

(4) 高次脳機能障害者における誘発脳波の記録

A. 研究目的

本研究の目的は、DAI患者において、誘発される脳波は健常者と異なるのか否か調べることであった。

B. 研究方法

慢性軸索損傷と診断された被験者に対し、前項目におけるOPT(MEP)方向の経頭蓋磁気刺激を与えた時の誘発脳波を記録した。その他の詳細な方法に関しては、前項目を参照のこと。

被験者は、びまん性軸索損傷による高次脳機能障害を呈する男性5名で診断の詳細、症

状に関しては、結果中に記載した。

C. 研究結果

図1-3は、代表的な3名のそれぞれMRI画像および誘発脳波を記録した60チャンネルのうち、関心領域(前頭前野)に位置する13チャンネルに関して重ね書きしたものである。上段が、症例、下段が健常者7名の平均波形である。いずれも健常者より各誘発脳波成分の振幅が大きくなかった。どの被験者でも便宜的に各成分名を表示したが、とりわけP25、N40は独立した誘発脳波成分が明確には確認できなかった。

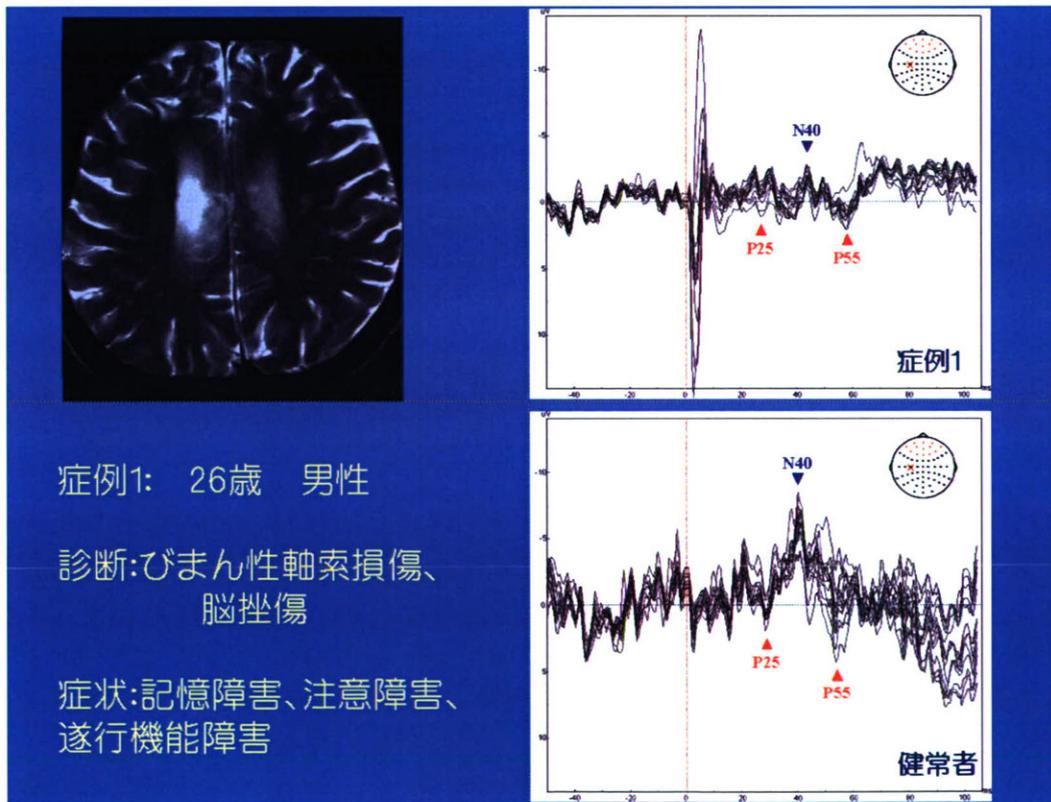


図1 症例1

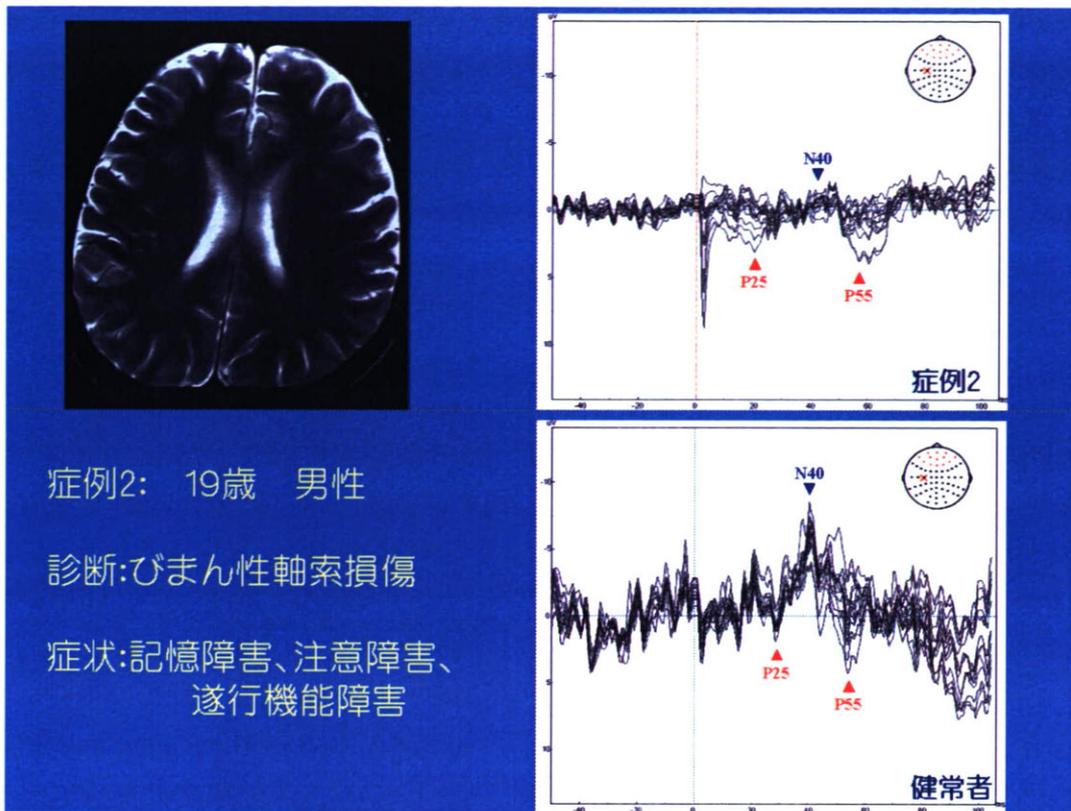


図 2 症例 2

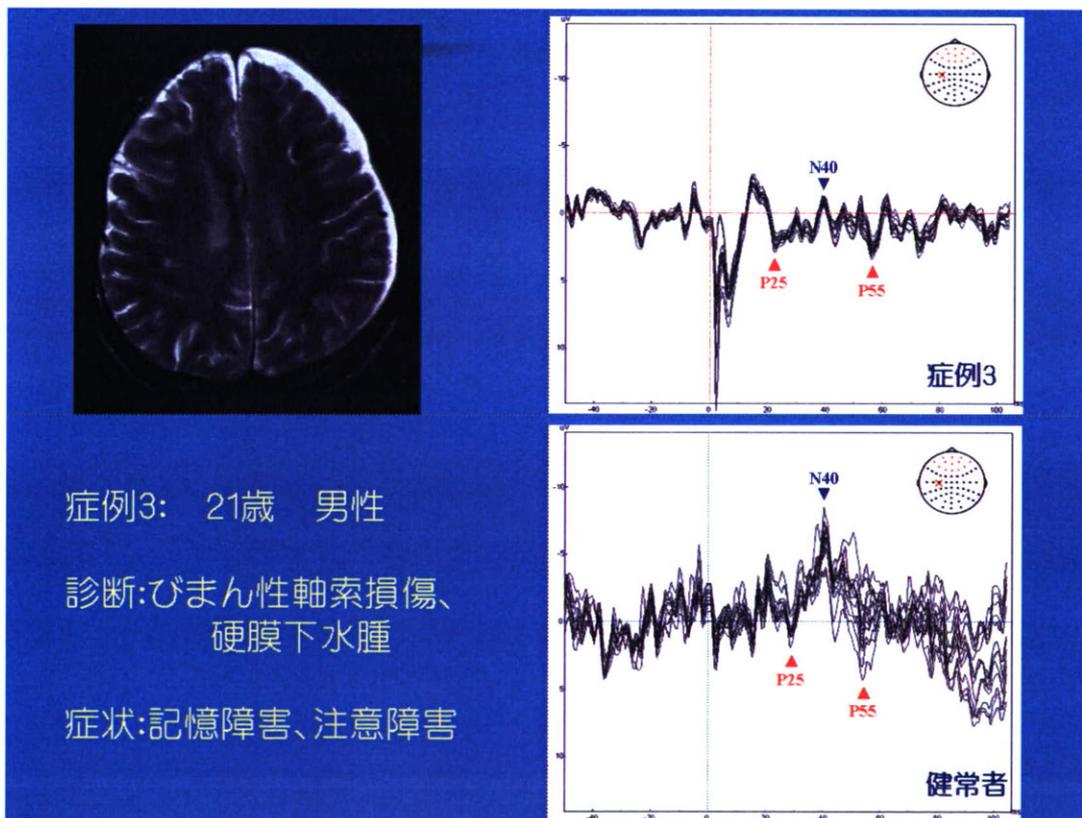


図 3 症例 3

D. 考察

まだ、障害者の誘発脳波記録数は十分では

ないが、個別には健常者との差は検出できる可能性がある。前項目の誘発脳波による

脳内神経ネットワークの検討により、最適な刺激方向の特定、および今後最適な刺激部位が特定されれば、障害者への磁気刺激の試行数も少なく済み、時間的、体力的負担も少なく効果的な診断が可能になると考えられる。

引用文献

Guggisberg AG, Dubach P, Hess CW, Wuthrich C, Mathis J. Motor evoked potentials from masseter muscle induced by transcranial magnetic stimulation of the pyramidal tract: the importance of coil orientation. *Clinical Neurophysiology*. 2001;112: 2312-2319.

