大と筋収縮開始直前の限局性成分の増大は、複数の $\alpha$ 波成分が認められる痙直型3例のうち2例に認められた。またアテトーゼ型では、RP出現経過による限局性成分のパワの変化は明確に認められず、4例中3例において、筋収縮開始直前に広汎性成分のパワが抑制されていた。

なお、Pzにおける $\alpha$ 波成分の欠落は上肢両麻痺1例、下肢対麻痺2例の痙直型の3例に認められ、痙直型で対麻痺を示す1例では同部位における成分が減衰し、他の部位では見られない成分の存在が確認された。また、アテトーゼ型の4例では成分の減衰や欠落は認められなかった。

#### b. RPの出現経過による $\alpha$ 波成分の頭皮上部位間関係の変化

CP者におけるRPの出現前後と筋収縮開始直前の $\alpha$ 波成分の頭皮上部位間関係の変化について、広汎性 (Generalized) 及び限局性 (localized) 成分のコヒーレンス関数と位相差を Fig. 6-2-2 に例示した (痙直型 (左利き例)、アテトーゼ型 (右利き例) 各1例)。また、これらの変化傾向を正中線方向 (Midline) と左右中心線方向 (Transverse) 毎に、例数で Table 6-2-2 に括め、主傾向には斜影をつけた。

Fig. 6-2-2aの痙直型例は、Fig. 6-2-1に示したものと同一例であるが、代表的な部位として示したCzのスペクトルで広汎性成分はBPの出現によりパワが増加している。この成分はRPの出現前にはPzでは認められない

が (Fig.6-2-1 参照)、コヒーレンス値は健常者と同様にBP出現時に低下し、筋の収縮開始直前に大きく上昇している。後頭部と各部位の位相関係は、健常者とは逆に前方にかけて遅れを示し、BP出現時に左右中心部で位相差が若干減少しているが、正中線上のFz,Czでは位相差の減少は認められない。一方、限局性成分のパワは筋収縮の開始直前に抑制されず、運動肢の対側の中心部C4を基準としたコヒーレンス値は、全導出部位において広汎性成分と同様にBPの出現で低下し、収縮開始直前には上昇している。この成分の位相差は、BP出現時に増大し、筋収縮開始直前にはC3を除いて減少している。痙直型の変化傾向をTable 6-2-2aに纏めて示す。広汎性成分の部位間関係を示すコヒーレンス関数は、健常者と同様にRPの出現で低下し筋収縮の開始に向けて上昇しているが、限局性成分のコヒーレンス関数も広汎性成分と同様の変化傾向である。

アテトーゼ型 (Fig.6-2-2b)では、広汎性成分の周波数は限局性成分より低く、BPの出現により広汎性成分のパワが中心部近傍で増大し、筋収縮開始の直前に抑制されている。広汎性成分のコヒーレンス値は、健常者とは逆にBPの出現で上昇し、筋収縮開始直前には低下しており、この傾向は左右中心線上で顕著に認められる。同成分の位相は痙直型CP者と同様に前方にかけて遅れを示し、BPの出現と筋の収縮開始に向けて運動肢の対側の左中心部 (C3, C3')における位相差が増大している。一方、限局性成分の運動準備の各段階におけるパワの変化は明確に見られないが、BPの出現と筋収縮開始に向けて、C3を基準とした中心部近傍のコヒーレンス値は、健常者同様上昇している。この成分の位相差は、Oz, C4を除きBPの出現によって増大し、筋収縮の開始直前には健常者と同様に減少している。アテトーゼ型の変化傾向をTable 6-2-2bに纏めて示す。成分の部位間関係を示すコヒーレンス値は、広汎性成分では健常者とは逆にRP

のBP成分出現時に上昇し、筋収縮開始直前に低下している。限局性成分は著明な変化傾向が認められないが、収縮開始直前にコヒーレンス値が低下している。

#### 6.2.4. 考察

CP者の中枢運動準備過程における皮質覚醒状態の変動の検討のため、 $\alpha$ 波の広汎性と限局性成分のRPの出現経過による変化を検討した。

比較のために第一部の健常者で得られた結果についてまとめておく。RPのBP成分出現時に皮質全般性の覚醒を反映して広汎性成分が脱同期化し抑制された。随意収縮開始直前には、広汎性成分は同期化してパワが増加し成分の頭皮上部位間相関が上昇した。一方、限局性成分は運動皮質の活性化を反映して筋の収縮開始直前に脱同期化し抑制された。

CP者において、痙直型では導出部位の一部で、近接した部位には存在する広汎性及び限局性成分の一方が認められない場合やパワの減衰が著しい場合があったが、アテトーゼ型4例では成分が欠落するものはみられなかった。CP者の $\alpha$ 波成分について安西ら(1978)<sup>9)</sup>は、CT異常との関連で検討を行い、皮質に病変がある場合には $\alpha$ 波成分は抑制されてスペクトルの明瞭なピークを欠き、皮質下の深部病変では頭皮上脳波の異常という形では反映されにくいと報告している。痙直型CP者は一般的に運動野や感覚野等の皮質局在性病変が推測され、本研究で示した両麻痺を示す4症例(上肢両麻痺1例,下肢対麻痺3例)では、病変部位と推定される中心頭頂部付近で、広汎性成分が欠落または減衰したものと思われる。このように、障害のタイプにより $\alpha$ 波成分の頭皮上分布に差が見られた

が、RPの出現経過による成分の変化についても痙直型、アテトーゼ型にそれぞれ特有の現象を見いだすことができた。

痙直型CP者における特徴は主として限局性成分に認められ、BPの出現でパワーが抑制されてコヒーレンス値は低下するが、随意収縮の開始に向けてはパワーが増加して頭皮上部位間の相関関係が上昇する。また、BP出現による広汎性成分の脱同期化、つまり皮質全般性の覚醒は認められなかった。限局性成分の変化は、健常者の広汎性成分の性質と類似しており、痙直型CP者では限局性成分が随意収縮の開始直前に運動皮質の活性化をもたらす成分として機能的に分化していないことを示すものと思われる。別の可能性としては、運動皮質に限局した覚醒系がRPのBP成分出現時という運動準備のより早い段階で駆動されていることが推測でき、皮質表在性病変による影響が運動準備時の運動皮質の覚醒を時間的に早めるかたちで及んでいることが考えられた。一方アテトーゼ型CP者では、運動準備の各段階における限局性成分のパワーの変化は明確に認められず、広汎性成分のパワーがBPの出現により増大してコヒーレンス値が上昇し、運動準備の初期段階ですでに成分の部位間関係が上昇して皮質の協応活動が高まっていることが伺えた。皮質全般性の覚醒には脳幹等の脳の深部機構の関与が大きく、広汎性成分のパワーが随意収縮開始直前に抑制されていたことは、脳の深部病変が推定されるアテトーゼ型では、皮質全般性の覚醒系の駆動時期が遅れ、運動開始直前というより遅い時点で駆動されたものと考えられる。また、限局性成分の脱同期化が認められず、広汎性成分が健常者の限局性成分の性質と類似すること等を考慮すると、随意収縮の遂行に向けた皮質覚醒の焦点化が円滑に進行していない可能性も推測された。この他に両タイプのCP者共通にみられる現象として、広汎性成分の位相関係がSuzuki(1974)<sup>112)</sup>の報告とは逆に後頭部から前

頭部にかけて遅れを示し、また、BPの出現時に健常者の様な皮質全般にわたる位相差の減少が認められなかった。頭皮上の $\alpha$ 波の位相関係はペースメーカーである視床リズムの位相関係を反映しており (Andersen 1967<sup>6)</sup>)、通常では前方の位相進みが知られる。CP者で頭皮上前方の位相遅れが見られたことは、脳の深部病変による影響と考えることもできるが、皮質病変の推定される痙直型においても共通に認められたことは、CP者に特有の $\alpha$ 波成分の位相関係の特徴として興味深い。これに加え部位間の位相差は、脳波成分の皮質伝播をも反映することが報告されており (Petsche 1970<sup>80)</sup>)、成分の随意収縮の準備に伴う位相差の減少は、皮質活性により $\alpha$ 波成分の伝播速度が速まることを示すと考えられている (Pocock 1980<sup>86)</sup>)。CP者では脳の病変による影響で $\alpha$ 波成分の皮質伝播が阻害されている可能性があり、随意収縮の準備にともなう皮質活性によっても伝播速度が速まらなかったものと推測される。

以上、脳波基礎律動の $\alpha$ 波を定量計測することで、随意運動の準備に伴う脳の覚醒状態の変化について観察することができた。健常者では、第一部に記したように、運動準備の初期段階では皮質全般性の覚醒系が駆動され、随意収縮開始の直前には運動皮質に限局した覚醒に至る様子を示すことができたが、今回の症例において、痙直型CP者では限局性の覚醒系、アテトーゼ型では広汎性の覚醒系の活動を反映する $\alpha$ 波成分の変化に特有の現象が認められた。これにより、 $\alpha$ 波成分の発生機構にもたらされる影響が脳の病変部位と対応したかたちで示され、CP者の随意運動準備の中核過程を解明するための手がかりの一つになると考える。

#### 6.2.5. 要約

後頭部に優勢で頭皮上全般に見られる広汎性の $\alpha$ 波成分と中心部近傍に比較的限局してみられる限局性の $\alpha$ 波成分のそれぞれについて、RPの出現経過による変化を解析し、CP者における随意収縮の準備に伴う脳の覚醒状態と協応活動の変容について、成分の頭皮上分布と部位間関係を基に運動障害のタイプとの関連で検討した。

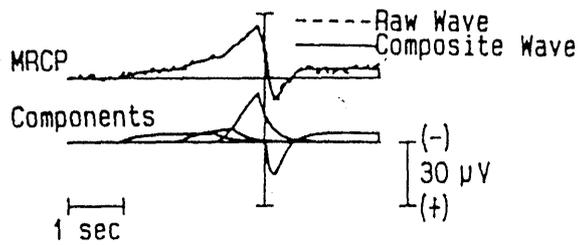
実験は軽度のCP者9例(痙直型5例,アテトーゼ型4例)を対象として行い、上腕三頭筋の急速な随意的等尺性収縮時の脳波を頭皮上8部位から両耳朶を基準として単極導出した。解析は、RPの陰性変動開始前(pre-BP)、RPのBP成分出現時(BP)、筋収縮開始直前(pre-M)の脳波を対象として、二次元ARモデルによるクロススペクトル解析を行い、成分の部位間関係を検討した。また、スペクトル上において観察された複数個の周波数構成成分は、DFP法によりローレンツ波形をあてはめて分離した。

得られた結果を模式化し、Fig.6-2-3に示す(比較対象のために健常者も示す)。 $\alpha$ 波の成分を分離して計測した結果、健常者では、運動準備の初期段階では皮質全般性の覚醒系が、筋の収縮開始直前には運動皮質に限局した覚醒系が駆動される。一方、皮質局在性病変の推定される痙直型CP者の $\alpha$ 波成分の頭皮上分布において、推定病変部位と対応した導出部位で、成分が減衰したり欠落している場合があった。この痙直型CP者では、運動準備に伴う $\alpha$ 波成分の特異的变化は主して限局性成分に認められた。RPの出現で限局性成分が抑制され、随意収縮遂行に向けパワーが増加して部位間の相関関係が上昇することから、運動準備に早い段階で運動皮質に限局した覚醒系が駆動されていることが推測された。またこの変化は健常者の広汎性成分の性質と類似していた。脳の深部病変が推

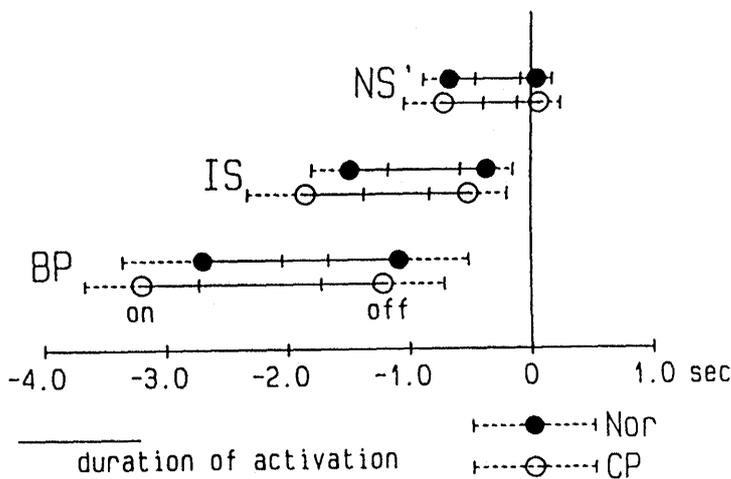
測されるアテトーゼ型CP者では、頭皮上の成分の欠落は認められず広汎性成分が運動準備に際して変化した。BPの出現により広汎性成分のパワが増大して部位間の相関関係が高まり、次いで筋の収縮開始直前には成分が抑制されており、皮質全般性の覚醒系が運動準備の比較的遅い段階で駆動されることが推測でき、また、広汎性成分が限局性成分の性質を併せ持つものと思われた。CPのタイプにおける運動準備に伴う脳の覚醒系の特異性は、痙直型では限局性の系にアテトーゼ型では広汎性の系に認められ、運動準備に伴う皮質覚醒の焦点化が健常者のように円滑に進行していないことが推察された。このように、脳の病変部位と関連した $\alpha$ 波成分の頭皮上分布や、運動準備に伴う脳の覚醒状態の変化に障害のタイプによる特異性がみられ、RP出現時の脳波基礎律動の解析も、CP者の運動準備の中枢過程を解明する有効な手段になりうると考えられた。

Table 6-1-1 被験者リスト

被験者	年齢	性別	利き腕	障害のタイプ,程度
CP-1 K.M	16:07	F	L	Spastic 対麻痺 上肢問題なし 書字可
CP-2 Y.A	18:09	M	R	Spastic 上肢指先の軽度障害 書字可 前腕の屈伸運動スムーズ 下肢問題なし
CP-3 T.Y	18:07	M	R	Athetosis 四肢麻痺 車椅子使用 上肢は素早い運動が困難 書字不可
CP-4 Y.S	25:00	M	L	Athetosis 四肢麻痺 独歩 左手:書字可,前腕の急速屈伸運動可
CP-5 R.T	30:07	M	R	Spastic 左足単麻痺 独歩 上肢問題なし
CP-6 T.A	24:11	M	L	Spastic 右片麻痺 独歩 左上肢屈伸運動可 書字可
CP-7 H.O	25:10	M	R	Spastic 対麻痺 独歩 上肢問題なし
CP-8 T.M	23:01	F	R	Spastic 対麻痺 補装具使用 上肢問題なし
CP-9 A.I	20:11	M	L	Spastic 対麻痺 クラッチ使用 上肢問題なし
CP-10 M.O	19.04	F	R	Spastic 対麻痺 細かい作業が苦手だが上肢問題なし



