

経頭蓋的磁気刺激法の研究

—第1報 磁気刺激コイルの特性について—

錦 織 修 道

川崎医科大学眼科学教室

要 約

経頭蓋的磁気刺激に用いられる種々の磁気刺激コイル(以下、刺激コイル)の特性を検討した。垂直プローブによる誘導電圧と短母指外転筋の compound muscle action potentials (CMAPs) は円形およびドーナツコイルにおいては、それぞれ刺激コイル中心と外縁の中間点と刺激コイルの曲がり部分の中間点に2峰性頂点を示した。8の字コイルの最大誘導電圧は刺激コイル中心に1峰性頂点を示し、正中神経に対してコイル電流を逆行に流した場合、CMAPsの分布はより限局化した。また、8の字コイルは距離に影響されず、最大誘導電圧点が一定であっ

たが、他の刺激コイルは外側に移動した。以上の結果から、8の字コイルが局所刺激に有用であること、また、標的神経の走行に対するコイル電流の方向が重要であることを確認した。刺激コイルを使用する際に、最大刺激点や距離の影響など特性を把握して使用する必要がある。(日眼会誌 100:18-26, 1996)

キーワード：磁気刺激コイル、誘導電圧、複合活動電位、刺激コイル電流方向、距離

Studies on Transcranial Magnetic Stimulation —Characteristics of the Magnetic Coil—

Osamichi Nishikiori

Department of Ophthalmology, Kawasaki Medical School

Abstract

I measured the characteristics of several different magnetic coils. In a round coil and a doughnut-shaped coil, induced voltages measured by a longitudinal probe and compound muscle action potentials (CMAPs) recorded from the abductor pollicis brevis showed two peak voltages in the former at a point halfway between the coil center and the outer edge, and in the center of the windings in the latter. On the other hand, in a double coil, the maximum induced voltage showed a peak at the center of the coil, and when the coil current was antidromically charged against the median nerve, the distribution of CMAPs was more focal. When the distance from

the coil surface was disregarded, the maximum induced voltage spot in the double coil did not move. However, in the other coils, it moved closer to the outer edge. From these findings, it was confirmed that a double coil is the most suitable for focal stimuli. In conclusion, when using magnetic coils, the peak spot of various coils and the direction of the coil current against the target nerve are important. (J Jpn Ophthalmol Soc 100:18-26, 1996)

Key words: Magnetic coil, Induced voltages, Compound muscle action potentials, Direction of the coil current, Distance

I 緒 言

経頭蓋的磁気刺激法は、1985年、Barkerら¹⁾によって開発された非侵襲的な方法²⁾³⁾で、眼科領域においても、最近、視覚情報処理伝達の研究⁴⁾⁵⁾、眼球運動への影響⁶⁾⁷⁾、

立体覚への影響⁸⁾など盛んに用いられつつある。本法の原理は、磁気刺激コイル(以下、刺激コイル)にパルス電流を流すことにより、パルス変動磁場を発生させ、それによって生体内に発生した渦電流により神経を刺激するものである。しかし、本法を用いる上で、刺激コイル周辺の

別刷請求先：701-01 岡山県倉敷市松島577 川崎医科大学眼科学教室 錦織 修道
(平成7年1月31日受付、平成7年8月22日改訂受理)

Reprint requests to: Osamichi Nishikiori, M.D. Department of Ophthalmology, Kawasaki Medical School, 577 Matsushima, Kurashiki-shi, Okayama-ken 701-01, Japan

(Received January 31, 1995 and accepted in revised form August 22, 1995)

出力 1,300 V Z = 1.3 cm

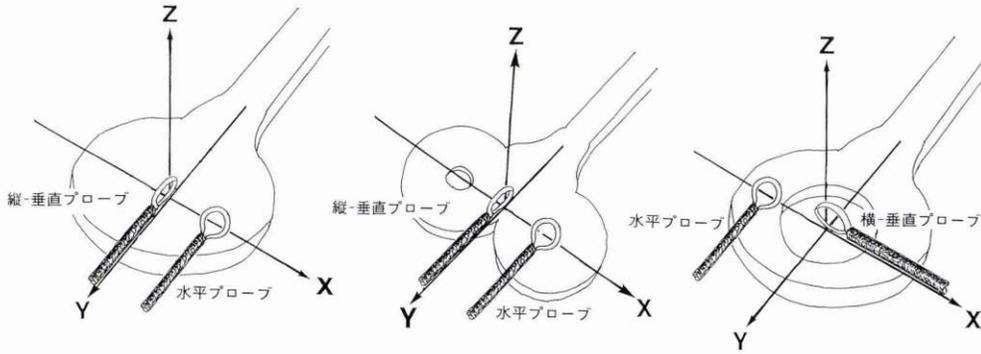


図 1 誘導電圧の測定法.