(5) コヒーレンスから見た最適刺激方向の検討

B. 研究方法

被験者は右利き健常者 11 名(男性 7 名 20.1±1.6 歳, 女性 4 名 20.0±1.6 歳)を用いた。被験者には実験前日と当日に飲酒や服薬をしないように指示し、前日に良く睡眠をとるようにさせた。実験中、被験者はリクライニング可能なデンタル椅子に腰掛け、安静にするように指示した。記録は安静開眼状態で行った。

被験者には、実験の前に実験の目的、方法、安全性等、十分な説明をし、文書にて同意書を得た上で実験を施行した。また、本研究の実験は国立身体障害者リハビリテーションセンターの倫理委員会の承認を受けている。

経頭蓋磁気刺激 :

経頭蓋磁気刺激装置は、二相性の磁気パルスを生じさせることのできる Magstim220(Magstim 社製, Whitland, Dyfed,

UK)を用いた。この刺激装置は持続時間 385 μ sec.の二相性の磁気パルスを生じさせることができ、従来の単相性のものに比べて、短い持続時間でより効率的に大脳皮質を刺激できる。刺激コイルは 8 の字型コイル(Double 70 mm coil)を用いた。刺激コイルは、右第一背側骨間筋(FDI: first dorsal interosseous muscle)から運動誘発電位(MEP: Motor Evoked Potential)を記録するのに最適な位置を探すため、初期位置として Cz から左外側約 7cm に置き、前後・左右に 5-10 mm ずつ移動させた。そして被験者が安静時に最も低い刺激強度で FDI から MEP が明確に記録できる位置[OPT(MEP): optimal position for MEP recording]に置いた。安静時閾値刺激強度(RMT: Resting Motor Threshold)は、被験者が安静な状態で少なくとも 50 μ V の振幅の MEP が 5 回の刺激により 3 回得られる強度とした。刺激強度はこの MT の倍数で表した。

ナビゲーションシステム(Nexstim Ltd., Helsinki, Finland)により、刺激中、刺激コイルの位置を PC 画面上でモニターし、刺激コイルは optimal position から 2 mm 以内の位置を保ち刺激した。

刺激は、OPT(MEP)を基準に、時計回りに 45 度(C45)、90 度(C90)及び、反時計回りに 45 度(CC45)、90 度(CC90)の計 5 方向で与えられた(図 1)。これらは、ナビゲーションシステムを用いることにより、同一ポイントを中心に平面状を正確に回転させ、各条件で同一の刺激方向を維持させた。これらの刺激は 0.6RMT 強度、3-5 秒間隔で少なくとも各刺激方向で 55-60 回行った。

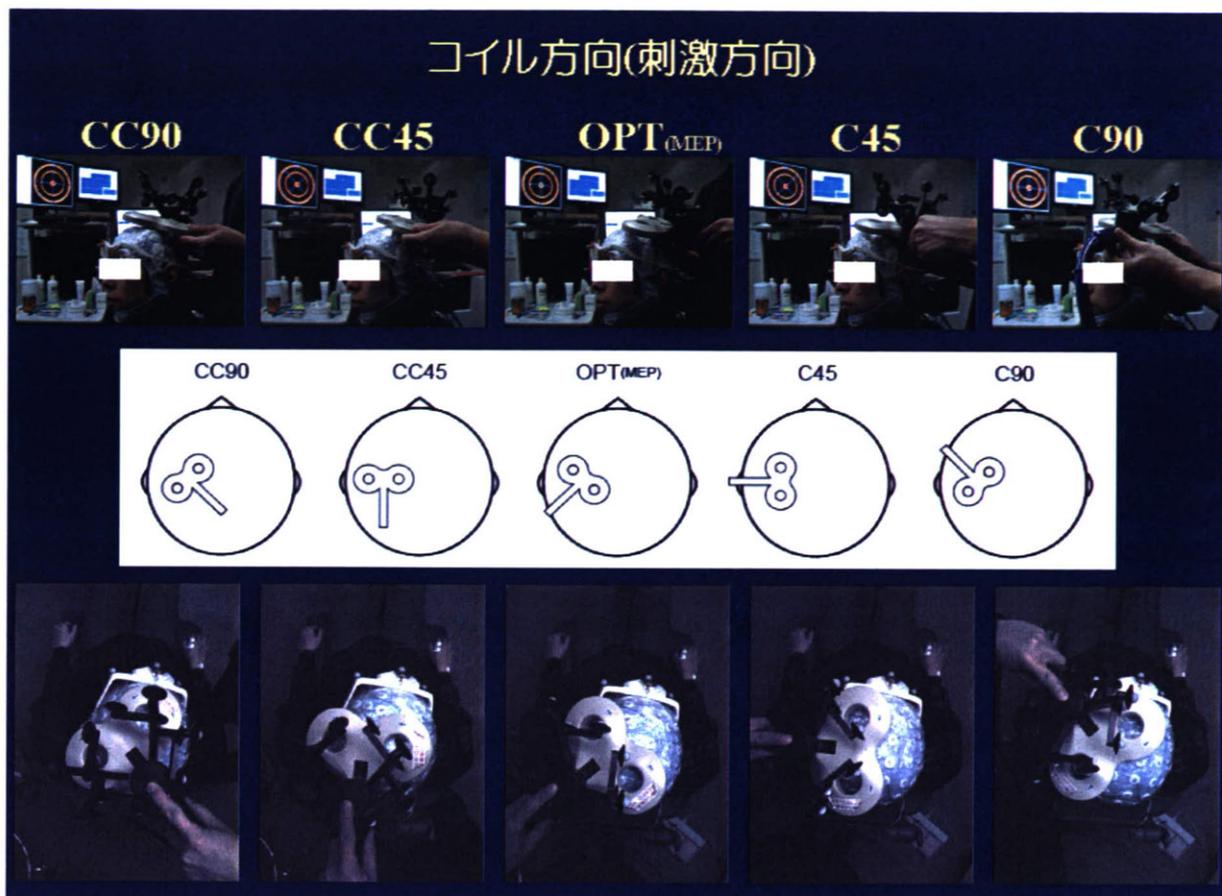


図 1 実験風景とコイル方向(刺激方向)最上段：被験者を横から、最下段：被験者を頭上から見たところ。中段：刺激コイル方向の模式図。

筋電図記録：

右手 FDI(図 2)の筋腹および中手基節間関節に表面電極(10 mm diameter; Vitrode F, F-150S, NIHON KOHDEN CORPORATION)を貼付し、手首にアース電極(a disposable ground electrode, 45400, GE Yokogawa Medical System, Ltd.)を巻いた。帯域フィルタは 10Hz-10kHz で増幅し(Neuropack, MEB-2200, NIHON KOHDEN CORPORATION)、サンプリング周波数は 5kHz でモニターに表示した。

脳波記録：

被験者は、60 チャンネルの Ag-AgCl の脳波電極が取り付けられている電極キャップを被り、前額に ground 電極、鼻頭に reference 電極を貼付した。眼輪部に眼電図電極を装着

し、同時に記録した。各電極インピーダンスは、5k Ω 以下に保った。脳波記録には磁気刺激装置からのトリガー信号によって、一時的に増幅器の入力を遮断する回路(sample and hold circuit)が組み込まれている脳波計(Nexstim Ltd., Helsinki, Finland)を使用した。この脳波計を使用することにより、磁気刺激による刺激アーチファクトの脳波へ混入を防ぎ、経頭蓋磁気刺激と脳波が多チャンネルで記録できるようになった。

脳波は 1450Hz でサンプリングし、帯域フィルタは 0.1-500Hz で増幅した。記録した脳波は脳波解析ソフト Vision Analyzer (Brain Products) をもちいて解析した。アーチファクトが混入している誘発脳波を除いた後、刺激前 50msec.から刺激後 300msec.まで誘発脳

波 40-60 回分を加算平均した。刺激前 50msec. の各チャンネルにおける平均値を基線とした。各刺激方向ごとに加算平均波形を作成、短潜時誘発脳波を同定し、それらの頂点潜時と振幅を算出した。また、各刺激方向ごとにすべての被験者の脳波を加算平均した。

コヒーレンス：

コヒーレンスの算出には、Vision Analyzer (Brain Products)を用い、式 1 により計算された。

$$\text{Coh}(c_1, c_2)(f) = |\text{CS}(c_1, c_2)(f)| / (|\text{CS}(c_1, c_1)(f)| |\text{CS}(c_2, c_2)(f)|) \dots [$$