Latency



Rate constant

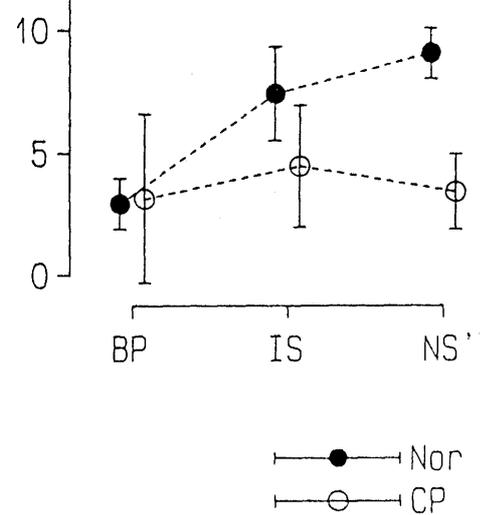


Fig. 6-1-1 中心部Czにおける準備電位下位成分の活性化の時間経過(左図)

と速度定数(右図) -被験者平均-

(左図: 成分の活性化の持続時間を実線で示し活性化の開始と終了時間の平均値を丸印で点線の標準偏差とともに示す)

右図: 成分の活性化速度の平均値を丸印で標準偏差とともに示す)

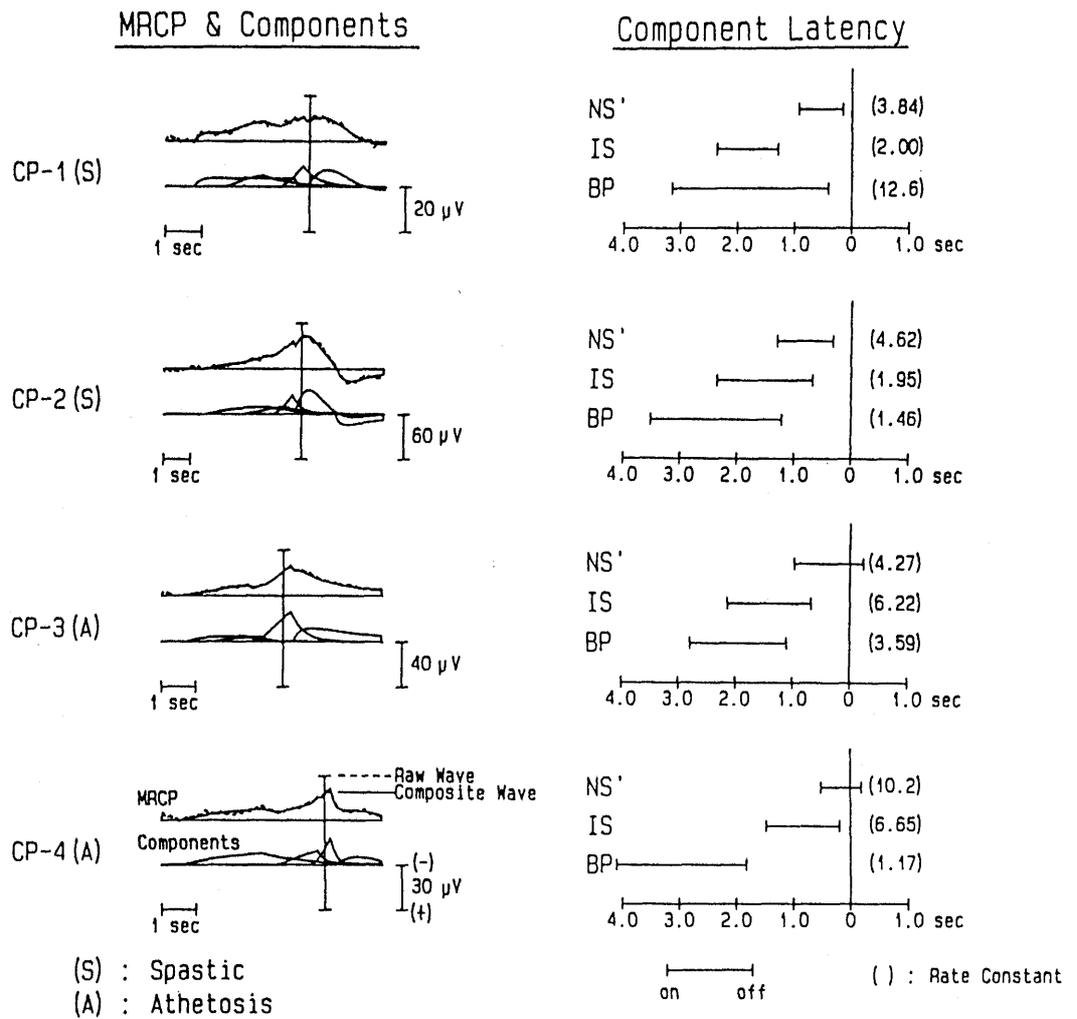


Fig. 6-1-2 脳性麻痺者の中心部 Czにおける運動関連脳電位波形と準備電位下位成分の活性化の時間経過 (被験者例, 右図の括弧内には成分活性の速度定数を示す)

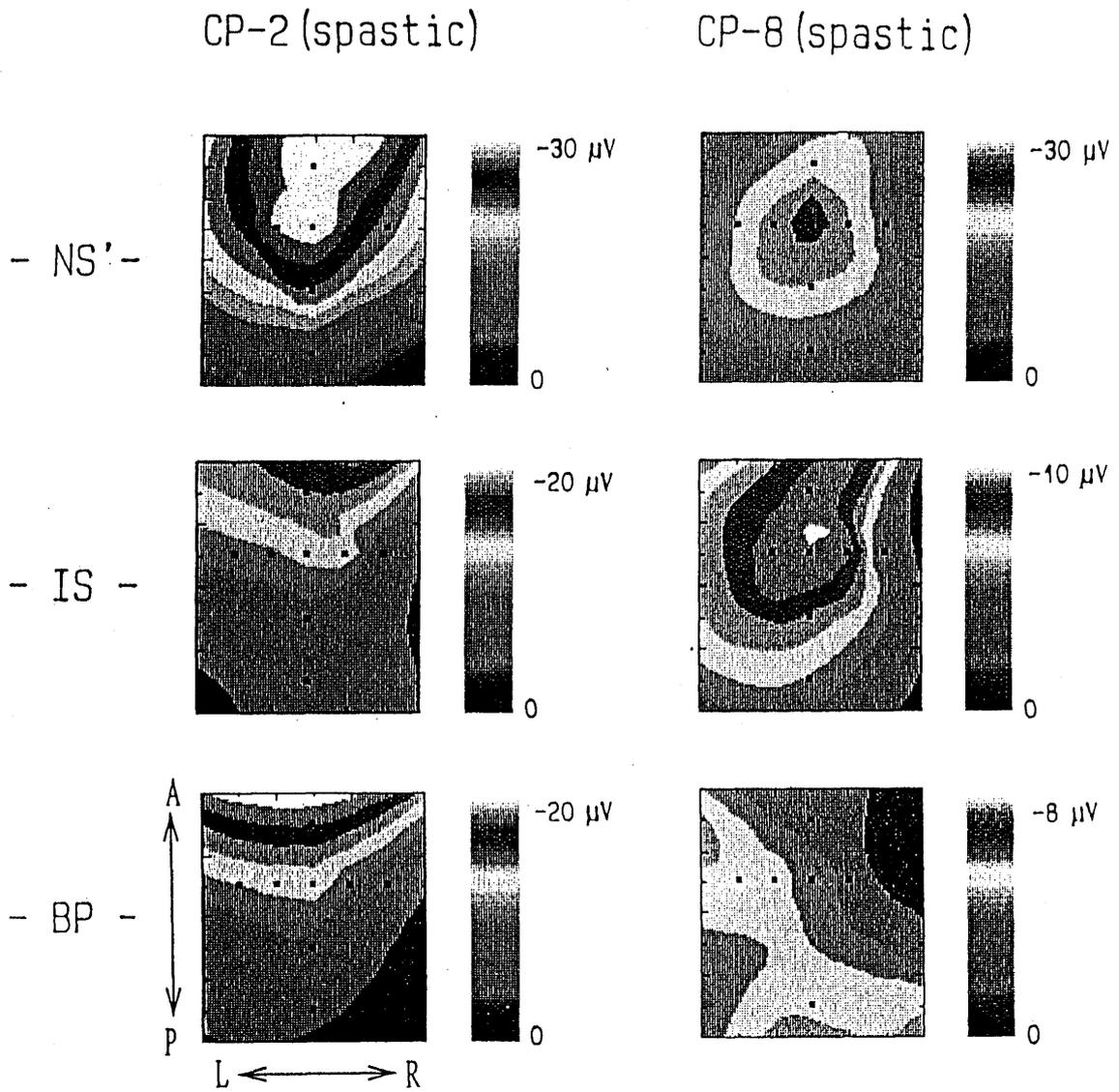


Fig.6-1-3 脳性麻痺者における準備電位下位成分振幅の等高線表示  
 (被験者例, 左:CP-2,痙直型,右上肢の軽度障害,右利き  
 右:CP-8,痙直型,対麻痺,右利き)  
 A:anterior P:posterior L:left R:right



Table 6-2-1 被験者リスト

被験者	年齢	性別	利き腕	障害のタイプ,程度
CP-1 M.M	16:01	M	R	Spastic 対麻痺 車椅子 上肢問題なし 書字可
CP-2 M.I	19:09	M	R	Spastic 対麻痺 独歩 右手書字可(多少不自由)
CP-3 T.T	17:00	M	R	Athetosis 四肢麻痺 クラッチ歩行 書字不可 上腕の屈伸運動可
CP-4 H.T	16:01	M	R	Athetosis 四肢麻痺 独歩 書字不可 急速運動時に不随意運動の混入大
CP-5 Y.A	17:11	M	R	Spastic 上肢指先の軽度障害 書字可 上腕の屈伸運動スムーズ 下肢問題なし
CP-6 T.Y	17:08	M	R	Athetosis 四肢麻痺 車椅子使用 上肢は素早い運動が困難 書字不可
CP-7 K.M	16:07	F	L	Spastic 対麻痺 上肢問題なし 書字可
CP-8 Y.S	25:00	M	L	Athetosis 四肢麻痺 独歩 左手:書字可,前腕の急速屈伸運動可
CP-9 A.I	20:11	M	L	Spastic 対麻痺 クラッチ使用 上肢問題なし

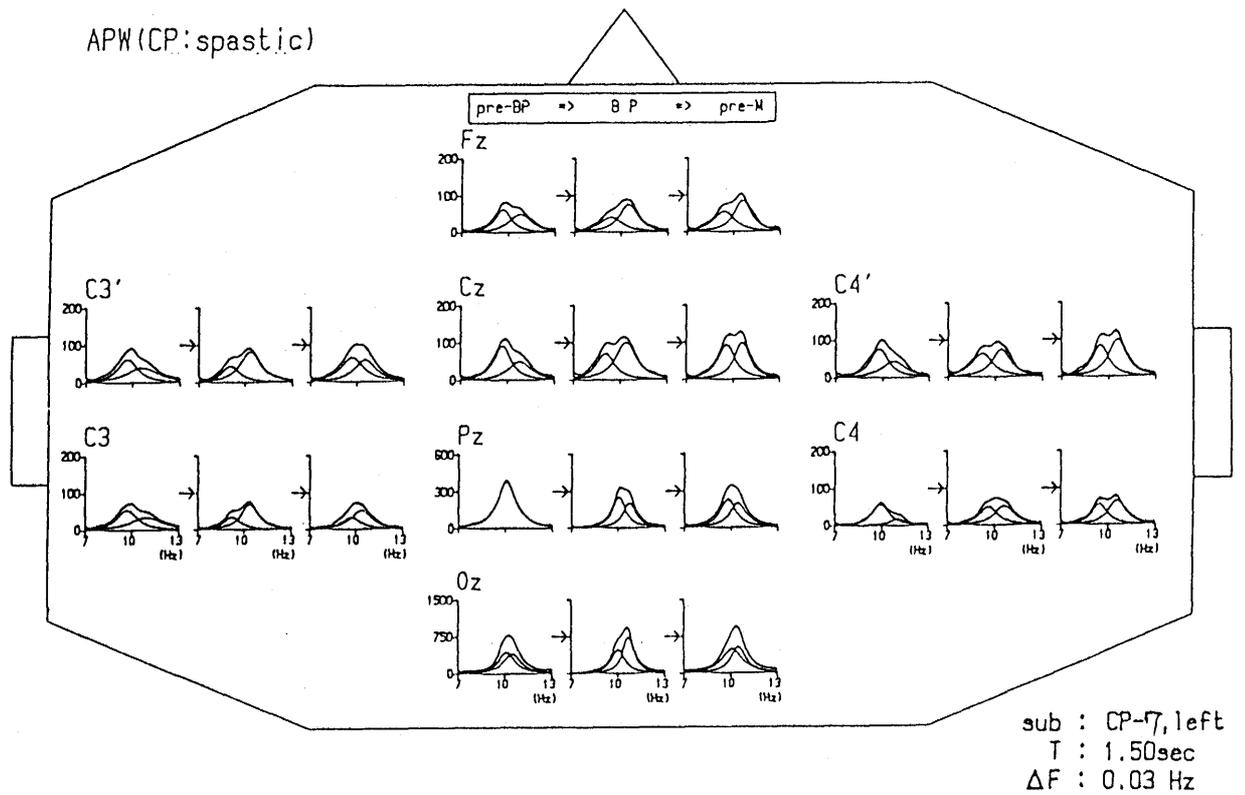


Fig.6-2-1 準備電位の出現経過(前・後, 筋収縮開始直前)による $\alpha$ 波成分の頭皮上分布の変化(被験者例:CP-7, 痙直型, 対麻痺, 左利き)

CP

spastic

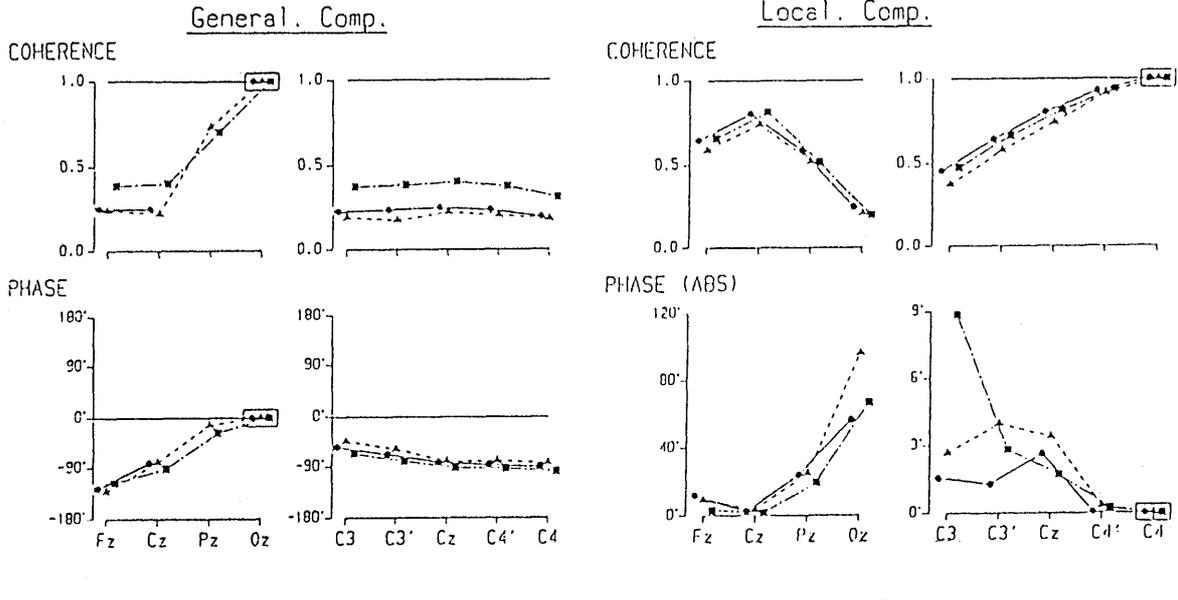
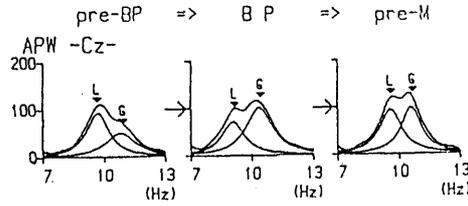


Fig.6-2-2a 準備電位の出現経過による $\alpha$ 波成分のコヒーレンス関数と位相差の変化(被験者例:CP-7,痙直型,対麻痺,左利き)

Table 6-2-2a 痙直型脳性麻痺者における準備電位の出現経過による $\alpha$ 波成分のコヒーレンス関数と位相差の変化傾向

General Comp.

		pre-BP → BP			BP → pre-M		
COHERENCE	M	-(0/5)	↑(1/5)	////	-(1/5)	////	↓(0/5)
	T	-(0/5)	↑(1/5)	////	-(0/5)	////	↓(0/5)
PHASE	M	-(1/5)	////	↔(0/5)	-(0/5)	////	↔(1/5)
	T	-(1/5)	////	↔(1/5)	-(0/5)	////	↔(2/5)

Local Comp.

		pre-BP → BP			BP → pre-M		
COHERENCE	M	-(0/3)	↑(1/3)	////	-(0/3)	////	↓(1/3)
	T	-(0/3)	↑(1/3)	////	-(0/3)	////	↓(0/3)
PHASE	M	-(0/3)	////	↔(0/3)	-(0/3)	↔(0/3)	////
	T	-(0/3)	////	↔(0/3)	-(1/3)	↔(0/3)	////

COHERENCE . . . ↑ : 上昇 ↓ : 下降

PHASE . . . ↔ : 増大 ↔ : 減少

- : 不変

M : Midline T : Transverse

athetosis

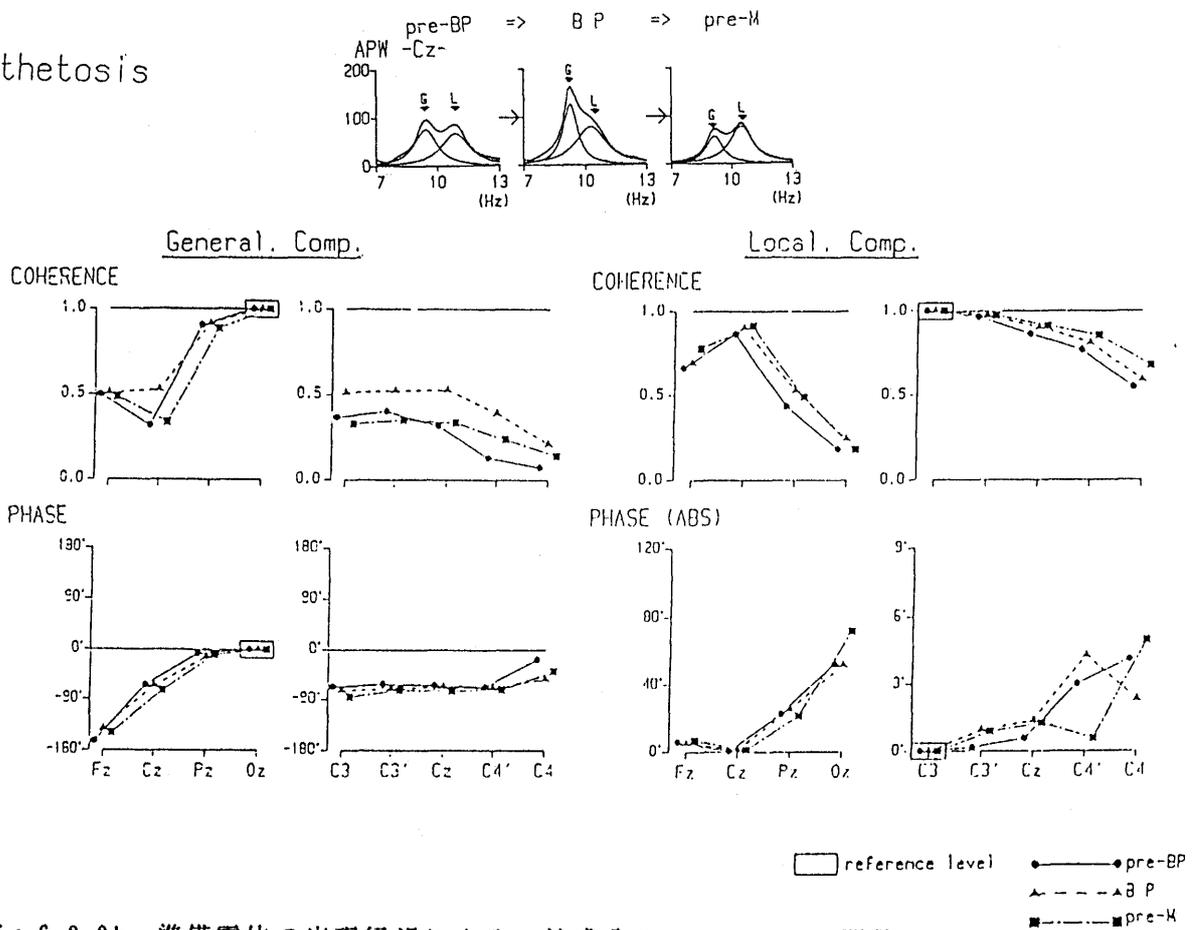


Fig. 6-2-2b 準備電位の出現経過による $\alpha$ 波成分のコヒーレンス関数と位相差の変化(被験者例:CP-6,アトローゼ型,四肢麻痺,右利き)

Table 6-2-2b アトローゼ型脳性麻痺者における準備電位の出現経過による $\alpha$ 波成分のコヒーレンス関数と位相差の変化傾向  
General Comp.

		pre-BP → BP			BP → pre-M		
COHERENCE	M	-(0/4)		↓(1/4)	-(0/4)	↑(1/4)	
	T	-(1/3)		↓(0/3)	-(0/4)	↑(1/4)	
PHASE	M	-(2/4)	↔(1/4)	↔(1/4)	-(0/4)		↔(1/4)
	T	-(0/3)		↔(1/3)	-(0/4)		↔(1/4)

Local Comp.

		pre-BP → BP			BP → pre-M		
COHERENCE	M	-(0/4)	↑(2/4)	↓(2/4)	-(0/4)	↑(0/4)	
	T	-(0/4)	↑(2/4)	↓(2/4)	-(0/4)	↑(1/4)	
PHASE	M	-(2/4)	↔(1/4)	↔(1/4)	-(2/4)	↔(1/4)	↔(1/4)
	T	-(1/4)	↔(2/4)	↔(1/4)	-(1/4)	↔(2/4)	↔(1/4)

COHERENCE . . . ↑ : 上昇 ↓ : 下降

PHASE . . . ↔ : 増大 ↔ : 減少

- : 不変

M : Midline T : Transverse

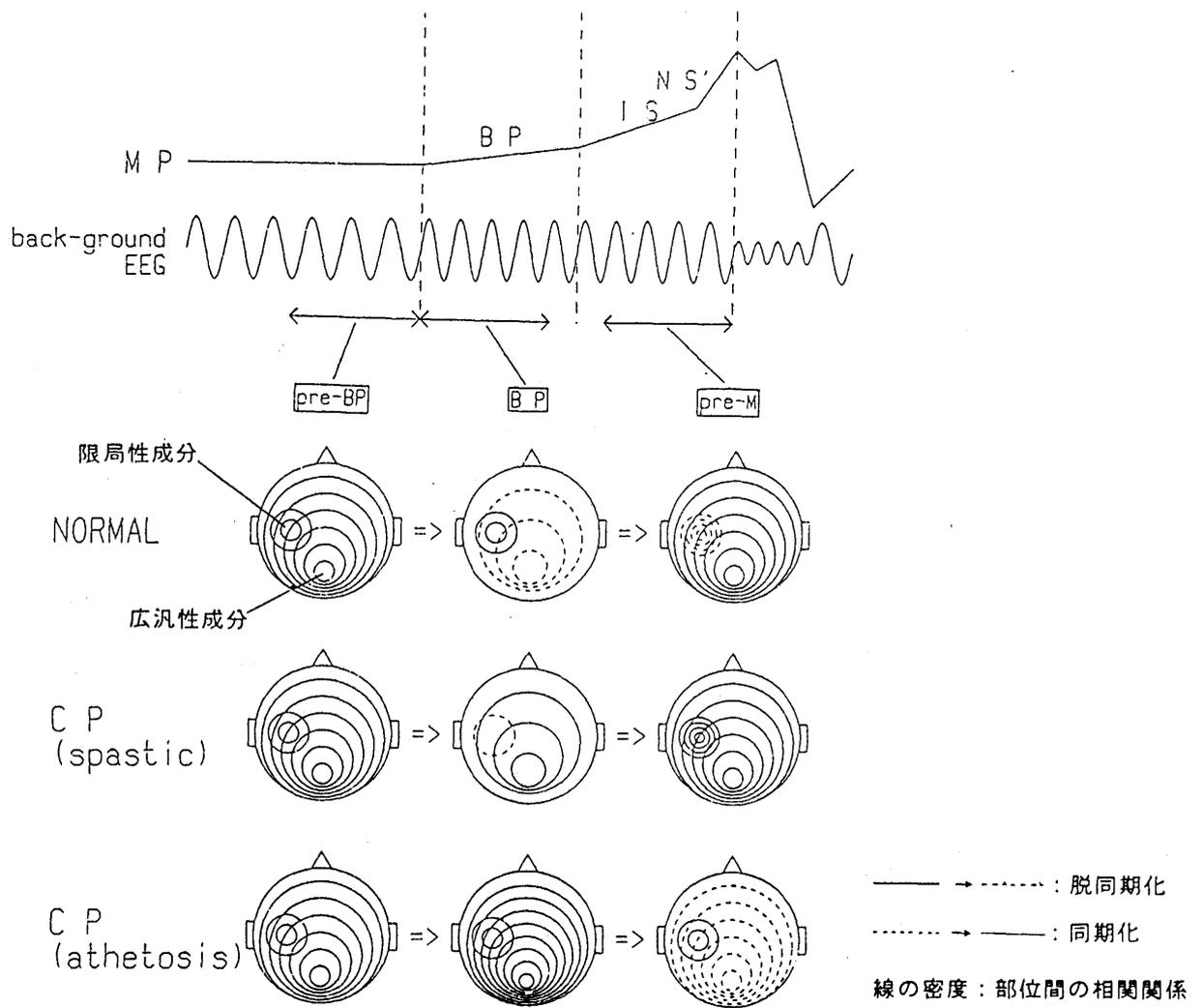


Fig.6-2-3 準備電位の出現経過による $\alpha$ 波成分の頭皮上部位間関係の変化のまとめ(比較のため健常者の結果も付す)

## 第 7 章 脳性麻痺者の運動実行と 運動知覚特性の解析

CP者は、末梢の筋活動や中枢の運動知覚が不安定であることが、運動解析や心理学的実験パラダイムによって指摘されているが、筋電図や脳波等の電気生理学的指標をもちいて、筋の活動状態や脳における運動感覚の生起過程に直接焦点を当てて行った研究はほとんどない。本章では、筋の運動実行特性について表面筋電図を指標とした検討を行い、さらには、遂行した運動を感覚評価し、心理的過程に変換する運動知覚特性について、運動感覚誘発電位と主観的評価値を用いて検討した結果を記す。

## 7.1. 脳性麻痺者における末梢運動実行器の筋の活動特性

### 7.1.1. はじめに

CP者の運動実行特性に関する研究は、日常生活動作 (activities of daily living, ADL) を評価する定性的なものもあるが、定量的検討は主として自動制御理論に基づく運動解析が行われてきている。特に人間工学の分野で論じられてきたトラッキング(追従)動作課題を用いた研究が多く、関節の屈曲・伸展動作をフィードバック制御動作全体の一要素とみなした検討が行われてきている。CP者の運動解析に自動制御理論を適用した石川ら(1981)<sup>12)</sup>は、ステップ波状および正弦波状の目標波形を前腕の屈曲・伸展動作で追従した際の運動反応曲線の分析から、CP者ではステップ波応答時の動作遂行過程における速応度が健常者よりも低いこと、正弦波応答において追従可能な周波数範囲が狭いこと等を報告している。また、CP者の運動制御様式について山下ら(1987)<sup>13)</sup>は同様にトラッキング課題を用いて実験を行い、CP者の動作特性として、運動開始が遅れることや、動作遂行中に動作を修正することが困難であること等を指摘してきている。さらに、電気生理学的指標を用いた研究は、制御系の効果器である筋の活動状態について表面筋電図による解析が行われ、健常者、CP者共に、発揮する筋張力と筋活動量の間には比例関係が認められること等を報告してきている(山下ら 1984<sup>12)</sup>, 1987<sup>13)</sup>)。しかし、表面筋電図の構成要因である運動単位(MU)活動電位との関係や、CP者の病理の一つであるγ系の機能不全がもたらす表面筋電図への影響等については未解明な点が多く残されている。そこで本節では、前腕の屈曲動

作において、種々の大きさの筋力を発揮する場合の末梢運動実行系の上腕二頭筋の活動状態について、表面筋電図にみられる変化とMU活動との対応関係をもとに、CP者の特徴を検討した。

#### 7.1.2. 被験者

被験者は、Table 7-1-1に示すCP者10名(痙直型3名とアテトーゼ型5名、混合型2例、年齢:15才11ヶ月～25才11ヶ月)を対象とした。最大筋力は0.298～12.516Kgあった。痙直型のCP者は下肢対麻痺が2例と上肢両麻痺1例であったがいずれも上肢の屈伸運動の遂行には支障のない軽度であった。アテトーゼ型では全例が四肢麻痺を呈し、上肢の屈伸運動は可能であるが、随意収縮遂行時にかなり緊張が高まり急速な運動遂行に困難を伴った。混合型のうち1例は右側が痙直の傾向が強く左側はアテトーゼ傾向が目だつ症例であった。またCP者は、全例教示を充分理解できる知的障害がない(あっても軽度の)者であった。なお、CP者の最大筋力は、CP-1で極端に小さい値0.298Kgを示した他は健常者と同程度であった。

実験・記録方法と表面筋電図の解析方法は、第4章1節(4.1.)に準ずるが、CP者における実験試行は、持続時間4秒間のステップ波形による目標値を上腕二頭筋の筋収縮により等尺的に追従する実験のみ行った。なお筋の収縮強度は、最大筋力の1, 1/2, 1/4, 1/10, 1/20倍の5段階である。

### 7.1.3. 結果

Fig.7-1-1 にCP者の課題遂行時の表面筋電図のスペクトル解析例を示す。収縮強度の増大に伴って、FFT スペクトルではピーク周波数が高まる。これに対し、MEMスペクトルのDFP法による周波数構成成分の分離結果では、各収縮強度において、3つの周波数成分の存在が認められ、筋収縮強度の増大にともない60Hz付近にピークを持つ周波数成分のパワが増加する傾向が健常者と同様に認められる。また、健常者ではほとんど成分の存在が認められない150Hz以上の高い周波数領域にスペクトルの裾が広がっており、DFP法による成分分離では第3の成分として同定することができる。