$|\text{CS}(c_1, c_2)(f)|^2$ は、2 つの信号のクロススペクトルを示し、 $|\text{CS}(c_1, c_1)(f)|$, $|\text{CS}(c_2, c_2)(f)|$ は自己スペクトルを示す。



図 2 第一背側骨間筋
(First dorsal interosseus muscle: FDI)

C. 研究結果

各被験者の情報を表 1 に示す。

表 1 各被験者のプロフィールおよび経頭蓋磁気刺激のパラメータ

| Subject | sex | age | RMT(%output max) | 0.6RMT(%output max) |
|-------------|-----|------|------------------|---------------------|
| 1 | F | 20 | 61 | 37 |
| 2 | F | 18 | 73 | 44 |
| 3 | F | 20 | 80 | 48 |
| 4 | F | 22 | 63 | 38 |
| 5 | M | 22 | 52 | 31 |
| 6 | M | 20 | 60 | 36 |
| 7 | M | 21 | 78 | 47 |
| 8 | M | 19 | 61 | 37 |
| 9 | M | 19 | 61 | 37 |
| 10 | M | 22 | 73 | 44 |
| 11 | M | 18 | 57 | 34 |
| Mean | | 20.1 | 65.4 | 39.2 |
| SD | | 1.5 | 9.1 | 5.5 |

1) 誘発脳波成分の潜時と振幅

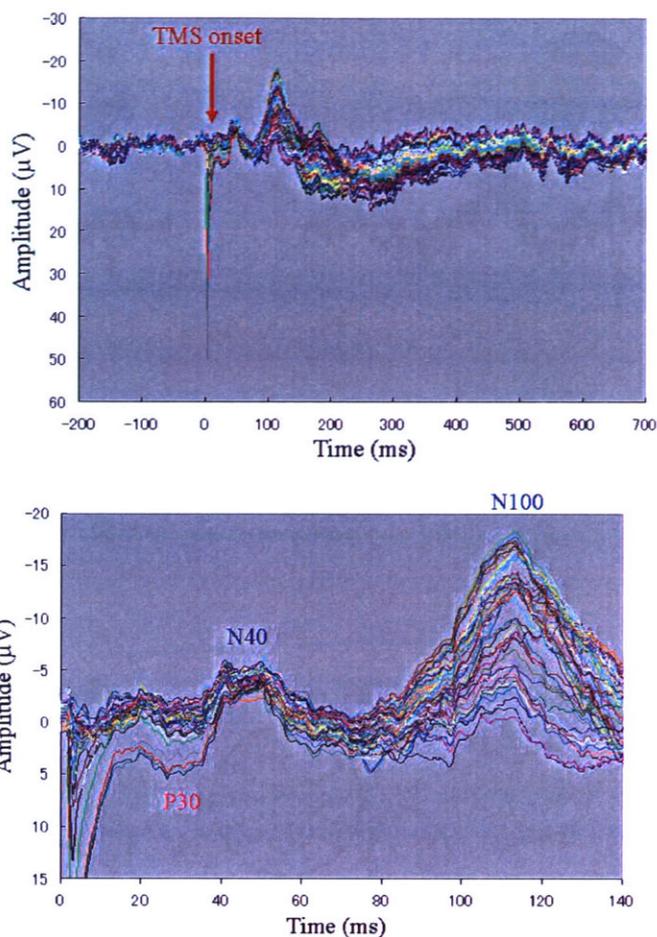


図3 被験者 1 名の誘発脳波(OPT刺激, 60chの重ね書き)

(左: 刺激前200msから刺激後700msまで, 右: 刺激直後から140msまでをクローズアップ)

図3は、比較的刺激アーチファクトの混入なく記録された被験者の例ではあるが、右図において見られるように、刺激直後から陽性に沈み込みが見られる。しかしながら、P30成分とN40成分およびN100成分がきれいに見られる(本データ、 $n=11$ では、刺激後の陽性電位の平均ピーク潜時がおおよそ30msだったため、昨年度までP25としていたがP30と表記を改めた)。図4の頭

皮上分布に示されている誘発脳波成分が、OPT刺激でN40が、C90刺激でP30成分がそれぞれ前頭前野に広く広がっているのがわかる。これは昨年度までの報告に一致した。したがって、健常者においては再現性が確認された。図5に各刺激方向におけるピーク潜時および各成分の振幅を定量的に示す。

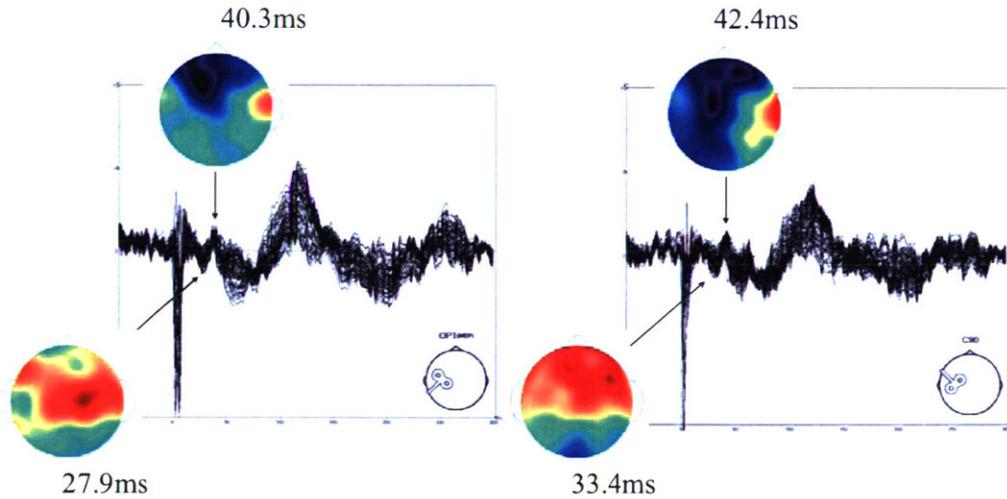


図4 被験者11名の加算平均波形およびP30, N40成分の頭皮上分布
左：OPT刺激, 右：C90刺激

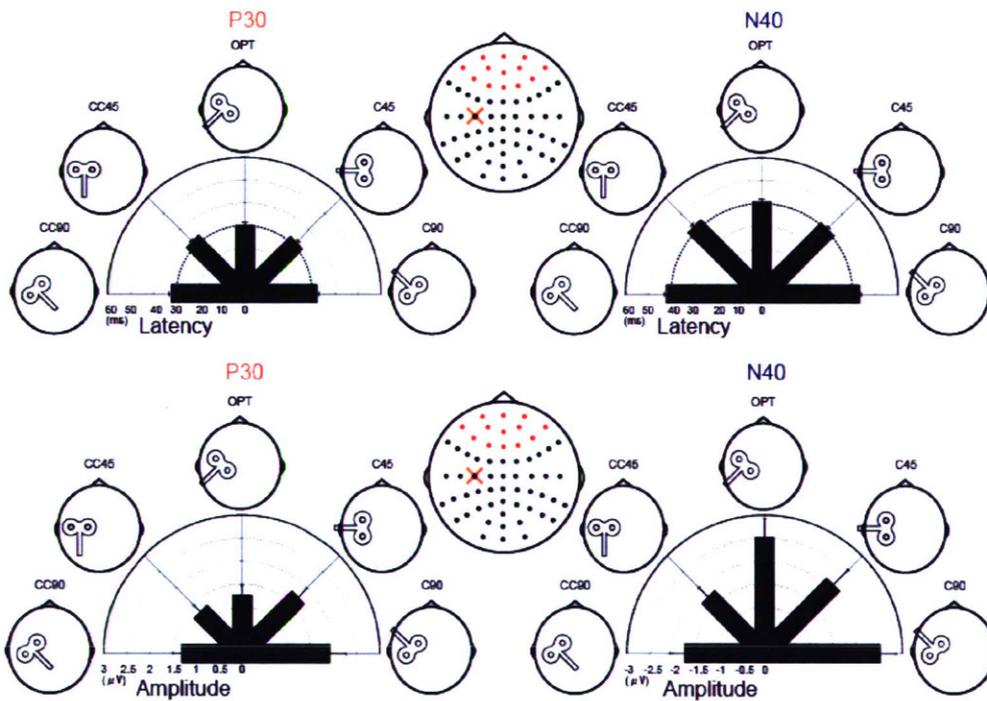


図5 P30, N40のピーク潜時(上段)と振幅(下段：N20-P30, P30-N40のpeak-to-peak)

図5は、関心領域である前頭前野に配置されている13チャンネルの平均波形から得られた。潜時はいずれの方向による刺激であってもほぼ同じであることがわかる。振幅についてもP30に関してはC90刺激、N40に関してはOPT刺激及