この様なCP者のスペクトルの特徴について、Fig.7-1-2にFFTスペクトルを、健常者と比較して痙直型、アテトーゼ型各1例ずつ示す。痙直型の例では、筋収縮強度に関わらず、健常者と同様の比較的シャープなスペクトル構造となっている。しかしアテトーゼ型では、低い筋収縮強度では200Hz以上の帯域にも成分の存在が認められ、筋収縮が強くなると140Hz付近の成分が増大してスペクトルのピークを形成して3峰性を示す。また、スペクトルが全体的にブロード（成分の存在する周波数帯域が広い）になっている。Table 7-1-2に、スペクトルの平均周波数とスペクトルのシャープさの指標である標準偏差について、健常者と痙直型、アテトーゼ型の平均値で示す。健常者において、平均周波数は筋収縮強度の増大に伴い、平均周波数が高くなり標準偏差が減少しスペクトルがシャープになる。上肢の運動にほとんど問題のない痙直型CP者において、平均周波数は1/20倍の筋収縮時以外で健常者とほぼ同様の値を示すが、標準偏差は各収縮強度で健常者よりも大きい。一方、上肢の運動に際し、

筋収縮の調節が困難なアテトーゼ型CP者では、平均周波数が健常者と比べてかなり高く標準偏差も大きくなっており、これは高い周波数領域にまで及ぶブロードなスペクトル構造であることを示す。

#### 7.1.4. 考察

CP者の動作制御の不安定さについて、収縮強度を変えた際の制御系の効果器である筋の活動特性を、生理学的指標である表面筋電図を用いて解析し、運動障害の要因との関係で検討した。

本研究では、短い時間の標本でも周波数分解能の高い安定したスペクトルが得られるMEM法により表面筋電図を解析し、さらに周波数構成成分をDFP法により分離して、各成分の筋収縮強度による変化について検討した。その結果、健常者と同様に、CP者においても上腕二頭筋の表面筋電図は主に二つの周波数成分で構成され、筋収縮強度の増大に伴って周波数の高い成分の強度率が増加しており、強い筋力の発揮との関連性が推測された。この現象は、第4章の1節で示した如く、弱い収縮時には、tonic MUの活動を反映して低周波数成分が優勢であり、収縮が強くなるとphasic MUが活動に参加する割合が増加して、高い周波数成分の強度が強くなり優勢になることによるものと考えられる。

CP者ではこれに加えて、筋収縮強度に関わらず表面筋電図成分がさらに高い周波数領域にまで存在することが確認された。この現象はアテトーゼ型のCP者において顕著であり、痙直型の例では健常者と比べ若干成分の存在する周波数帯域が広い程度であった。

筋の緊張レベルは、錐体路系に属する $\alpha$ 運動ニューロンによる直接的

な制御と、錐体外路系に属する $\gamma$ 運動ニューロンを介した $\gamma$ 環による $\alpha$ 運動ニューロン活動の修飾とにより調節されている。前者の障害により筋の痙縮が生じ、後者の障害では固縮が生じる。CP者における代表的な運動実行系の障害要因の一としてあげられる $\gamma$ 系の機能亢進は、脳の深部病変に起因する錐体外路系障害による解放現象であり、これにより筋の固縮がもたらされる。錐体外路系の障害が推定されるアテトーゼ型CP者ではこの固縮が動揺する。従って、アテトーゼ型において表面筋電図の構成成分が高い周波数帯域にまで及んでいたことは、 $\gamma$ 系の機能不全の反映であろうと思われる。

運動ニューロンの中でもこの $\gamma$ 系は、感覚器である筋紡錘を支配して求心性インパルスの発射頻度を調節し、さらにはMU構成要素である $\alpha$ 運動ニューロンの興奮性を変化させ筋の緊張を調節している。 $\gamma$ 運動ニューロンも静的繊維 (static fusimotor nerve,  $\gamma s$ )と動的繊維 (dynamic fusimotor nerve,  $\gamma d$ )に大別され、それぞれtonicとphasicの活動との対応が推測される。従って、 $\gamma$ 系の機能不全の影響が大きいことが推測されるアテトーゼ型CP者では両MUの発射活動が不安定になっていることが予測された。固縮をもたらす $\gamma$ 系の機能亢進はMU活動のインパルス発射頻度を増大させる。この発射頻度の高さが、表面筋電図成分の存在する周波数帯域の高さに反映されているものと考えられる。加えて、周波数の高い成分がphasicMUの活動を反映していることを考え合わせると、 $\gamma$ 系の亢進やその動揺が特にphasic MUの活動に影響しているものと推測された。しかし、 $\gamma$ 系の機能不全が $\gamma s$ ,  $\gamma d$ の活動にどのような影響を及ぼしているかについての説明は、病型や侵された神経の部位など病態生理学からの今後の検討が必要と思われる。さらに固縮の動揺を示すアテトーゼ型では、 $\gamma$ 系の機能も亢進しているのみならずその状態が揺ら

いでおり、これがMUのインパルス発射頻度等を不規則にしているものと考えられる。MU発射の規則性は表面筋電図周波数スペクトルの尖度に反映されると考えられ、MU発射の不安定さが、表面筋電図スペクトルのブロードさに反映されているものと思われる。

一方、錐体路系の障害が推定される痙直型CP者では、おもに $\alpha$ 運動ニューロンに影響が及び筋緊張の異常が生じており、この機制による $\alpha$ 運動ニューロン活動の不安定さが、表面筋電図成分の存在する周波数帯域が健常者と比べて若干広いことに反映されているものと思われる。しかし、 $\alpha$ 運動系は $\gamma$ バイアスにより修飾されており、 $\gamma$ 系による影響も考慮する必要がある。痙直型とはいえ、多少なりとも固縮の要素を伴うことが知られており(Narabayashi et al. 1965<sup>72)</sup>)、 $\gamma$ 系の機能亢進によるMU発射頻度の上昇の影響が表面筋電図に及んでいる可能性も考えられる。

本研究で得られた表面筋電図成分の周波数帯域についての結果は、以上のようにCPの障害の型の違いと対応したものと考えられる。反応時間(RT)を用いて、CP者の運動実行特性を検討した川間ら(1989)<sup>50)</sup>は、アテトーゼ型CP者のRTの遅延は、中枢情報処理過程を反映するPMTと末梢効果器の筋の作動特性を反映するMTの両方の遅延によることを示しており、中枢と末梢双方の効率的連動の障害であると推定している。後者の要因の一つとして、本研究で観察されたアテトーゼ型CP者のMU活動の不安定さに起因するものが推測され、実際に発現する運動特性と密接に関連していることを示すものと思われる。しかし、本研究で対象とした被験者は、痙直型の例は測定した上肢筋の収縮障害や異常な筋緊張がほとんど認められないかわずかであり、一方アテトーゼ型の例では上肢筋の収縮は可能ではあるが困難を伴う者が多く、障害の程度による差異である可

能性もあり、今後、データを蓄積して検討していく必要がある。

#### 7.1.5. 要約

運動実行系の末梢効果器である筋の活動状態の解明のため、種々の筋収縮強度発揮時の表面筋電図周波数成分を、運動単位(MU)活動との対応関係をもとに検討し、CP者において認められる筋運動特性について考察した。

軽度のCP者10例(痙直型3例、アテトーゼ型5例、混合型2例)を対象として、上腕二頭筋の等尺性収縮課題を実施し、持続時間4秒間のステップ波形による目標値を5段階の収縮強度で追従する実験を行った。

表面筋電図スペクトルの周波数構成成分を分離した結果、健常者と同様に、筋収縮強度の増大に伴い、周波数の高い成分のパワ率が増加しシャープになった。弱い収縮時にはtonic MUの活動を反映して低い周波数成分が優勢であり、収縮が強くなると次第にphasic MUが活動に参加し運動ニューロンの発射も安定して高い周波数成分が優勢になることを反映しているものと考えられた。

CP者の表面筋電図周波数スペクトルの構造は、痙直型では健常者と同様のシャープなスペクトル構造であったが、アテトーゼ型では健常者よりもさらに高い周波数帯域にまで成分の存在が認められスペクトル形態がブロードになっており、 $\gamma$ 運動系の機能不全によりMU活動が不安定になっていることが推測され、末梢効果器の円滑な作動に影響を及ぼしていることが確認された。

## 7.2. 脳性麻痺者における筋張力知覚の成立過程の特徴

### 7.2.1. はじめに

従来、CP者の運動知覚過程の解析は、主として心理学的指標を用いた検討がなされ、筋収縮の強度や速度感覚について、マグニチュード推定法による主観的評価値の定量化が図られている。その結果、CP者では筋の収縮張力に対する感受性が強く、強い筋収縮レベルでは過大評価、弱い収縮レベルでは過小評価することが示されている(山下ら1984<sup>129)</sup>)。さらに、上腕筋の等尺性収縮により種々の周波数の正弦波を追従させた際の応答速度についての主観的評価値を解析した山下ら(1985)<sup>130)</sup>は、CP者は周波数変化(運動速度の変化)を大きく評価する傾向があることを報告している。

しかしこれらのマグニチュード推定課題を用いた研究では、末梢からの筋運動感覚情報を受容して処理し、評定という心理的過程に変換する中枢の生理的過程の検討が欠如している。運動関連脳電位(MRCP)は、運動発現の中枢神経過程を反映する電気生理学的指標として知られるが、このMRCPの運動後陽性成分は、第4章で示したように、運動感覚を反映する成分であるため、感覚過程から心理過程への変換を究明する有効な研究手段となりうる。本章では、強度の異なる張力を発揮した際のCP者の筋運動感覚特性を、マグニチュード推定によって得られる主観的評価値を用いて検討するとともに、音圧レベルの異なる聴覚刺激を対応する強度の筋収縮に変換して運動を行うクロスモダリティマッチング課題を実施して中枢の生理的指標であるMRCPを導出し、運動後の感覚性成分であ

るP2様成分(pP2)と陽性緩電位成分(SW)を解析・検討した。

### 7.2.2. 被験者

被験者は、Table 7-2-1 に示すように前腕の随意的な屈曲動作が可能で、聴力の正常な、CP児者12名(12才7ヶ月～24才0ヶ月：アテトーゼ型3名、痙直型7名、混合型2名)を対象とした。なお、疲労の程度や時間的な制約などにより、両試行の実験が実施できたのは、4名(アテトーゼ型1名、痙直型2名、混合型1名)であり、その他の被験者については、マグニチュード推定実験のみ施行した。

実験・記録方法と生理心理学的指標の解析方法は、第4章2節(4.2.)に準ずる。

### 7.2.3. 結果

#### a. 筋張力の主観的評価値と筋放電量の関係

種々の収縮強度で筋張力を発揮した際の、筋収縮強度の主観的評価値と末梢運動実行器の生理指標である筋放電量の解析結果を、Fig.7-2-1に両対数グラフ上の回帰直線で示し(図は左から健常者、CP者の平均、及び特異的なCP者の例である、健常者については比較のために同一グラフ上に示した)、各直線のパラメータをTable 7-2-2に示す。まず主観的評価値について、ベキ法則により筋の収縮強度との対応関係を解析した結果、心理評価の感度を示すベキ指数の値は、健常者での平均が0.7205、CP者の平均が0.6971であり、両者の間に明確な差は認められない。しか

し、評価のばらつきの程度を示す決定係数は、健常者の0.9052に対し、CP者では0.7564とかなり低い値を示す。次いで筋放電量は、健常者、CP者ともに0.9以上の高い決定係数で、筋の収縮強度と直線回帰する。筋収縮強度を媒介として主観的評価値と筋放電量の対応関係をみると、健常者、CP者ともに平均では、筋放電量の変化に比して主観的評価値の変化の割合が小さい。しかしCP者12例中4例においては、図の左端に示すように主観的評価値の変化に比べ筋放電量の変化の割合が小さくなっている。その内訳は痙直型2例、アテトーゼ型1例、混合型1例で障害のタイプや程度による差異は認められなかった。

b. マグニチュード推定課題とクロスモダリティマッチング課題における筋放電量の比較

クロスモダリティマッチング課題実施時に、音刺激の強度に応じた段階的な筋張力が発揮されていることを検討するために、刺激強度による筋放電量の変化をマグニチュード推定時と比較した結果についてFig. 7-2-2に図示し、各直線のパラメータをTable 7-2-3に示す(なお、ここに示した結果は健常者、CP者ともにマグニチュード推定課題とクロスモダリティマッチング課題の両試行実施した者の平均値である、ここでも比較のために健常者の結果を同一グラフ上に示した)。健常者の場合、両試行ともに収縮段階に応じた筋張力が発揮されており、二つの直線は一致しており、各直線のパラメータは同値を示す。一方CP者では、クロスモダリティマッチング課題時には筋力発揮の変化範囲が狭まり、マグニチュード推定時に比して直線の勾配が小さくなる。なお、脳波導出を伴うクロスモダリティマッチング課題を実施できたのは、上肢の急速屈伸運動が可能な比較的軽度の運動障害を呈する者であった。

#### c. 筋収縮強度によるMRCPの運動後陽性電位の変化

クロスモダリティマッチング課題実施時の筋収縮強度によるMRCPの運動後陽性成分の変化について、頂点同定法により計測した結果をFig.7-2-3に示す。図は、上から脳波の代表的な導出部位である正中線上の3部位Fz,Cz,Pzにおける変化を示してある。pP2成分の振幅は基準強度の筋収縮時(10)に最小となり、収縮強度が強く又は弱くなるにつれ増大する傾向を示す。またSW成分の振幅はpP2成分とは逆に基準強度の筋収縮時に最高となり、収縮強度が基準強度から離れるに従って減少する傾向を示す。この筋収縮強度に対するpP2成分の振幅のU字型及びSW成分の逆U字型の変化傾向は、健常者と同様に脳波の各導出部位で認められたが、pP2成分の振幅変化の割合(曲線の傾斜)は、CP者では健常者(Fig.4-2-6参照)に比べ大きい。一方SW成分の振幅変化の割合は、健常者と同程度である。なおこの変化傾向について、障害のタイプによる差異を見出すに至らなかった。

#### 7.2.4. 考察

筋収縮強度のマグニチュード推定において得られた主観的評価値を、Stevens (1957)<sup>109)</sup>のベキ法則により解析した結果、CP者ではベキ法則の当てはまりが健常者に比して悪く、遂行した運動に対する感覚評価の不安定さが示された。本研究と同様のステップ波応答課題を用いて、動作修正過程との対応で運動知覚特性を検討した山下ら(1987)<sup>131)</sup>は、CP者では動作の反復によって効果的に動作を変化させて行くことが困難であるため、筋張力知覚が不安定になると考えているが、逆に筋張力知覚が

不安定なために、動作記憶が不確実となり運動学習が困難になっていることも考えられる。また、前節で、CP者の運動単位(MU)活動の不安定さが示されたが、これは、さらに筋運動感覚の起始する筋紡錘にも影響して、求心性の固有感覚インパルス発射が不安定になっていることが推察される。従って、不安定な求心性感覚情報が筋収縮強度の主観的評価に影響している可能性もあると思われる。

CP者では、筋の収縮強度と筋放電量との比例関係における変化よりも、主観的評価値との関係の変化の割合が小さくなることが健常者と同様に平均的傾向として示され、筋放電量という生理的指標に比し心理的評価値は鈍い事が伺えた。しかし一部のCP者では、主観的評価値の変化に比べ筋放電量の変化の割合が小さくなっていた。CP者では、筋紡錘からの求心性インパルスの発射頻度を調節している $\gamma$ 系の機能が病的に亢進していると考えられている。このため、求心性インパルスの発射頻度が過多となって筋運動知覚の感度が上昇しており、少ない筋放電量の変化に対しても、健常者と同程度の主観的評価値の変化を示したものと思われる。

本研究では、筋運動知覚の中枢過程を知るために、クロスモダリティマッチング課題を実施して、MRCPの運動後陽性成分を検討した。この試行では聴覚刺激の音圧に応じた強度の運動を自らプログラムして筋張力を発揮する方式を取っている。健常者では、筋張力と筋放電量の比例関係の傾きはマグニチュード推定時とほぼ一致し、段階的な筋力発揮が可能であることが示されたが、CP者の場合、適切な強さの運動を視覚の手がかりなしにプログラムして実行する際には、筋力発揮の範囲が狭くなり比例関係の勾配は小さくなっていた。運動に際して、中枢からの運動の指令は、下位運動中枢を經由して $\alpha$ および $\gamma$ 運動ニューロンに伝達さ

れると同時に、下位感覚中枢にも遠心性のコピー (efference copy) が送られ、感覚中枢でこれと末梢からの運動感覚情報との比較を行うことで、意図した運動の調整効果が高まる。しかしCP者では求心性インパルスの発射頻度を調節する $\gamma$ 系の機能が亢進しており、これが実際の運動指令に比して過大な運動感覚インパルスが発生する要因となり、遠心性コピーとの間に大きな格差が生じ、意図した運動の円滑な制御に影響を及ぼすものと思われる。CP者の運動知覚・制御モデルを Fig.7-2-4に示す。

CP者では実際の運動指令に比して、不釣り合いに大きな運動感覚の求心性インパルスが末梢から中枢に戻ってくるため、健常者とCP者が同等の収縮強度の筋張力を発生した場合、CP者の筋活動に応じた求心性情報の変化は、健常者より急勾配を示すことが考えられ (Fig.7-2-4(A))、これが先行研究 (山下ら 1984<sup>129</sup>) で指摘されている、CP者の『健常者に比べて、強い筋収縮レベルでは過大評価し、弱い筋収縮レベルでは過小評価する』運動知覚特性に反映されているものと思われる。この情報過多に対し、CP者は感覚中枢のレベルで感覚インパルスに対する応答性を予め引き下げて対処すると考えられる (Fig.7-2-4(B))。その理由として、求心性情報に対する応答特性を全体に下げること、遠心性コピーとの間に生じる格差を補正している可能性が考えられる。この筋感覚情報の過多とそれに対する準拠枠 (reference frame) の移動は、CP者に特徴的な筋緊張感覚を決定しており、筋放電量で示された制御の特徴に反映していると推察される。つまり高強度での過大評価は筋緊張の発生に抑制的な影響を与え、低強度での過小評価はその逆となる (Fig.7-2-4(C))。クロスモダリティマッチング課題では、マグニチュード推定課題と異なり、筋活動レベルについての外的フィードバックがなく、自身の筋緊張評価にのみ頼って自発的に運動出力を制御しなければならないため、この傾

向が顕著に現れたと解釈できる。

クロスモダリティマッチング課題遂行時には、CP者は上記の様な運動遂行特性を示すが、さらに、末梢実行系により遂行された運動を感覚・知覚して心理過程に変換する中枢神経活動について、MRCPの運動後陽性成分の解析を行った。運動後陽性成分のpP2とSWの筋の収縮強度による変化は、健常者と同様に中強度の筋収縮時を境界とした二次曲線で特徴づけられた。この結果、CP者においてもpP2成分には、認知的成分であるP300と同様に、感覚の準拠棒の中間に設定された順応水準(AL)からの距離が反映されるものと思われた。即ち、pP2成分の振幅が、ALからの距離に応じて、つまり筋収縮強度が弱くまたは強くなるに従って指数関数的な増大を示したものと考えられる。この様にpP2成分の振幅が筋運動感覚の認知的評価を反映していることが示されたが、筋収縮の強さに対する変化の割合は、筋運動感覚に対する心理的評価の感度を表すものと思われる。CP者において、筋収縮強度によるpP2成分の振幅変化は健常者よりも大きく、筋感覚情報の変化に対する過敏な運動知覚特性と対応するものと推測された。一方SW成分の変化は健常者と同様に振幅は基準強度の筋収縮時に最大で、pP2成分の振幅の変化と対照的である。SW成分においてみられる変化の程度は健常者とほぼ同等であり、CP者に特有の運動知覚の感度の上昇は主として前期成分であるpP2成分の振幅に反映される事が示された。

以上の様に本研究では、筋収縮強度による主観的評価値や筋放電量およびMRCPの感覚性成分の変化を解析することにより、CP者の運動知覚特性について生理心理学的に検討することができたが、障害のタイプや程度についての差異を見出すには至らなかった。特にクロスモダリティマッチング課題を実施できたのは、脳波導出上の制約から、運動障害の比

較的軽度の4名にとどまっており、今後、体動による脳波へのアーチファクトの混入を避ける工夫や、被験者に荷する課題を軽減する手法を開発して、実験を継続していく必要がある。

#### 7.2.5. 要約

CP者は、自身の発揮した筋運動感覚に対する知覚が不安定になっており、そのため精度の高い運動遂行が困難になると考えられる。そこで本研究では、強度の異なる筋力の発揮により生じた筋緊張の知覚を、マグニチュード推定課題で得られる主観的評価値によって検討するとともに、音圧レベルに応じた収縮強度の筋張力を発揮するクロスモダリティマッチング課題を用いた実験を行い、筋運動感覚を受容し心理的評価に変換する中枢神経活動をMRCPの運動感覚性成分により定量計測した。

CP者12例(痙直型7例,アテトーゼ型3例,混合型2例)を対象とした。実験は上腕二頭筋の等尺性収縮により発揮した筋張力の大きさを、基準の張力と比較して推定するマグニチュード推定課題と、種々の音圧レベルの聴覚刺激を、対応した大きさの筋張力に変換して前腕の急速な屈曲及び伸展動作を行うクロスモダリティマッチング課題を実施した。

マグニチュード推定時の筋収縮強度と、主観的評価値及び表面筋電図を積分して求めた筋放電量との関係において、CP者では、主観的評価値のベキ法則への当てはまりが悪く、筋運動感覚の評価は不安定となっていた。また、筋収縮強度に対する心理的評価の変化の割合は筋放電量の変化に比して小さくなっており、CP者においても平均では健常者と同様の結果を示したが、筋放電量の変化が小さくても同等の心理的評価値の

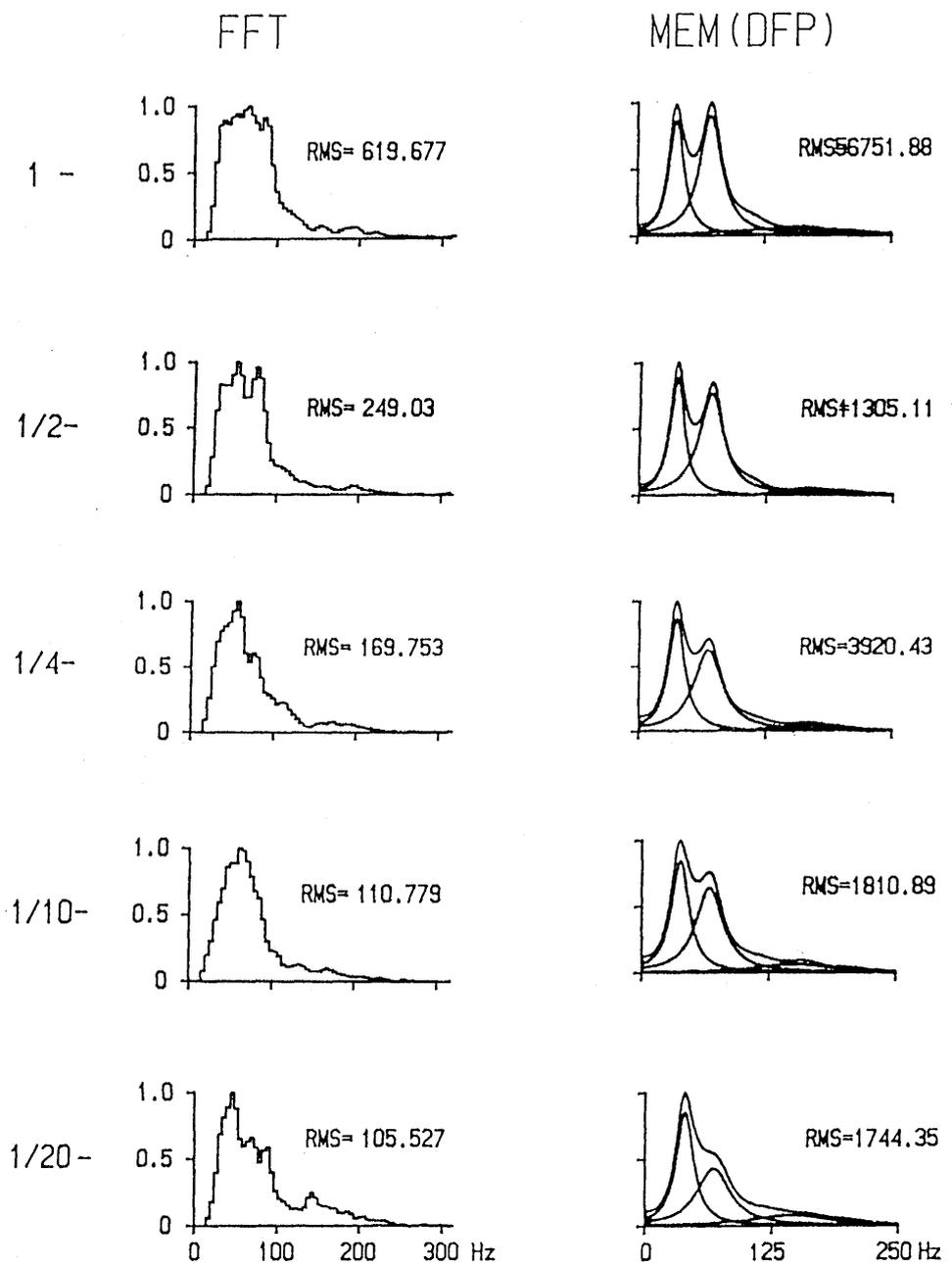
変化を示す者も見られ、 $\gamma$ 系の機能の亢進等の影響により少ない筋感覚情報の変化に対する知覚感度が上昇していることが示された。

マグニチュード推定課題とクロスモダリティマッチング課題における筋放電量の変化の比較から、CP者ではクロスモダリティマッチング課題において筋力発揮の範囲が狭まることが示され、自らプログラムして適度な強さの筋張力を発揮する場合には、筋張力知覚感度の上昇が自発的な運動の制御に抑制的な影響を及ぼすことが推測された。

クロスモダリティマッチング課題時に導出したMRCPの運動感覚性成分の解析結果において、筋収縮強度と末梢からの感覚フィードバックを反映するとされるMRCPのP2様成分(pP2)の振幅との関係は、健常者と同様に、中程度の筋収縮強度が運動感覚評価の準拠枠の中で順応水準(AL)に設定されて成分振幅が小さくなり、収縮強度がALから離れるに従って振幅が増大することが示された。しかしCP者では、健常者よりも筋収縮強度に対する振幅変化の割合が急峻となっており、収縮強度の変化に対する知覚感度の上昇と対応するものと推測された。このように、CP者における筋張力の変化に対する知覚の感度の上昇が心理学的および生理学的指標によって定量的に計測され、さらにその筋張力知覚の不安定さが心理学的指標により示された。

Table 7-1-1 被験者リスト

被験者	年齢	性別	被験側	障害のタイプ,程度	最大筋力
CP-1 H.A	18:02	F	R	Spastic 対麻痺 クラッチ使用 上肢問題筋力弱い	0.298
CP-2 T.G	17:04	M	L	Spastic 対麻痺 独歩 転倒しやすい 前腕の屈伸運動可 MR,てんかん重複	5.257
CP-3 Y.S	25:00	M	R L	混合型 四肢麻痺(軽度) 独歩 前腕屈伸可 右手:Spastic 左手:Athetosis 傾向	R:12.516 L:11.514
CP-4 K.A	17:04	M	R	Athetosis 四肢麻痺(重度) 車椅子使用 前腕の屈伸運動可 書字不可	7.009
CP-5 Y.K	25:11	M	L	Athetosis 四肢麻痺(重度) 独歩 前腕の屈伸運動可(困難) 書字不可	7.509
CP-6 T.Y	18:07	M	R	Athetosis 四肢麻痺(重度) 車椅子 前腕の屈伸運動可(困難) 書字不可	10.513
CP-7 H.T	15:11	F	L	Athetosis 四肢麻痺(重度) 前腕の屈伸運動可(困難) 書字不可	5.507
CP-8 A.Y	18:08	F	R L	混合型 四肢麻痺 クラッチ使用 前腕の屈伸運動可 書字可	R:10.012 L: 7.509
CP-9 E.T	18:11	M	R	Athetosis 四肢麻痺(重度) 独歩 前腕の屈伸運動可(困難) 書字不可	5.257
CP-10 K.T	17:11	M	R	Spastic 上肢両麻痺(軽度) 手指の巧緻性にかけるが上肢問題なし	12.516



sub K.A

Fig.7-1-1 脳性麻痺者におけるステップ波応答時の筋収縮強度による表面筋電図スペクトルの変化  
 (左: FFTスペクトル 右: MEMスペクトルの周波数成分分離  
 被験者例: CP-4, アテトーゼ型, 四肢麻痺, 右利き)