びC90刺激で平均値が大きい傾向があった。いずれも昨年度の報告と矛盾しないことが確認された。

2) コヒーレンスによる検討

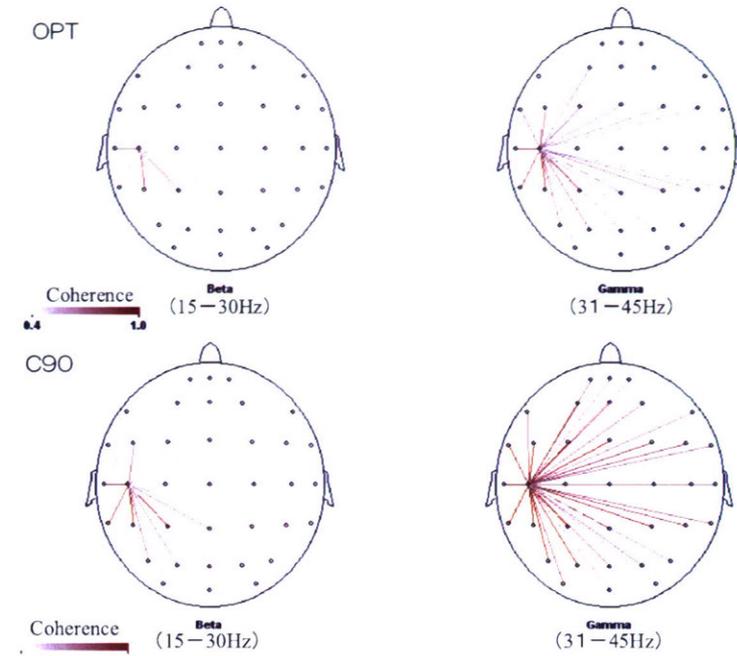


図6 C3電極とその他の電極とのコヒーレンス
OPT刺激(上段), C90刺激(下段)

図6は、ほぼ刺激直下に位置するC3電極と他の電極との間のコヒーレンスを線の濃淡で示している。このデータは刺激直後から200ms間のデータに関して算出されたものである。注目した周波数帯は、短潜時に関与しそうな周期を持つ15Hzから45Hz帯とした。

しかしながら、我々の関心領域として設定したのは前頭前野であることから、図7に示すように前頭前野に位置する電極を刺激と同側、対側に分け、それぞれの領域の5つの電極の平均波形とC3電極とのコヒーレンスを算出した。

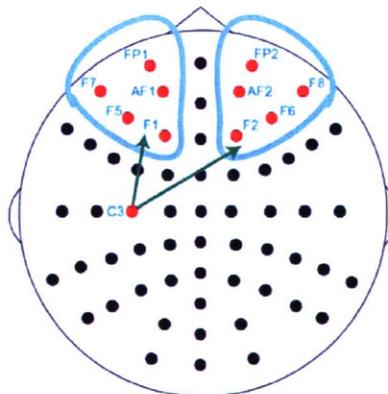


図7 関心領域(左右半球)と刺激部位

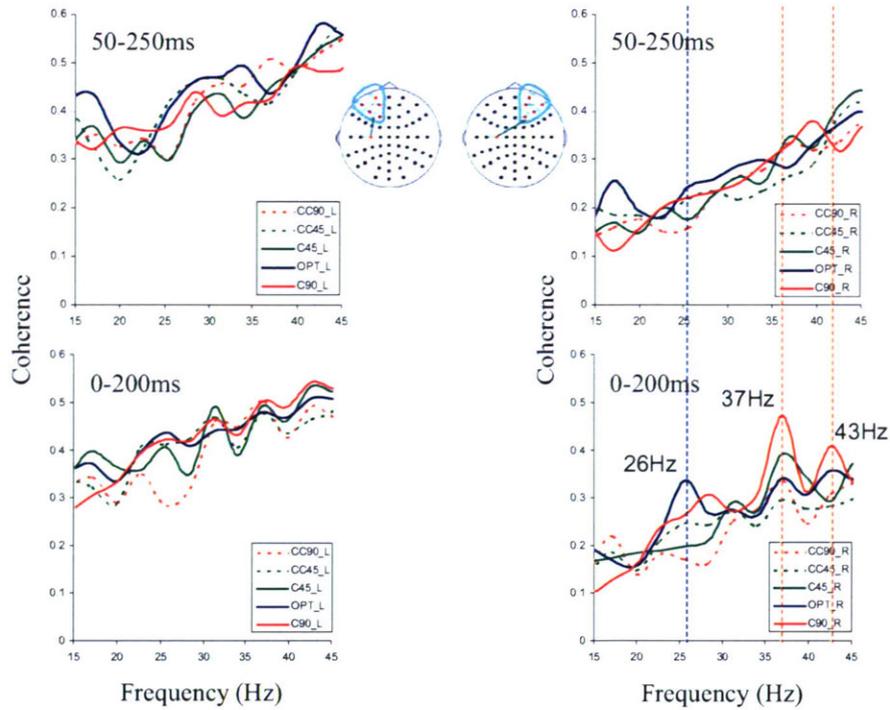


図8 各半球の関心領域と刺激直下の電極とのコヒーレンス

図8は、刺激後50-250msの出たに関するコヒーレンス(上段)および刺激直後から200msまでのデータに関するコヒーレンス(下段)を示す。下段において、とりわけ刺激と対側においてOPT刺激で26Hz、C90刺激で37Hzおよび43Hzに他の刺激方向時より突出したピークを観察した。これらのピークが短潜時に関与しているかど

うかを確認するために、50msデータをずらした50-250msのデータに関するコヒーレンスと比較すると、それらのピークは消失したように見える。

そこで、各ピーク周波数のコヒーレンス値を被験者間で平均し、2つの時系列データ間で比較した(図9)。

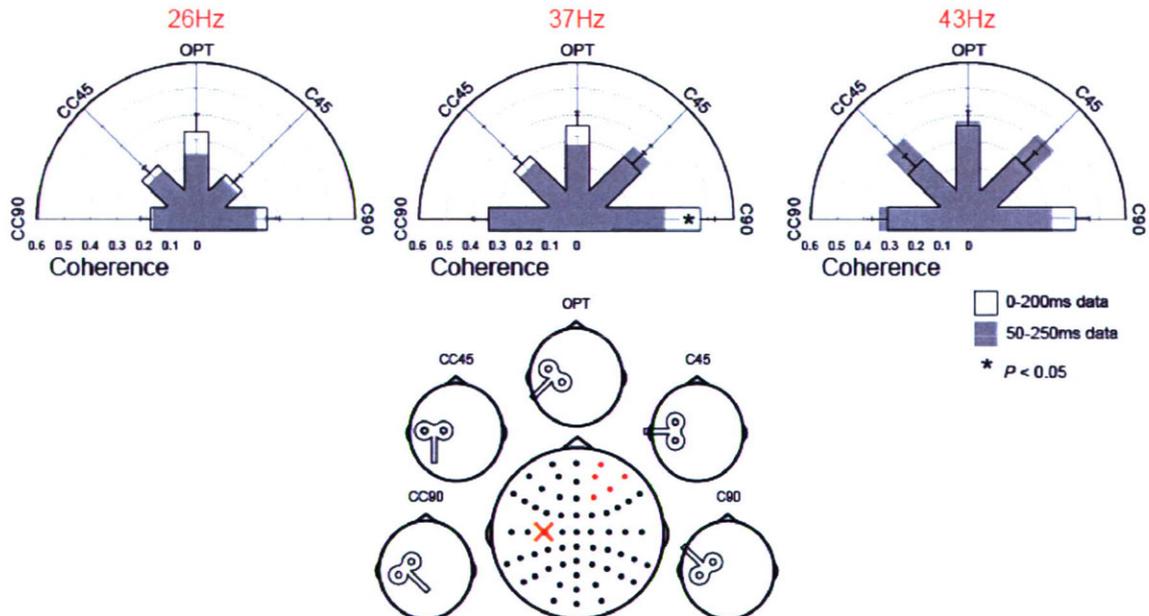


図9 2つの時系列データ間のコヒーレンス値の比較

図9は、0-200msのデータと50-250msのデータに関するコヒーレンスの比較を示す。37Hz帯でC90刺激においてのみ、2つの時系列データ間に

有意な差を検出した。すなわち、C90方向で刺激することにより、刺激直下の神経活動と対側前頭前野の神経活動間に短時間の(刺激後50ms

以内の)強い協調的神経活動があることを示している。

D. 考察

1) 刺激直下と前頭前野間のコヒーレンスに関して、C90刺激で顕著なピークを観察した。

2) それは、刺激後50ms以内にその主要な成分があると考えられた。

以上から、C90刺激で誘発される脳波には、刺激直下と前頭前野間に、刺激後短時間の強固な協調的神経活動が内在する可能性がある。したがって、C90刺激は、振幅においてもコヒーレンスにおいても総合的に適した刺激方向である可能性が考えられた。

引用文献

Astolfi L, Cincotti F, Mattia D, Marciani MG, Baccala LA, de Vico Fallani F, Salinari S, Ursino M, Zavaglia M, Ding L, Edgar JC, Miller GA, He

B, Babiloni F. Comparison of different cortical connectivity estimators for high-resolution EEG recordings.

Hum Brain Mapp. 2007 Feb;28(2):143-57.

Cracco RQ, Amassian VE, Maccabee PJ, Cracco JB. Comparison of human transcallosal responses evoked by magnetic coil and electrical stimulation. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 1989;74:417-424.

Schlogl A, Supp G. Analyzing event-related EEG data with multivariate autoregressive parameters.

Prog Brain Res. 2006;159:135-47.