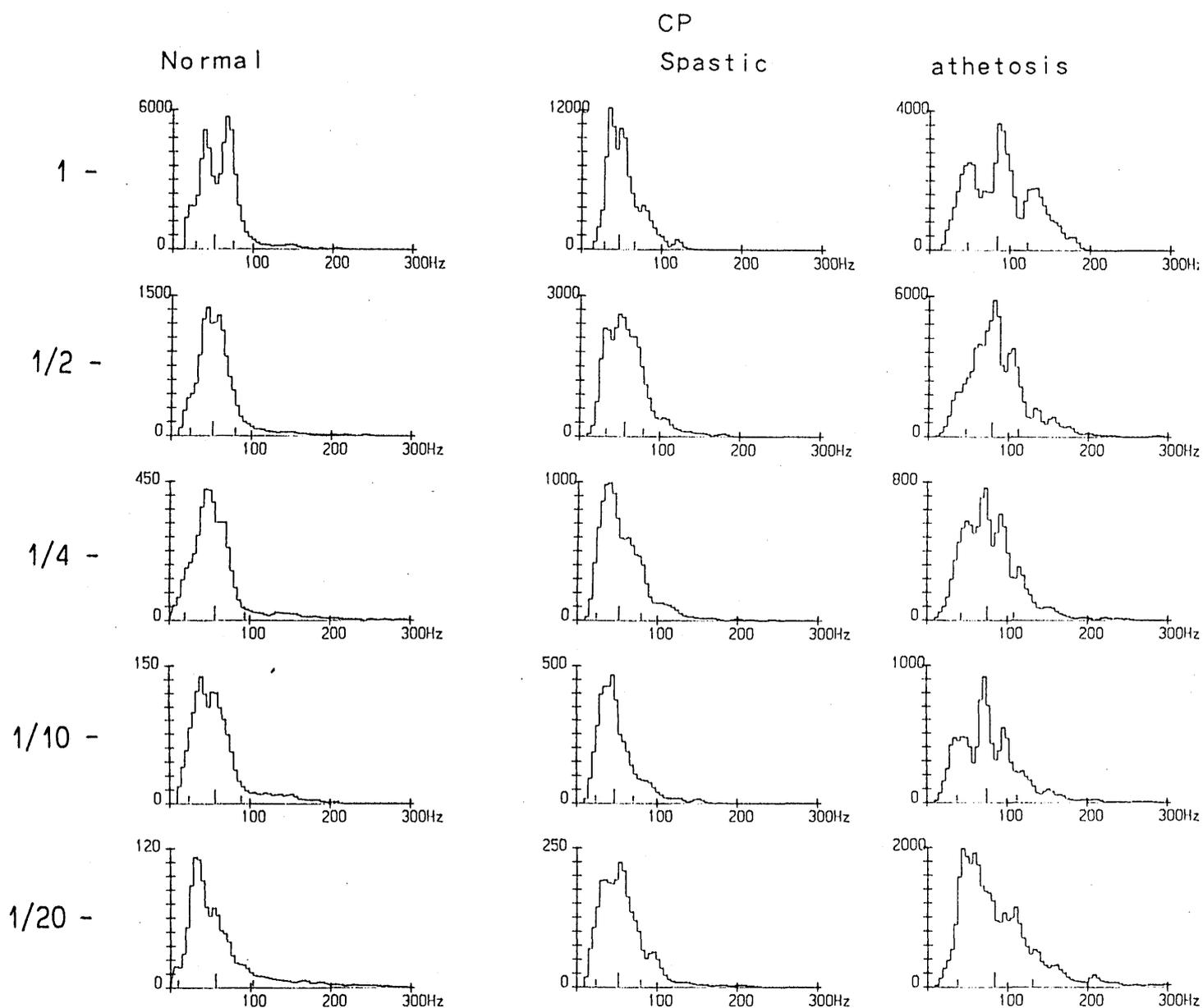


Fig.7-1-2 表面筋電図スペクトル構造の特徴  
(FFTスペクトル)

被験者例, 健常者:Nor-1,右利き

痙直型CP者:CP-2,対麻痺,左利き

アテトーゼ型CP者:CP-7,四肢麻痺,左利き)

Table 7-1-2 表面筋電図スペクトル (FFT) の平均周波数と標準偏差  
(平均値)

M E A N F R E Q U E N C Y (Hz)					
	1/20	1/10	1/4	1/2	1 (max)
Normal (13)	52.94	53.11	57.01	60.13	62.77
CP Spastic (4)	67.18	58.73	57.77	63.88	59.77
CP Athetosis (6)	79.33	75.34	73.57	74.50	75.84
S D (Hz)					
Normal (13)	32.52	27.04	25.27	23.06	23.03
CP Spastic (4)	44.07	38.29	29.97	38.88	26.80
CP Athetosis (6)	51.95	46.82	43.77	40.34	42.02

( ):例数

Table 7-2-1 被験者リスト

被験者	年齢	性別	被験側	障害のタイプ,程度	最大筋力	I	II
CP-1 A.I	18:11	M	L	Spastic 対麻痺 クラッチ使用 上肢問題なし	6.20	*	*
CP-2 T.A	21:11	M	L	Spastic 右片麻痺 独歩 左上肢屈伸運動可 書字可	12.01	*	*
CP-3 S.S	23:07	M	R	Athetosis 四肢麻痺 独歩 指先の細かい運動不可 書字不可	8.01	*	*
CP-4 Y.S	28:03	M	L	混合型 四肢麻痺(軽度) 独歩 前腕屈伸可 右手:Spastic 左手:Athetosis 傾向	7.61		*
CP-5 M.T	18:03	M	L	Spastic 右片麻痺 独歩 実験補助介入 前腕の屈運動可(困難) 書字不可	4.00	*	
CP-6 S.A	12:07	M	R	Athetosis 四肢麻痺(重度) 車椅子 前腕の屈伸運動可(困難) 書字不可	3.80	*	
CP-7 O.S	15:00	M	L	Spastic 上肢両麻痺 独歩 てんかん 前腕の屈伸運動可(困難) 実験補助介入	7.61	*	
CP-8 T.M	20:02	F	R	Spastic 対麻痺 補装具使用 上肢問題なし	4.00	*	
CP-9 K.K	20:00	M	R	混合型 四肢麻痺 場面変化でAthetosis 前腕の屈伸運動可(困難) 書字可	8.61	*	
CP-10 M.M	16:05	M	R	Spastic 四肢麻痺 (下肢の筋緊張大) 前腕の屈伸運動可(困難) 実験補助介入	5.60	*	
CP-11 T.N	13:07	M	R	Spastic 四肢麻痺 (下肢の筋緊張大) 前腕の屈伸運動可(困難) 実験補助介入	3.80	*	
CP-12 R.S	24:00	F	R	Athetosis 四肢麻痺 緊張大 前腕の屈伸運動可(困難) 実験補助介入	2.00	*	

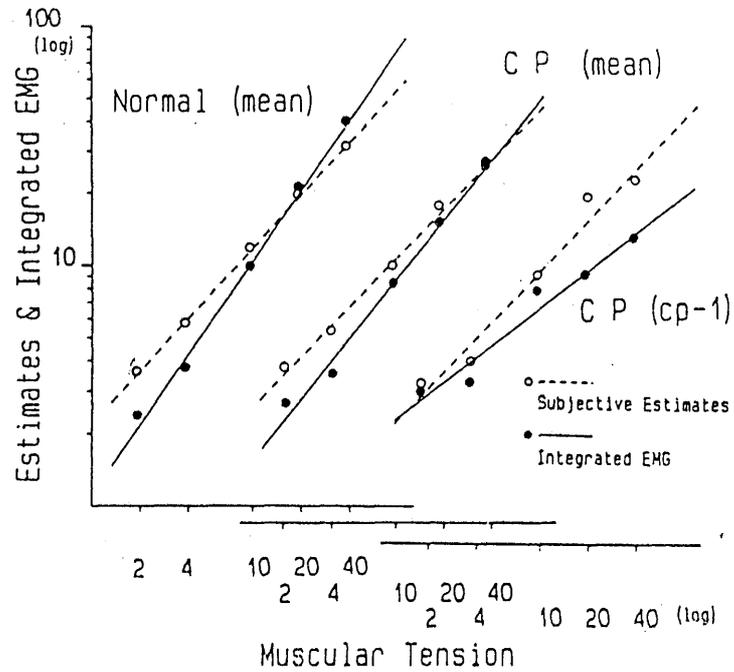


Fig.7-2-1 マグニチュード推定課題実施時の筋収縮強度と主観的評価値、筋放電量の関係 -被験者平均と脳性麻痺者例(CP-1, 痙直型, 対麻痺, 左利き), 比較のため健常者の結果も付す - (筋放電量は基準収縮時を10として基準化してある。決定係数が1に近い程測定分散は小さく直線への回帰の程度は良い.)

Table 7-2-2 Fig.7-2-1における回帰直線のパラメータ (べき指数aとY切片b, 決定係数 $r^2$ )

Linear Regression :  $Y = aX^b$

	Subjective Estimates			Integrated EMG		
	Normal mean	CP mean	CP-1	Normal mean	CP mean	CP-1
a	0.7205	0.6971	0.7270	0.8682	0.7982	0.5499
b	2.1776	2.8411	2.1482	1.1083	1.6982	2.3433
$r^2$	0.9052	0.7564	0.7609	0.9514	0.9351	0.9549

$r^2$  : coefficient of determination

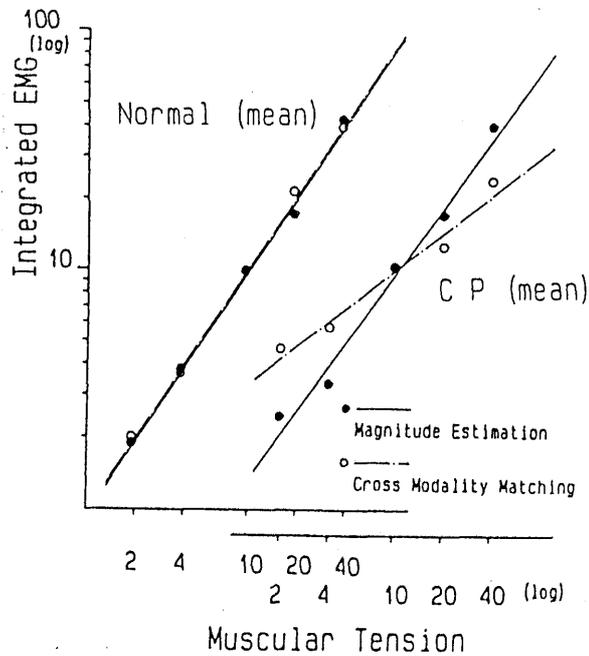


Fig.7-2-2 マグニチュード推定課題及びクロスモダリティマッチング課題遂行時の筋収縮強度と筋放電量の関係 -被験者平均、比較のため健常者の結果も付す-  
(基準収縮時を10として基準化してある。  
決定係数が1に近い程測定の分散は小さく直線への回帰の程度は良い.)

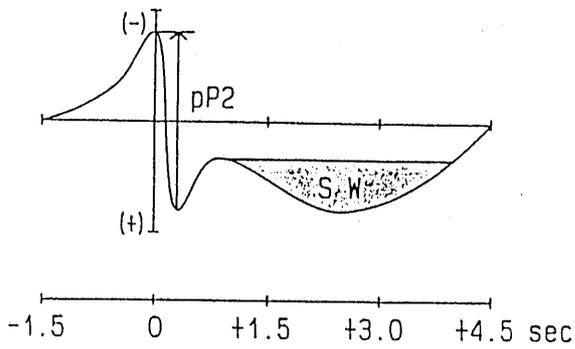
Table 7-2-3 Fig.7-2-2における回帰直線のパラメータ  
(ベキ指数aとY切片b, 決定係数 $r^2$ )

Linear Regression :  $Y=aX+b$

	Magnitude Trial		Cross Modality Trial	
	Normal	C P	Normal	C P
a	1.0183	0.9552	1.0184	0.5351
b	0.9298	1.0498	0.9693	2.8550
$r^2$	0.9961	0.9846	0.9984	0.9699

$r^2$  : coefficient of determination

C P



pP2 : pseudo P2  
SW : Slow Wave

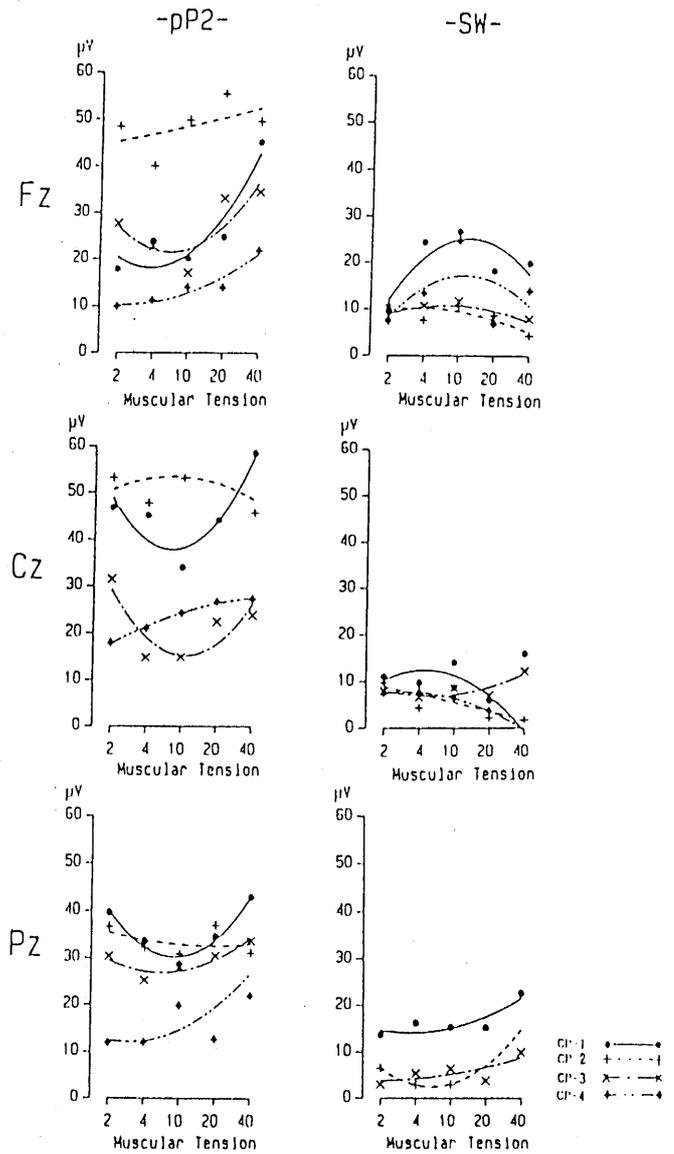


Fig.7-2-3 筋収縮強度による運動関連脳電位の運動後陽性成分の変化  
- 頂点同定法 -

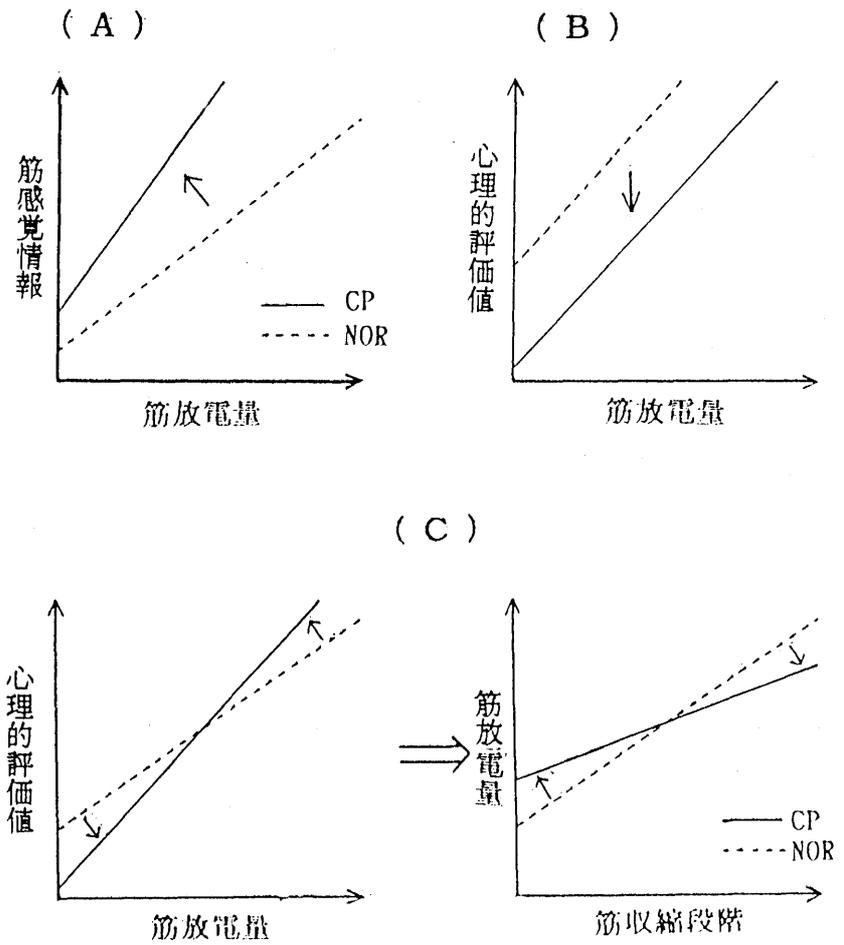


Fig.7-2-4 脳性麻痺者の筋張力知覚及び筋運動制御の説明

## 第 8 章 第二部のまとめ

脳性麻痺 (CP) 者は、中枢性の機能障害に起因する様々な運動症状を呈する。そのため、合目的な運動を行うことが不自由となり日常生活において様々な困難を来す。リハビリテーション医学の分野において、脳の損傷部位と発現する運動症状のタイプとの因果関係が解明されてきているが、実際の運動遂行場面において、これらの障害要因が運動機能のどのような側面に影響を及ぼし遂行する運動の効率を低下させているかについては未解明な点が多い。また CP の主徴が、運動障害であることから、ともすれば研究の重点は運動実行系に置かれがちであるが、運動の準備から実行、さらには知覚受容の過程にわたる障害要因の影響を的確に把握し、障害の評価や訓練効果の判定に用いることが、動作不自由の改善を目的とした機能回復訓練等の現場でも、リハビリテーションを効率的に推進するうえで重要な課題である。このような観点から、実際の随意収縮の遂行に際して観察される生体電気現象を定量計測して、CP 者の運動障害のメカニズムについて生理心理学的検討を行った。

本研究では、中枢における運動の準備と末梢効果器での運動実行、さらには中枢における運動の知覚という一連の運動制御過程の作動様相を、運動関連脳電位と脳波基礎律動、表面筋電図の生体電気現象データにより定量的に計測することで、CP 者の動作不自由がもたらされる随意運動制御の障害メカニズムを検討することができた。運動準備の情報処理過程の様相は運動準備電位の低位成分計測により検討され、CP 者では、中

中枢情報処理活動の障害、運動準備に対する意欲や努力等の心理的要因の関与の大きさ等が示された。また、運動準備の時間経過に伴って脳の広汎な覚醒は限局した皮質活性に次第に移行することが知られるが、脳波基礎律動の $\alpha$ 波成分の解析から、痙直型CP者では限局性の、アトローゼ型では広汎性の覚醒系の駆動様相に特異性がみられ、随意収縮の準備に伴う皮質覚醒の焦点化が円滑に進行していないことが知られた。さらに末梢運動実行過程については表面筋電図を指標とした検討を行い、アトローゼ型CP者で筋運動単位の活動が不安定になっている様相が推察された。このようにして発現に至った運動の中枢知覚過程について、CP者では筋張力の変化に対する知覚の感度が上昇していることが、筋張力に対する主観的評価値と運動関連脳電位の運動感覚性成分の変化により確認された。

以上、CP者の運動遂行障害のメカニズムの検討に、随意収縮の準備・実行・知覚の各側面の活動を反映する生体现象を計測する生理心理学的研究が有効であることが示され、中枢性運動機能障害による運動遂行異常の実体の解明に寄与するものと考えられる。

本研究では、CP者から導出された生理心理学的指標において、運動障害の特異性を見いだすことができたが、被験者に関する神経学的な検索が乏しいことや、被験者の絶対数の不足等も相俟って、細分化された障害のタイプや程度別の特性を抽出するには至らなかった。今後、CPのみならず中枢神経に関係する各種運動障害を横断的に検索して、データの蓄積を図っていく必要がある。また、運動障害を対象に実施されている機能回復訓練効果の評定に生理心理学的指標による検討が有効であるか否かについては、訓練の実施前後に生体现象データを測定して、訓練による変化についての縦断的研究を行っていくことが望まれる。

また本研究では、生体现象計測上の制約から、シールドルームの中での測定となった。最近の計測技術の進歩に伴って、生体现象導出時のアーチファクトの混入を回避し非常に安定したデータが得られる能動電極等も開発されてきており、今後、日常生活場面や実際の訓練場面における生体现象データの測定も可能となることが予測され、被験者に与える拘束感をより減じた実験条件の設定が可能になると思われる。

## 参 考 文 献

- 1) Akaike H: Fitting autoregressive models for prediction. Ann Inst Statist Math 21: 243-247, 1969
- 2) 赤松幹之: 表面筋電図スペクトル成分と筋活動状態との関連について. バイオメカニズム 9: 23-34, 1988
- 3) 赤沢堅造, 藤井克彦: 筋電図を用いた筋の活動様式の推定. 電気学会, 計測研究会資料 IM-86-18: 19-28, 1986
- 4) Akima H: A method of bivariate interpolation and smooth surface fitting for irregularly distributed data points. ACM TOMS 4: 148-159, 1978
- 5) Allen GI, Tsukahara N: Cerebrocerebellar communication systems. Physiological Review 54: 957-1006, 1974
- 6) Andersen P, Andersson SA, and Lømo T: Nature of thalamo-cortical relations during spontaneous barbiturate spindle activity. J Physiol 192: 283-307, 1967

- 7) Andersen P, Andersson SA: Physiological basis of the alpha rhythm. Appleton-Century-Crofts, New York, 1968
- 8) Andersson SA, Holmgren E, and Manson JR: Synchronization and desynchronization in the thalamus of the unanaesthetized decorticate cat. *Electroenceph clin Neurophysiol* 31: 335-345, 1971
- 9) 安西信雄, 太田昌孝, 丹羽真一, 栗田宏, 平松謙一, 渡辺義文, 神保真也 : 脳性麻痺児のCTと脳波. *臨床脳波* 20: 711-721, 1978
- 10) Arendt-Nielsen L, Mills K R: The relationship between mean power frequency of the EMG spectrum and muscle fiber conduction velocity. *Electroenceph clin Neurophysiol* 60: 130-134, 1985
- 11) Barrett G, Shibasaki H and Neshige R: Cortical potentials preceding voluntary movement: Evidence for three periods of preparation in man. *Electroenceph clin Neurophysiol* 63: 327-339, 1986
- 12) Brennum J, Jensen TS: Relationship between vertex potentials and magnitude of pre pain and pain sensations evoked by electrical skin stimuli. *Electroenceph clin Neurophysiol* 82: 387-390, 1992

- 13) Buchthal F, Madsen A: Synchronous activity in normal and atrophic muscle. *Electroenceph clin Neurophysiol* 2: 425-444, 1950
- 14) Burke R E: Firing patterns of gastrocnemius motor units in the decerebrate cat. *J Physiol* 196: 631-654, 1968
- 15) Burke R E, Levine D N, Tsairis P et al.: Physiological types and histochemical profiles in motor units of the cat gastrocnemius. *J Physiol* 234:723-748, 1973
- 16) Burke R E, Rudomin P: Spinal neurons and synapses. In Kandel E R(ed) :*Handbook of Physiology - The Nervous System Vol.1, American Physiological Society (Washington), 877-944, 1977*
- 17) Chatrian GE, Peterson MC, Lazarte JA: Blocking of the rolandic wicket rhythm and some central changes related to movement. *Electroenceph clin Neurophysiol* 11: 479-510, 1959
- 18) Christensen H, Fuglsang-Frederiksen A: Quantitative surface EMG during sustained and intermittent submaximal contractions. *Electroenceph clin Neurophysiol* 70: 239-247, 1988

- 19) Coles MGH, Gratton G, Donchin E: Detecting early communication: using measures of movement-related potentials to illuminate human information processing. *Biological Psychology* 26: 69-89, 1988
- 20) Deecke L, Grözinger B, and Kornhuber HH: Voluntary finger movement in man: cerebral potentials and theory. *Biol Cybernet* 23: 99-119, 1976
- 21) Deecke L, Kornhuber HH: Cerebral potentials and the initiation of voluntary movement. In Desmedt JE (ed): *Prog in clin Neurophysiol, Vol 1, Attention, voluntary contraction and event-related cortical potentials*, Karger Basel, 1977a, pp132-150
- 22) Deecke L, Englitz HG, Kornhuber HH et al.: Cerebral potentials preceding voluntary movement in patients with bilateral or unilateral Parkinson akinesia. In Desmedt JE (ed): *Prog in clin Neurophysiol, Vol 1, Attention, voluntary contraction and event-related cortical potentials*, Karger Basel, 1977b, pp151-163

- 23) Deecke L, Heise B, Kornhuber HH et al.: Brain potentials associated with voluntary manual tracking: Bereitschafts-potential, conditioned pre-motion positivity, directed attention potential, and relaxation potential. Annals of the New York Academy of Sciences 425: 450-464, 1984
- 24) Desmedt J E, Godaux E: Ballistic contractions in man.: Characteristic recruitment pattern of single motor units of the tibialis anterior muscle. J Physiol 264: 673-693, 1977
- 25) Donchin E, and Heffley EF: Multivariate analysis of event-related potential data: A tutorial review. In Multidisciplinary Perspectives in event-related brain potential research. US Gov Prin Off, 555-572, 1978
- 26) Evarts EV: Temporal patterns of discharge of pyramidal tract neurons during sleep and waking in the monkey. J neurophysiol 27: 152-171, 1964
- 27) Fletcher R, Powell MJD: A rapidly convergent descent method for minimization. Comput J, 6: 163-168, 1963
- 28) Gastaut H, Terzien H and Gastaut Y: Etude d'une activité électoloencephalographique meconnue. le "rythme rolandique en arceau.", Marseille Med 89: 296-310, 1952

- 29) Gastaut H, Dongier M, Couptois G: On the significance of wicket rhythms (rhythm en arceau) in psychosomatic medicine. *Electroenceph clin Neurophysiol* 6: 687P, 1954
- 30) Gydikov A, Kosarov D: Some features of different motor units in human biceps brachii. *Pflügers Arch* 347: 75-88, 1974
- 31) Hagberg M: Electromyographic signs of shoulder muscular fatigue in two elevated arm positions. *Am J Phys Med* 60: 111-121, 1981
- 32) Hagberg M, Ericson B E: Myoelectric power spectrum dependence on muscular contractin level of elbow flexors. *Eur J Appl Physiol* 48: 147-156, 1982
- 33) Henneman E, Clamann H P, Gillies J D et al.: Rank order of motoneurons within a pool.: Law of combination. *J Neurophysiol* 34: 1338-1349, 1974
- 34) 彦坂興秀: 大脳基底核の機能 I. *科学* 55: 680-689, 1985a
- 35) 彦坂興秀: 大脳基底核の機能 II -大脳基底核のニューロン活動-. *科学* 55: 756-765, 1985b

- 36) Hjorth B : An on-line transformation of EEG scalp potentials into orthogonal source derivations. *Electroenceph clin Neurophysiol* 39: 526, 1975
- 37) 猪飼道夫：動作に先行する制御機構。日本生理誌 17: 292-298, 1955
- 38) Ikeda A, Shibasaki H, Nagamine T et al.: Dissociation between contingent negative variation and Bereitschaftspotential in a patient with cerebellar efferent lesion. *Electroenceph clin Neurophysiol* 90: 359-364, 1994
- 39) Inouye T, Shinozaki K and Yagasaki A: Interhemispheric EEG interactions during voluntary movement. *Neuropsychologia* 20: 219-224, 1982
- 40) Inouye T, Shinozaki K and Yagasaki A: The direction of spread of alpha activity over the scalp. *Electroenceph clin Neurophysiol* 55: 290-300, 1983
- 41) 井上健：脳波分析の手法(8)-ARモデルの次数の推定法。門林岩雄, 井上健, 中村道彦(編著) 脳波, 金芳堂, 1983, pp268-269
- 42) 石川政孝, 増山英太郎, 鮫島宗弘：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: 20-31, 1981

- 43) 石山陽事, 白井康之, 野沢胤美ら: Source Derivation 法を用いた  
脳波局在部位推定に関する研究. 医用電子と生体工学 28: 113-121,  
1990
- 44) 伊藤正男, 佐伯胖 編: 認識し行動する脳: 脳科学と認知科学.  
東京大学出版会, 1988
- 45) 岩瀬勝彦: 準備電位と運動. 臨床脳波 16: 242-246, 1974
- 46) 神宮秀夫: 練習は人の何を変えるか. 神宮秀夫(著)スキルの認知心  
理学. 川島書店, 1993, pp81-106
- 47) Jones RH: Identification and autoregressive spectrum estima-  
tion. IEEE Trans Autom Control, 19: 894-897, 1974.
- 48) Kanda K, Burke R E, Walmsley B: Differential control of fast  
and slow twitch motor units in the decerebrate cat. Exp  
Brain Res 29: 57-74, 1977
- 49) 川間健之介: 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: 1-9, 1987
- 50) 川間健之介, 石田久之: 脳性まひ者の肘屈曲運動の反応時間-Fore-  
periodがPMT, MTに及ぼす影響-. 特殊教育学研究 27: 21-28, 1989

- 51) 川間健之介, 中司利一: 脳性まひ者の肘屈曲・前腕回外運動のPMT.  
筑波大学心身障害学研究 10: 77-84, 1985
- 52) 木村實: 基底核の役割. 脳神経 45: 605-616, 1993
- 53) 小木和孝, 袴田 忠: 筋疲労時の表面筋電図の周波数分析. 労働科  
学 38: 519-528, 1962
- 54) Kornhuber HH, Deecke L: Hirnpotentialänderungen bei Willkür-  
bewegungen und passiven Bewegungen des Menschen: Bereit-  
schafts potential und reafferente Potentiale. Pflügers Arch  
ges Physiol 284: 1-17, 1965
- 55) Kristeva R, Cheyne D, Deecke L: Neuromagnetic fields accom-  
panying unilateral and bilateral voluntary movements: Topo-  
graphy and analysis of cortical sources. Electroenceph clin  
Neurophysiol 81: 284-298, 1991
- 56) Kuhlman WN: Functional topography of the human mu rhythm.  
Electroenceph clin Neurophysiol 44: 83-93, 1978
- 57) Lippold OCJ: The relation between integrated action poten-  
tials in human muscle and its isometric tension. J Physiol  
117: 492-499, 1952