(6) 刺激アーチファクトの特徴の検討

A. 研究目的

本研究の目的は、刺激コイルから発生する磁束が、閉回路にいかに関与するかを調べることであった。

B. 研究方法

生体を模した回路(図1)を作製し、生体アンプに接続した単極電極リード線上に磁気刺激コイルを置き、①刺激コイル方向(OPT, C45, C90, CC45, CC90)による影響、②記録電極とリファレンス電極で作られる回路面積による影響を検討した。図1において、実線で囲まれる回路

面積は、 420cm^2 で、点線で示されるように 2cm ずつ記録電極(Electrode)に近づけていくことで、順に $360, 300, 240, 480, 120, 60, 0\text{cm}^2$ となる。また、電極リード線に対するコイルの向きは、回路図右に示すとおり、5方向で検討した。その際、コイル中心は常に回路の長軸方向の真ん中(15cm)に合わせた。記録電極とリファレンス、グランド間には生体を模すために、電解質入りのジェルを介して $0.15\mu\text{F}$ のコンデンサと $5\text{k}\Omega$ の抵抗を設置した。

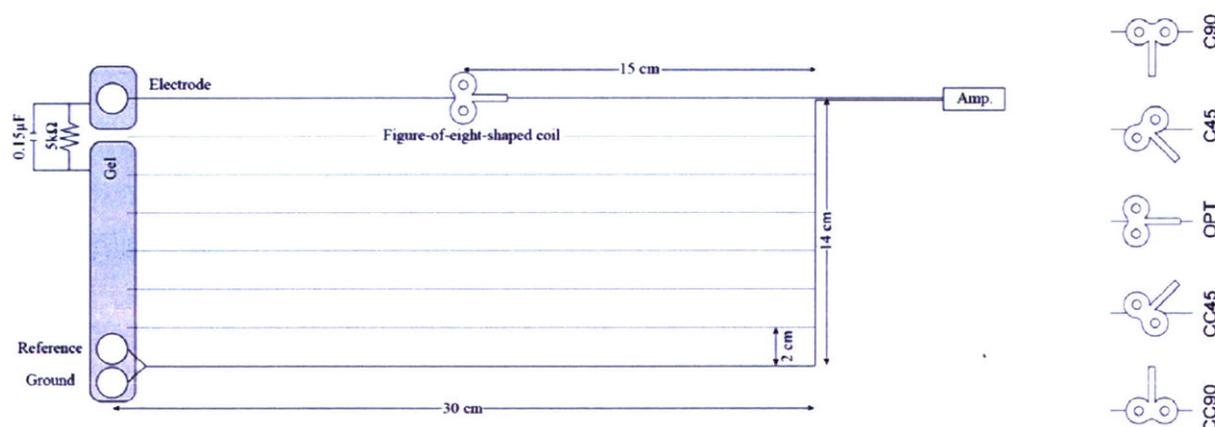


図1 モデル回路およびコイル方向条件

C. 研究結果

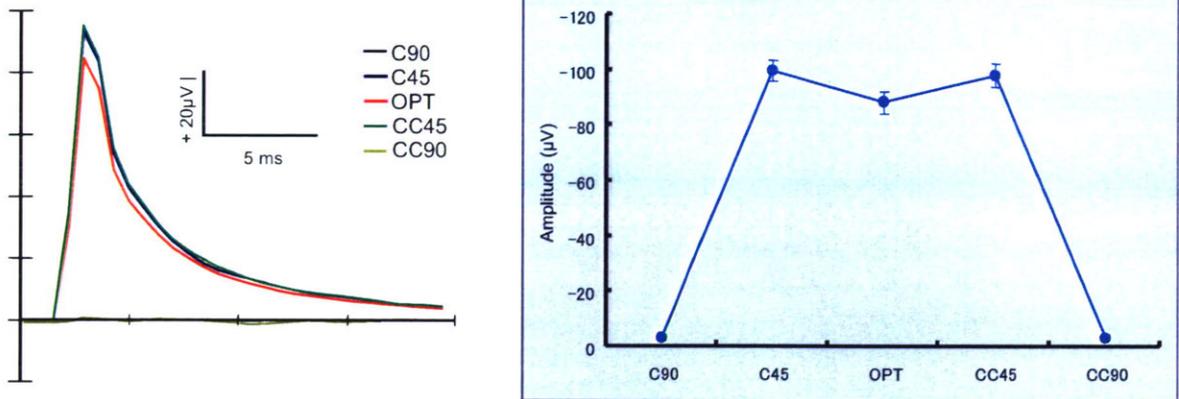


図2 刺激コイル方向と刺激アーチファクト

図2は、刺激コイル方向とアーチファクトの関係を示している。90度方向以外では、大きな刺激アーチファクトが記録されたが、90度方向であればいずれの方向でも全く刺激アーチファ

クトは記録されなかった。これは、90度方向ではリード線に起電力が発生しにくいからであると考えられる。

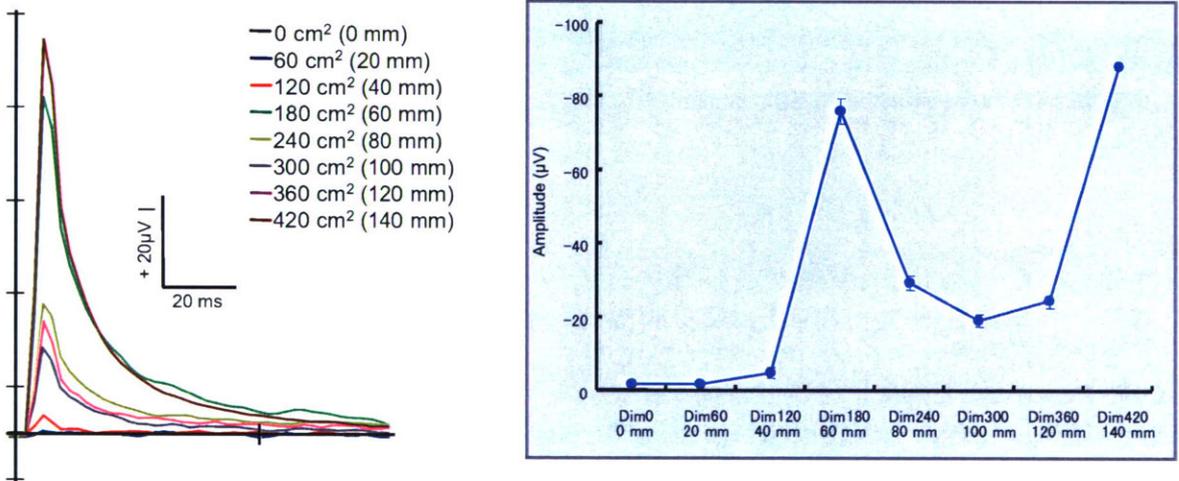


図3 回路面積と刺激アーチファクト

基本的には、回路面積が大きくなるに従い、刺激アーチファクトは大きくなる傾向にあるが(図3)、回路面積が240、300、360cm²では減衰し、420cm²では再び大きくなった。これは、図4に示される様に、刺激コイルから誘導される理論的電場強度に対応していると考えられた。すなわち図4において、Aの位置に記録電極があり、B、C、D、の位置にずらしながら、リファレンスおよびグランドを設置していくと、脳波の導出は、記録電極とリファレンスの差分となるため、回路面積が最も大きいとき(D)、AとD

の電場強度の差分は非常に大きく、それが刺激アーチファクトの振幅として反映されている。またAとCでは、差分が他より小さいため、刺激アーチファクトの振幅は小さくなり、AとBでは再び差分は大きくなるので、それを反映し、刺激アーチファクトの振幅は大きくなる。リファレンスとグランドが記録電極に重なったとき、すなわちA上にすべての電極が配置されたとき、回路面積は0cm²となり、すべての電極にAの位置で誘導される電場強度が等しく影響するため、差分としては、ほぼ0となり、刺

刺激アーチファクトの振幅もほとんど見られな ということになる。

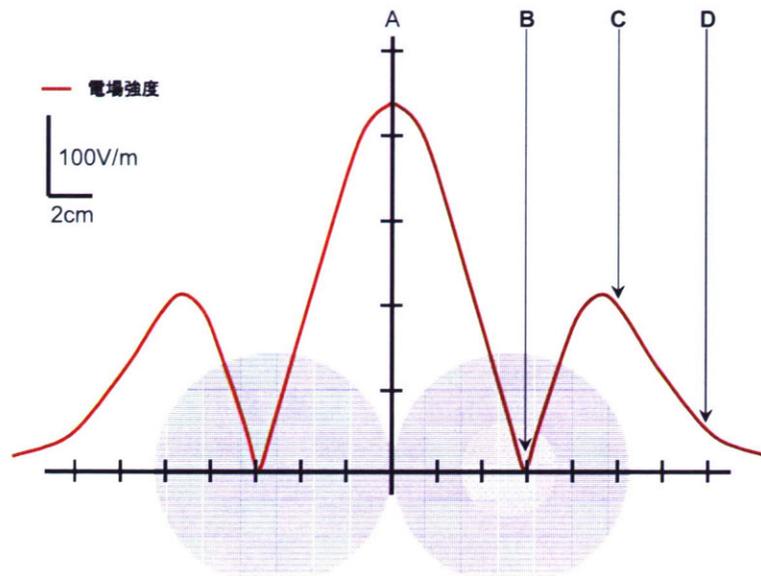


図4 刺激コイルに誘導される理論的電場強度とコイルとの関係 (Handbook of Transcranial Magnetic Stimulationより改変)

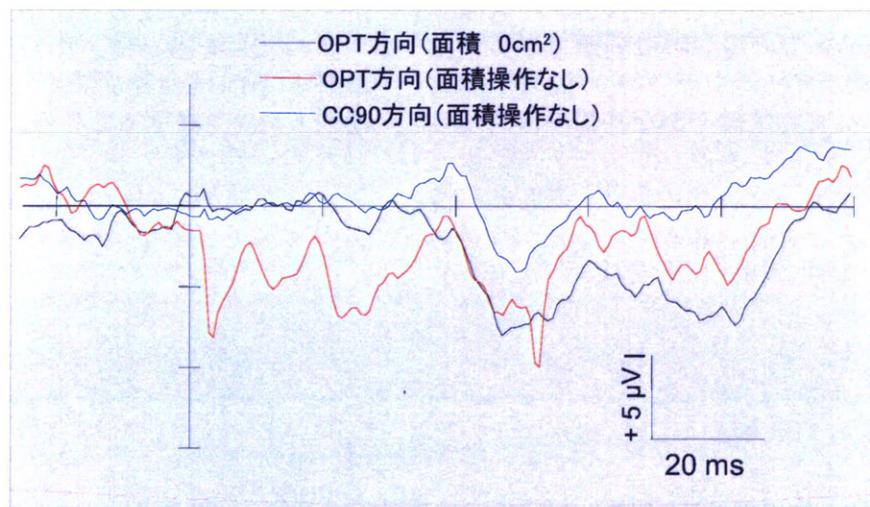


図5 頭皮上に配置した電極による記録

実際に頭皮上に貼付した電極によって、刺激方向、回路面積の操作により刺激アーチファクトが減少するか否か検討したものを図5に示す。何も操作していない赤線を見ると刺激後沈み込みが見られるが、回路面積を 0cm^2 にした場合(黒線)と回路面積は操作せず、刺激コイルとリード線の間を直行するように刺激した場合(青線)では、刺激直後の沈み込みアーチファクトが消失していることが分かる。

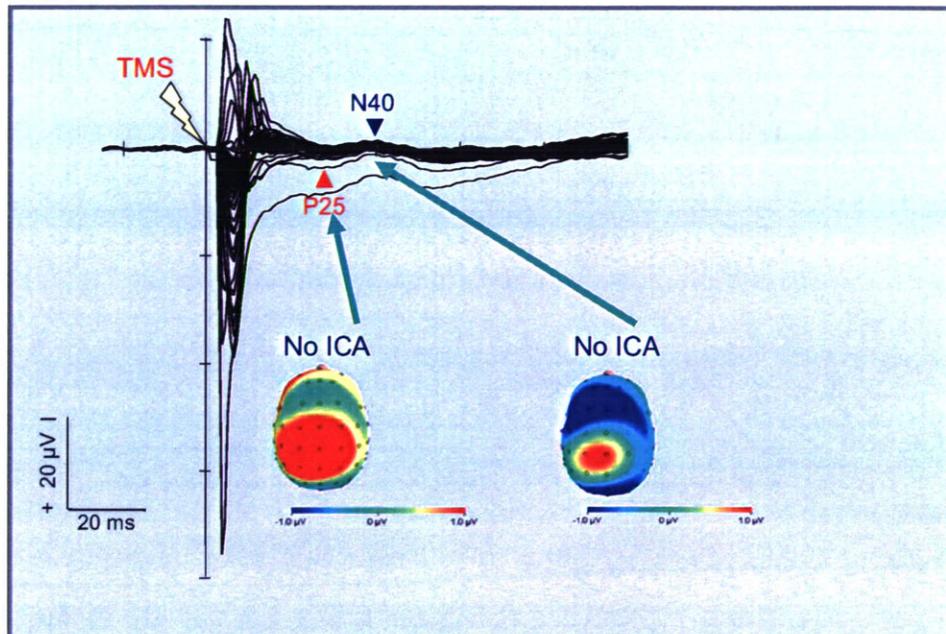


図6 健常被験者18名の総加算平均波形および頭皮上分布

次に、健常被験者18名を対象とした一次運動野への経頭蓋磁気刺激によって得られた脳波データの総加算平均波形を図6に示す。刺激直後から約20 msまでの短潜時に経頭蓋磁気刺激による高強度のアーチファクトの混入が認められ、20-60 msまでは緩やかな基線の落ち込みが認められる。この結果は、回路モデルによる刺激アーチファクトと同様の振幅・潜時的特徴を有していることから、ICAによるアーチファクト様成分との間で相互相関を検討した(図7)。

その結果、18名中16名のアーチファクト様成分に刺激アーチファクトと強い相関を示す成分が一つ以上あった($r > 0.8, p < 0.05$)。

この結果をもとに、アーチファクト様成分を除外する前後の総加算平均波形と頭皮上分布を表したものが図8である。独立成分分析を用いたアーチファクト成分の除外の結果、赤線で示された波形において刺激後10 ms前後から成分の同定が可能となっていることが分かる。

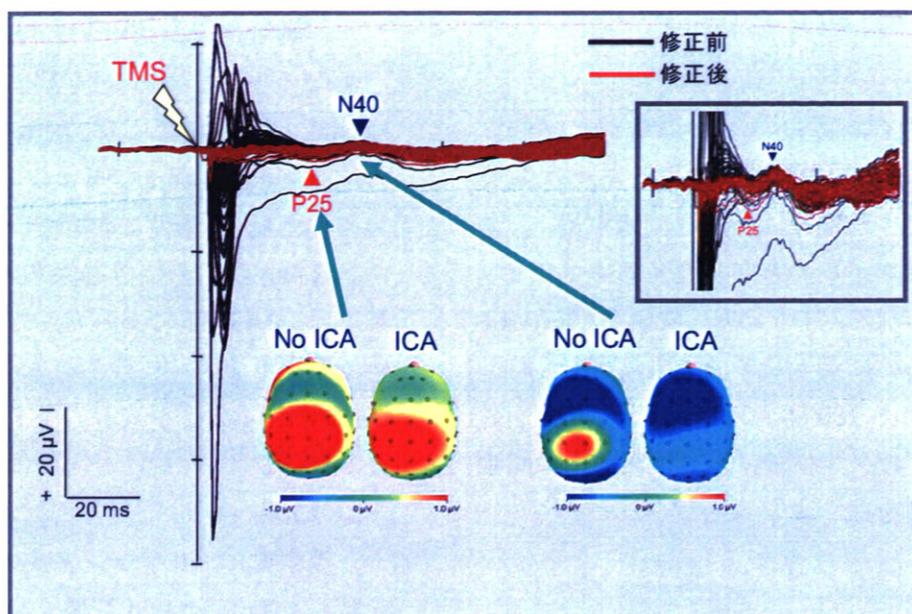


図7 ICAによって得られた成分と刺激アーチファクトとの比較

D. 考察

刺激コイルのリード線に対する方向は、刺激アーチファクトの混入に影響した。また記録電極とリファレンスで構成される回路面積にも刺激アーチファクトは依存することが分かった。これらのことから、脳波電極キャップに配置されている電極リード線とコイルの関係、及び構成される回路面積に配慮することで短潜時誘発脳波の記録に重要な潜時帯への刺激アーチファクトの混入を最小限に抑え、信頼性のあるデータの記録が可能になると考えられた。

- (7) Mono-phasic パルス経頭蓋磁気刺激を用いた一次運動野刺激時のコイル方向の影響

A. 研究目的

経頭蓋磁気刺激は、脳内に誘導される電流の方向によって皮質神経に異なる作用をもたらすことが知られている。例えば、運動誘発電位(MEP)のサイズは、8の字コイルの方向に依存してかなり異なる(Brasil-Neto et al. 1992, Pascual-Leone et al. 1994, Mills et al. 1992, Terao et al. 2000, Guggisberg et al. 2001,

Dubach et al. 2004)。Memory-guided サッカーは、経頭蓋磁気刺激で前頭を刺激したとき、8つの方向のうち前方から外側方向に刺激するときのみ、阻害された(Hill et al. 2000)。さらに、頸髄硬膜外で記録された下行性皮質脊髄斉射は、実際、運動野に誘導される電流方向で、後方から前方の場合と前方から後方の場合では異なることを報告している(Di Lazzaro et al. 2001)。そして、てんかんモニタリングのために埋め込まれた電極から記録された結果は、経頭蓋磁気刺激がコイル方向における違いに伴って誘導される電流密度が異なることを実証している(Wagner et al. 2004)。しかしながら、誘導電流が如何に脳全体へ波及するか、そのコイル方向の違いに関しては、殆ど知られていない。もし、コイル方向に依存した脳波分布パターンの特徴が分かれば、び慢性軸索損傷のような脳障害を検出するのに有益な情報となるだろう。したがって、本研究の目的は、コイル方向に依存した誘発脳波成分の分布パターンを特徴付けることであった。