- 58) Lopes da Silva FH, Hoeks A, Smits H et al.: Model of brain rhythmic activity: The alpha-rhythm of thalamus. *Kybernetik* 15: 27-37, 1974
- 59) 松本秀彦, 鈴木保巳, 渡邊貴子, 鮫島宗弘: 脳性麻痺者における筋張力知覚の成立過程 -筋活動量と運動関連脳電位との対応関係-. 日本特殊教育学会第31回大会発表論文集 402-403, 1993
- 60) 松本秀彦, 渡邊貴子, 西田芳子, 鈴木保巳, 鮫島宗弘: 脳性麻痺者における運動関連脳電位と筋収縮強度との関係. 東京学芸大学紀要第46集, 印刷中, 1995
- 61) 松本 淳: 表面筋電図の周波数分析に関する研究. *北関東医学* 17: 369-387, 1967
- 62) 松岡洋夫: 精神生理学的アプローチ: 事象関連電位. 佐藤, 松岡(編) 最新臨床脳波学, 朝倉書店, pp 243-305, 1993
- 63) Matsuzaka Y, Aizawa H, Tanji J: A motor area rostral to the supplementary motor area (presupplementary motor area) in the monkey: Neuronal activity during a learned motor task. *J Neurophysiol* 68: 653-662, 1992

- 64) McAdam DW, Rubin EH: Readiness potential, vertex positive wave, contingent negative variation and accuracy of perception. *Electroenceph clin Neurophysiol* 30: 511-517, 1971
- 65) McClelland JL: On the time relations of mental processes: An examination of systems of processes in cascade. *Psychological Review* 86: 287-330, 1979
- 66) Mills KR: Power spectrum analysis of electromyogram and compound muscle action potential during muscle fatigue and recovery. *J Physiol* 326: 401-409, 1982
- 67) Milner-Brown H S, Stein R B, Yemm R: The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. *J Physiol* 230: 359-370, 1973
- 68) Milner-Brown HS, Stein RB: The relation between the surface electromyogram and muscular force. *J Physiol* 246: 549-569, 1975
- 69) 三村恭永, 谷川雅弘, 別宮博一ら: 視床と頭皮上脳波における  $\alpha$  rhythmの相関. *臨床脳波* 16: 417-426, 1974
- 70) 南茂夫: 重畳波形の分離と分解. 南茂夫(編著)科学計測のための波形データ処理. CQ出版, 1986, pp181-211

- 71) 中村道彦：事象関連電位と背景脳波．脳と精神の医学 1: 171-173,  
1990
- 72) Narabayashi H, Nagahata M, Nagao T, and Shimazu H: A new  
classification of cerebral palsy based on neurophysiologic  
considerations. *Confin Neurol* 25: 378-392, 1965
- 73) Neshige R, Lüders H and Shibasaki H: Recording of movement  
-related potentials from scalp and cortex in man. *Brain* 111:  
719-736, 1988
- 74) Netz J, H mberg V, Gr newald-Zuberbier E and Gr newald G:  
Event-related changes of fast rhythmic EEG activity in a  
positioning movement task. In: *Brain and Information, event  
-related potential*. *Annals of the New York Academy of  
Science* (eds. Karrer R, Cohen J and Tueting P) 425: 483-488,  
1984
- 75) 西田茂人, 中村政俊, 柴崎浩：時間重みつき評価に基づく誘発電位  
モデルの構成．医用電子と生体工学, 25: 247-254, 1987
- 76) 西田茂人, 中村政俊, 柴崎浩：脳波・誘発電位の頭皮上分布モデル  
構成と特徴表現．医用電子と生体工学, 27: 141-148, 1989

- 77) Obeso JA, Rothwell JC, and Marsden CD: Simple tics in Gilles de la tourette's syndrom are not prefaced by a normal pre-movement EEG potential. J Neurol Neurosurg Psychiat 44: 735-738, 1981
- 78) 沖田庸嵩: ERP研究に役立つ心理実験パラダイム(I). 臨床脳波 34 : 269-275, 1992a
- 79) 沖田庸嵩: ERP研究に役立つ心理実験パラダイム(II). 臨床脳波 34 : 334-339, 1992b
- 80) Petsche H, Rappelsberger P: Influence of cortical incisions on synchronization pattern and travelling waves. Electroenceph clin Neurophysiol 28: 592-600, 1970
- 81) Petrofsky J S, Lind A R: Frequency analysis of surface electromyogram during sustained isometric contractions. Eur J Appl Physiol 43: 173-182, 1980
- 82) Pfurtscheller G and Aranibar A: Event-related cortical desynchronization detected by power measurements of scalp EEG. Electroenceph clin Neurophysiol 42: 817-826, 1977

- 83) Pfurtscheller G and Aranibar A: Changes in central EEG activity in relation to voluntary movement. Normal subjects. Progress in Brain Research 54: 225-231, 1980
- 84) Pfurtscheller G: Event-related synchronization (ERS): an electrophysiological correlate of cortical areas at rest. Electroenceph clin Neurophysiol 83: 62-69, 1992
- 85) Piper H: Elektrophysiologie menschlicher muskeln. Springer, Berlin, 1962
- 86) Pocock PV: Changes of alpha activity during preparation for a motor action. Progress in Brain Research 54: 219-224, 1980
- 87) 臨床スポーツ医学編集委員会: 自覚的収縮強度. スポーツ医学基本用語ゼミナール, 文光堂, 1988
- 88) Rumelhart DE, McClelland JL and the PDP Research Group: Parallel distributed processing: Explorations in the microstructure of cognition. The MIT Press, 1988
- 89) Ruchkin DS, Sutton S, Kietzman ML et al.: Slow wave and P300 in signal detection. Electroenceph clin Neurophysiol 50: 35-47, 1980

- 90) Rösler F, Sutton S Johnson Jr R et al.: Endogenous ERP components and cognitive constructs: a review. In: Cerebral Psychophysiology :Studies in Event-Related Potentials. Electroenceph clin Neurophysiol (Suppl) 38 (ed. McCallum WC, Zappoli R, Denoth F), Elsevier, Amsterdam, 1986, pp51-92
- 91) 齊藤泰彦, 山本卓二: 多変量解析の応用によるERP波形成分の抽出. 脳波と筋電図 20: 300-309, 1992
- 92) 鮫島宗弘: 表面筋電図の周波数分析的データ処理とその臨床医学的応用. 北関東医学 21: 292-319, 1971
- 93) 鮫島宗弘, 鈴木宏哉: 表面筋電図の周波数分析的データ処理. 脳波と筋電図 2: 75-79, 1973
- 94) 鮫島宗弘, 堅田明義, 尾崎久記, 鈴木宏哉, 寿原健吉: 表面電極筋電図と針電極筋電図の関係について—続報—. 脳波と筋電図 4: 111-112, 1976
- 95) 鮫島宗弘, 山下利之, 鈴木保巳: 筋ジストロフィー症者の運動制御と筋運動知覚の分析. 心理学研究 58: 174-180, 1987

- 96) 鮫島宗弘, 水上志伸: 脳性麻痺者における随意運動に伴う脳電気活動の研究, 『脳性麻痺児における異常運動の発現・制御・知覚特性と動作・機能訓練』, 昭和58年度科学研究費補助金研究成果報告書: 5-23, 1984a
- 97) 鮫島宗弘, 水上志伸: 脳性麻痺者における運動機能障害と運動関連脳電位について. 東京学芸大学紀要 第1部門, 35: 169-181, 1984b
- 98) 鮫島宗弘, 鈴木保巳: 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, 1988
- 99) Sato K: On the component waves in the human evoked potentials. In Proc. 3rd Joint Cong Med Inform, 475-478, 1983
- 100) Schmidt RA: A schema theory of discrete motor skill learning. Psychological Review 82: 225-260, 1975
- 101) Shibasaki H: Movement-associated cortical potentials in unilateral cerebral lesions. J Neurol 209: 189-198, 1975
- 102) 柴崎浩: 脳運動関連電位の基礎的および臨床的研究 IV 脳運動関連電位の頭皮上局在. 脳波と筋電図 4: 157-164, 1976

- 103) Shibasaki H, Barrett G, Halliday E et al.: Components of the movement-related cortical potential and their scalp topography. *Electroenceph clin Neurophysiol* 49: 213-226, 1980a
- 104) Shibasaki H, Barrett G, Halliday E et al.: Cortical potentials following voluntary and passive finger movement. *Electroenceph clin Neurophysiol* 50: 201-213, 1980b
- 105) 柴崎浩: 運動関連脳電位. 脳波と筋電図 10: 90-95, 1982
- 106) Shibasaki H, Sakai T, Nishimura H et al.: Involuntary movements in chorea acanthocytosis: A comparison with Huntington's chorea. *Ann Neurol* 12: 311-314, 1982
- 107) 篠崎和弘: ARモデルによるパワースペクトル. 門林岩雄, 井上健, 中村道彦(編著) 脳波, 金芳堂, 1983, pp238-239
- 108) Sternberg S: The discovery of processing stages: Extensions of Donders' method. In WG Koster(ed.), *Attention and Performance*. Amsterdam: North-Holland, *Acta Psychologica* 30: 276-315, 1969
- 109) Stevens SS: On the psychological law. *Psychological Review* 64: 1053-181, 1957

- 110) 寿原健吉, 木谷信子, 鈴木宏哉: 感覚障害における安静時脳波の特異性について. 東京教育大教育学部紀要 18: 197-210, 1972
- 111) 鈴木宏哉:  $\alpha$ リズムの頭皮上分布と部位間関係. 日本生理誌 36: 203-217, 1974
- 112) Suzuki H: Phase relationships of alpha rhythm in man. Jap J Physiol 24: 569-586, 1974
- 113) 鈴木保巳, 長野裕明, 鮫島宗弘: 脳性マヒ者における随意運動準備に伴う脳波基礎律動 ( $\alpha$ 波) の変化. 東京学芸大学紀要, 第1部門 41: 11-19, 1990a
- 114) 鈴木保巳, 長野裕明, 鮫島宗弘: 運動準備電位出現に伴う  $\alpha$  波成分の変化. 脳と精神の医学 1: 57-63, 1990b
- 115) 鈴木保巳, 渡邊貴子, 松本秀彦, 鮫島宗弘: 神経情報処理モデルに基づく運動関連脳電位の準備性成分分離計測. 脳波と筋電図 23: 17-24, 1995
- 116) Tanji J, Kato M: Recruitment of motor units in voluntary contraction of a finger muscle in man. Exp Neurol 40: 759-770, 1973

- 117) 丹治順, 虫明元: 大脳運動皮質(運動野, 運動前野, 補足運動野)のはたらき. 脳神経 45: 617-626, 1993
- 118) Tanii K, Sadoyama T, and Sameshima M: Temporal relationships of EMG changes preceding voluntary movement to premovement cortical potential shifts. Electroenceph clin Neurophysiol 67: 412-420, 1987
- 119) 田崎京二, 小川哲朗: 運動感覚. 新生理学大系, 9巻 感覚の生理学, 医学書院, 1989, pp308-319
- 120) Tokizane T, Shimazu H: Functional differentiation of human skeletal muscle. Tokyo Univ Press, pp1-60, 1964
- 121) Ullsperger P, Gille HG: The late positive component of the ERP and adaptation-level theory. Biol Psychol 26: 299-306, 1988
- 122) Vaughan HG, Jr Costa LD and Gilden L et al.: Identification of sensory and motor components of cerebral activity in simple reaction tasks. Proc 73rd Conv Am Psychol Assoc 1: 179-180, 1965

- 123) Vaughan HG, Jr Costa LD and Ritter W: Topography of the human motor potential. *Electroenceph clin Neurophysiol* 25: 1-10, 1968
- 124) Walter WG, Cooper R et al.: Contingent negative variation: an electric sign of sensorimotor association and expectancy in the human brain. *Nature* 203: 380-384, 1964
- 125) 渡邊貴子: 脳性麻痺者の随意運動発現における筋張力知覚の役割. 東京学芸大学教育学部修士論文, 1994
- 126) Weiss AD: The locus of reaction time change with set, motivation, and age. *J Gerontology*, 20: 60-64, 1965
- 127) 矢部京之助, 村地俊二: 随意運動に先行する silent period の役割. *日本生理誌* 37: 91-98, 1975
- 128) 山田浩, 藤本健一, 吉田充男: 大脳基底核の機能-最近の概念. *Clinical Neuroscience* 12: 970-973, 1994
- 129) 山下利之, 鮫島宗弘: 脳性麻痺者の筋緊張知覚の解析. *人間工学* 20: 277-281, 1984
- 130) 山下利之, 鮫島宗弘: 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: 22-28, 1985

- 131) 山下利之, 鮫島宗弘, 今泉好子 他 : 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: 51-59, 1987

# 著 者 関 連 文 献

鮫島宗弘，山下利之，鈴木保巳：進行性筋ジストロフィー症者の運動制御と筋運動知覚の解析．心理学研究 58：174-180，1987

山下利之，鮫島宗弘，今泉好子，鈴木保巳：脳性麻痺者のトラッキング動作の解析 - ステップ波応答によ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 25：51-59，1987

鮫島宗弘，鈴木保巳：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，39：131-140，1988

鈴木保巳，長野裕明，鮫島宗弘：脳性マヒ者における随意運動準備に伴う脳波基礎律動（ $\alpha$ 波）の変化．東京学芸大学紀要，第1部門41：11-19，1990

鈴木保巳，長野裕明，鮫島宗弘：運動準備電位出現に伴う $\alpha$ 波成分の変化．脳と精神の医学 1：57-63，1990

鈴木保巳，長野裕明，鮫島宗弘：脳性マヒ者における随意運動準備時の脳波基礎律動（ $\alpha$ 波）．東京学芸大学紀要，第1部門 43：169-180，1992

Suzuki Y., Nagano H, Sameshima M: Changes in alpha waves contingent on preparation for voluntary movement. *Electroenceph clin Neurophysiol* 83: 51-52P, 1992

鈴木保巳, 渡邊貴子, 鮫島宗弘: 脳性麻痺者における筋張力知覚と運動関連脳電位. *東京学芸大学紀要*, 第1部門 44: 315-325, 1993

鈴木保巳, 渡邊貴子, 松本秀彦, 鮫島宗弘: 脳性麻痺者の中枢性運動準備に関する情報処理論的検討. *東京学芸大学紀要*, 第1部門 45: 301-309, 1994

鈴木保巳, 渡邊貴子, 松本秀彦, 鮫島宗弘: 神経情報処理モデルに基づく運動関連脳電位の準備性成分分離計測. *脳波と筋電図* 23: 17-24, 1995

松本秀彦, 渡邊貴子, 西田芳子, 鈴木保巳, 鮫島宗弘: 脳性麻痺者における運動関連脳電位と筋収縮強度との関係. *東京学芸大学紀要* 第46集, 印刷中, 1995

Suzuki Y., Matsumoto H, Watanabe T, Nishida Y and Sameshima M: Decomposition analysis of readiness potentials in the cerebral palsied. *Electroenceph clin Neurophysiol*, 1995, in press

# 謝 辞

研究の遂行にあたり、公務ご多忙にもかかわらず、熱心なご指導とご鞭撻を賜った東京学芸大学教育学部障害児教育学科教授の鮫島宗弘先生に深謝し厚くお礼申し上げます。また、研究の進行は、同学鮫島研究室に所属した皆様の協力に依るところが大きく、ここに記して謝意を表します。

なお、生体電気現象の新しい解析法の開発・導入にあたり、佐賀大学理工学部電気工学科教授の中村政俊先生、千葉工業大学情報工学科の世木秀明先生、東京大学大学院工学系研究科(計数工学)の下平英寿氏、他多くの方々のご指導とご助言をいただきました。深謝申し上げます。

最後に、研究の実施に際し、生体现象導出実験にこころよく協力して頂いた被験者の方々にお礼申し上げます。

平成6年11月

鈴木保巳