B. 研究方法

実験デザイン

単発の経頭蓋磁気刺激による左一次運動野刺激を行うと同時に脳波を記録する。この実験は刺激コイルの方向を変える4つのセッションからなる。すなわち、被検筋から MEP を記録するのに最適な方向を0度とし、時計回りに90度、180度、270度回転させた。被験者は、デンタル椅子に座り、実験中は開眼のまま安静を保つように指示された。

被験者

神経疾患等の既往歴の無い10名の健康な成人(右利き、27.7±6.5歳)が本実験に参加した。被験者には実験前日と当日に飲酒や服薬をしないように指示し、前日に良く睡眠をとるようにさせた。記録は安静開眼状態で行った。被験者には、実験の前に実験の目的、方法、安全性等、十分な説明をし、文書にて同意書を得た上で実験を施行した。また、本研究の実験は国立身体障害者リハビリテーションセンターの倫理委員会の承認を受けている。

経頭蓋磁気刺激

経頭蓋磁気刺激は、単相パルス(monophasic pulse)のマグスティム 200 および 70mm の 8 の字コイルを用いた。刺激コイルは、右第一背側骨間筋(FDI: first dorsal interosseous muscle)から MEP を記録するのに最適な位置を探すため、初期位置として Cz から左外側約 7cm に置き、前後・左右に 5-10 mm ずつ移動させた。そして被験者が安静時に最も低い刺激強度で FDI から MEP が明確に記録できる位置(0度)に置いた。安静時閾値刺激強度(RMT: Resting Motor Threshold)は、被験者が安静な状態で少なくとも 50 μ V の振幅の MEP が5回の刺激により3回得られる強度と

した。刺激強度はこの MT の倍数で表した。

ナビゲーションシステム(Nexstim Ltd., Helsinki, Finland)により、刺激中、刺激コイルの位置を PC 画面上でモニタし、刺激コイル方向の上記 4 条件において optimal position から 2 mm 以内の位置を保ち刺激した。刺激強度は、0.6RMT であった。これらの刺激は、刺激間隔 7 から 10 秒おきとし、少なくとも 50-60 回行った。

脳波記録

被験者は、60チャンネルの脳波キャップを被り、額に ground 電極、鼻に reference 電極を貼付した。脳波記録にはトリガー入力によって増幅器を一時(2 ms)、hold することで経頭蓋磁気刺激の電氣的刺激アーチファクトを除去し、脳波を同時記録することのできる脳波形(Nexstim Ltd., Helsinki, Finland)を用いた。帯域フィルタは 0.1-500Hz で増幅し、サンプリング周波数は、1450Hz であった。電極インピーダンスは、5k Ω 以下とした。

本研究では、自由に回転する電極を使用していないが、可能な限り従来の脳波キャップに設置された電極のリード線を引きなおすことで脳波を記録した。また ICA 処理は施していない。

データ解析

脳波信号の解析には、Brain Vision Analyzer (Brain Products GmbH, München, Germany)および Loreta(low resolution brain electromagnetic tomography, LORETA-KEY group)を用いた。

60チャンネルの電極は、図1に示すように、左右合計8つのエリアに区分けし、それぞれのエリアでの加算平均波形から振幅値、ピーク潜時を検討した。

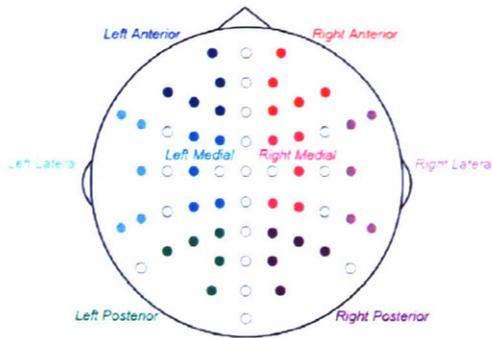


図 1 解析エリアの分け

激後約 30ms を頂点とする陽性成分と 40ms 付近を頂点とする陰性成分が確認できる(図 2)。

C. 研究結果

いずれの刺激方向で刺激したとしても、刺

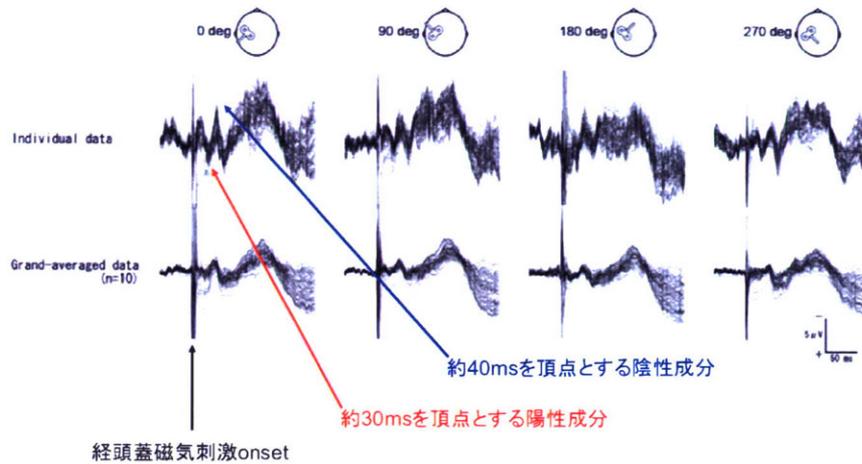


図 2 各刺激方向における個人の典型例及び 10 名の加算平均波形

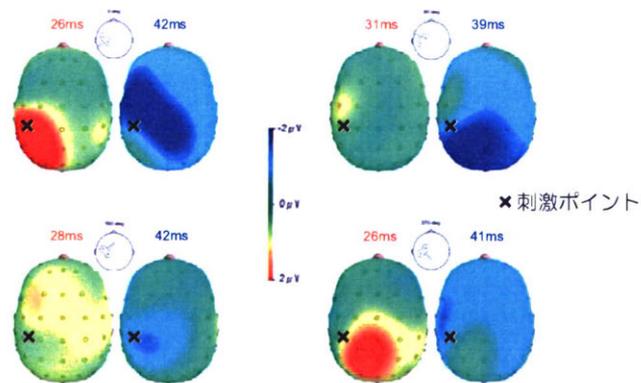


図 3 各潜時帯での電位分布

図 3 は、10 名の加算平均波形から各刺激方

向で刺激したときの 30、40ms 付近の陽性お

よび陰性成分の頭皮上分布を示している。これを見ると刺激方向によって電位分布が異なるように見えるが、図1に示すそれぞれのエリア内電極の加算平均波形から算出された陽性および陰性電位の振幅値には統計的有意差は見られなかった。そこで、Loreta解析ソフトによるソース推定を行った(図4、5)。その結果、30ms付近の陽性成分に関しては、0度で左後頭葉(Brodmann area 7)、90度で左前頭葉(Brodmann area 8)、180度で左前頭葉(Brodmann area 6)、270度で左前頭葉(Brodmann area 6)に、ソースが推定された。40ms付近の陰性成分に関しては、0度で左後

頭葉(Brodmann area 7)、90度で左前頭葉(Brodmann area 8)、180度で左前頭葉(Brodmann area 6)、270度で左後頭葉(Brodmann area 7)に、ソースが推定された。したがって、刺激方向に依存して、大別すると前頭葉および後頭葉にソースを検出することができた。

図1に示すエリア内の加算平均波形において、30および40ms付近のピーク潜時を比較したところ、刺激方向による差は見られなかったが、エリア間では吻側より尾側の方の潜時が早いという結果が得られた(図6)。

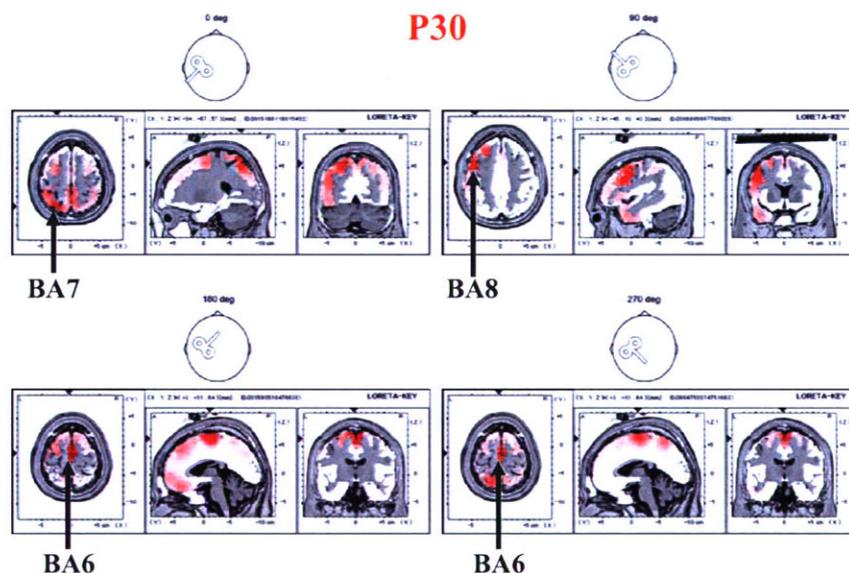


図4 刺激後30ms付近の陽性成分に関するLoretaソース推定

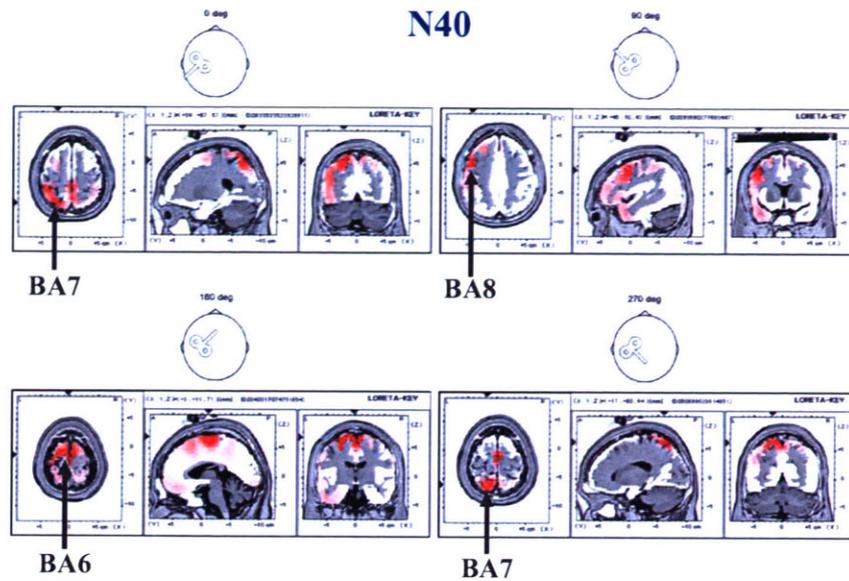


図5 刺激後 40ms 付近の陰性成分に関する Loreta ソース推定

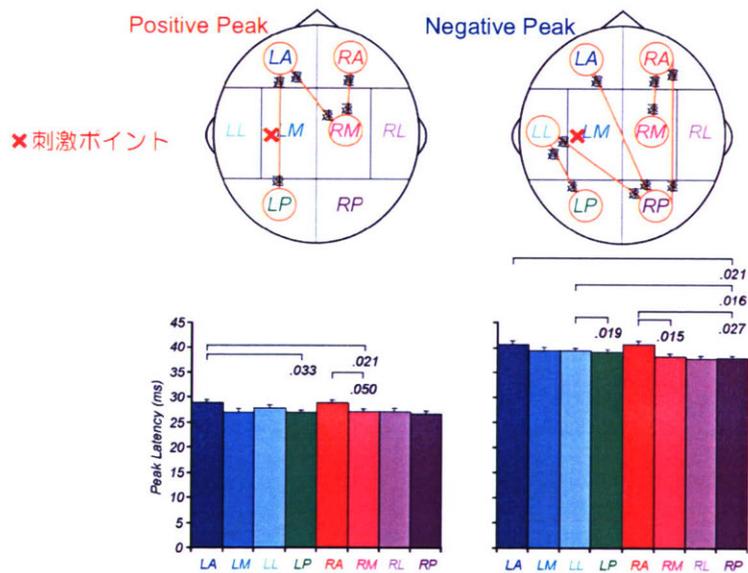


図6 ピーク潜時のエリア間比較

また、30ms および 40ms 付近のそれぞれのピークからなる振幅(peak-to-peak amplitude)に関して、図 1 に示すエリアのうち Left Medial (LM)および Left Posterior (LP)におい

て刺激方向依存の結果が得られた(図 7)。すなわち、0 度において、いずれのエリアも他の刺激方向より有意に大きな振幅が得られた。

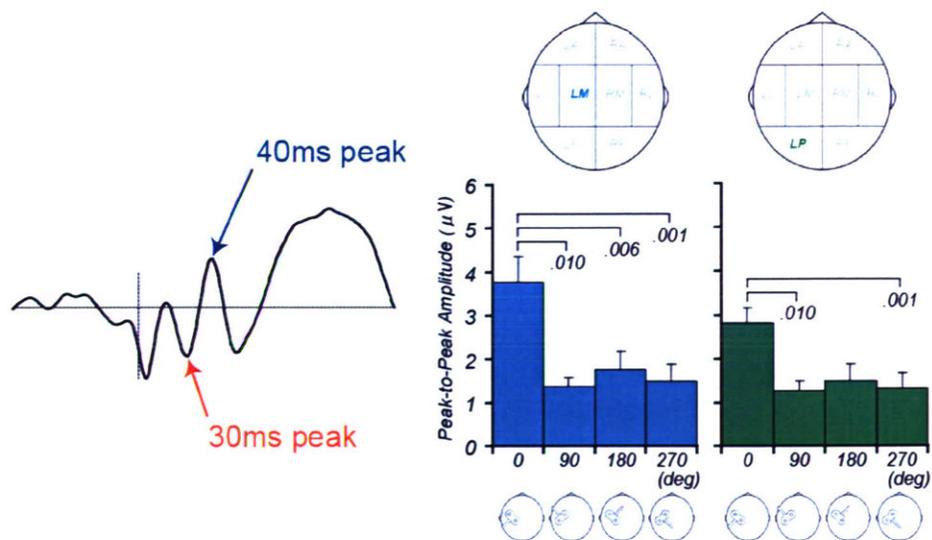


図7 Peak-to-Peak Amplitude の刺激方向依存性

D. 考察

頭皮上分布および Loreta の結果から、複数の信号源の存在が示唆された。刺激方向により、大別して前頭葉と後頭葉にそのソースが推定された。また、ピーク潜時の結果から、一次運動野において、吻側(前方)より尾側(後方)への神経伝達が早い可能性が示唆された。Peak-to-Peak Amplitude の結果からは、刺激方向によって誘発される成分の大きさに差があることが分かった。

これらのことから、前頭葉もしくは後頭葉の信号源を標的に刺激し分けることで、健常者と障害者のより詳細な比較が可能であると考えられる。また神経軸索に変性などあれば伝導速度は低下し、神経細胞もしくはシナプス等に異常があれば伝達速度に影響しかねないことから、健常者で見られたピーク潜時のエリア毎の特徴が患者で得られるか否

かは大きな指標になり得ると考えられる。各誘発脳波成分のピーク値は、被験者ごとにばらつきが大きいですが、peak-to-peak 値であれば、基線の影響を受けないため、比較しやすいと考えられる。0度刺激で LM、LP エリアに有意に大きな振幅が得られたことから、本実験における刺激部位では、0度刺激時の LM、LP エリアを標的にその伝達を評価できると考えられる。

引用文献

Brasil-Neto JP, Cohen LG, Panizza M, Nilsson J, Roth BJ, Hallett M.

Optimal focal transcranial magnetic activation of the human motor cortex: effects of coil orientation, shape of the induced current pulse, and stimulus intensity.

J Clin Neurophysiol. 1992, 9(1):132-6.

Pascual-Leone A, Cohen LG, Brasil-Neto JP, Hallett M.

Non-invasive differentiation of motor cortical representation of hand muscles by mapping of optimal current directions.

Electroenceph clin Neurophysiol. 1994, 93:42-8.

Mills KR, Boniface SJ, Schubert M. Magnetic brain stimulation with a double coil: the importance of coil orientation.

Electroenceph clin Neurophysiol 1992, 85:17-21.

Terao Y, Ugawa Y, Hanajima R, Machii K, Furubayashi T, Mochizuki H, Enomoto H, Shiio Y, Uesugi H, Iwata NK, Kanazawa I.

Predominant activation of I1-waves from the leg motor area by transcranial magnetic stimulation.

Brain Res 2000, 859:137-46.

Guggisberg AG, Dubach P, Hess CW, Wuethrich C, Mathis J. Motor evoked potentials from masseter muscle induced by transcranial magnetic stimulation of the pyramidal tract: the importance of coil orientation.

Clin Neurophysiol 2001, 112:2312-9.

Dubach P, Guggisberg AG, Rösler KM, Hess CW, Mathis J.

Significance of coil orientation for motor evoked potentials from nasalis muscle elicited by transcranial magnetic stimulation.

Clin Neurophysiol. 2004, 115(4):862-70.

Hill AC, Davey NJ, Kennard C.

Current orientation induced by magnetic stimulation influences a cognitive task.

Neuroreport. 2000, 11(14):3257-9.

Di Lazzaro V, Oliviero A, Saturno E, Pilato F, Insola A, Mazzone P, Profice P, Tonali P, Rothwell JC.

The effect on corticospinal volleys of reversing the direction of current induced in the motor cortex by transcranial magnetic stimulation.

Exp Brain Res. 2001, 138(2):268-73.

Wagner T, Gangitano M, Romero R, Théoret H, Kobayashi M, Anselm D, Ives J, Cuffin N, Schomer D, Pascual-Leone A.

Intracranial measurement of current densities induced by transcranial magnetic stimulation in the human brain.

Neurosci Lett. 2004, 354(2):91-4.

(8) Bi-phasic パルス経頭蓋磁気刺激を用いた一次運動野刺激における健常者と患者の比較

A. 研究目的

交通事故等で高次脳機能障害者となった約6万人の内、約12%に形態学的検査では同定が困難な症例がある。その代表的な例にび慢性軸索損傷(Diffuse axonal injury; DAI)があり、記憶障害や注意障害、遂行機能障害等が見られる。しかしながら、生理学的、客観的診断が難しく、社会保障や医療・福祉サービスを十分に受けられていない現実がある。そこで、本研究では、一次運動野を対象に経頭蓋磁気刺激を与えたとき、その誘発脳波の広