左から,円形コイル, 8 の字コイル, ドーナツコイル. 各刺激コイル表面の誘導電圧を 1 cm 間隔で測定した. 向かって X 軸右が+, Y 軸手前が+, Z 軸上が+.

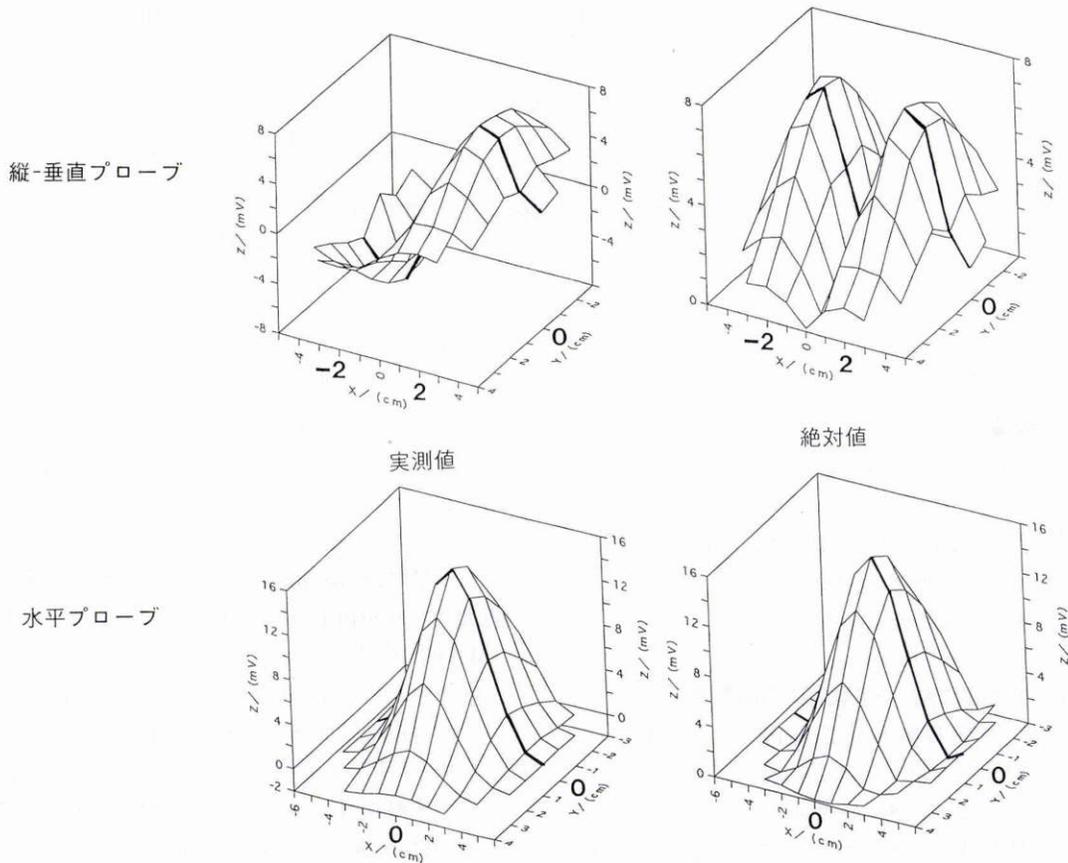


図 2 円形コイル表面における誘導電圧.

縦-垂直プローブによる誘導電圧の絶対値は, 刺激コイル中心と外縁の中間点に 2 峰性の頂点を形成し, また, 水平プローブでは刺激コイル中心に 1 峰性の頂点を示した.

広範囲にパルス磁場が広がるため, 刺激コイルの最大刺激点などの特性を把握する必要がある. そこで, 代表的な円形穴空きコイル(以下, ドーナツコイル), 円形穴なしコイル(以後, 円形コイル), および 8 の字型コイル(以下, 8

の字コイル)の特性を知るために, 各刺激コイルの最大刺激点および刺激コイル表面からの距離や出力に対する induced voltage(以下, 誘導電圧)の関係を検討したので報告する.

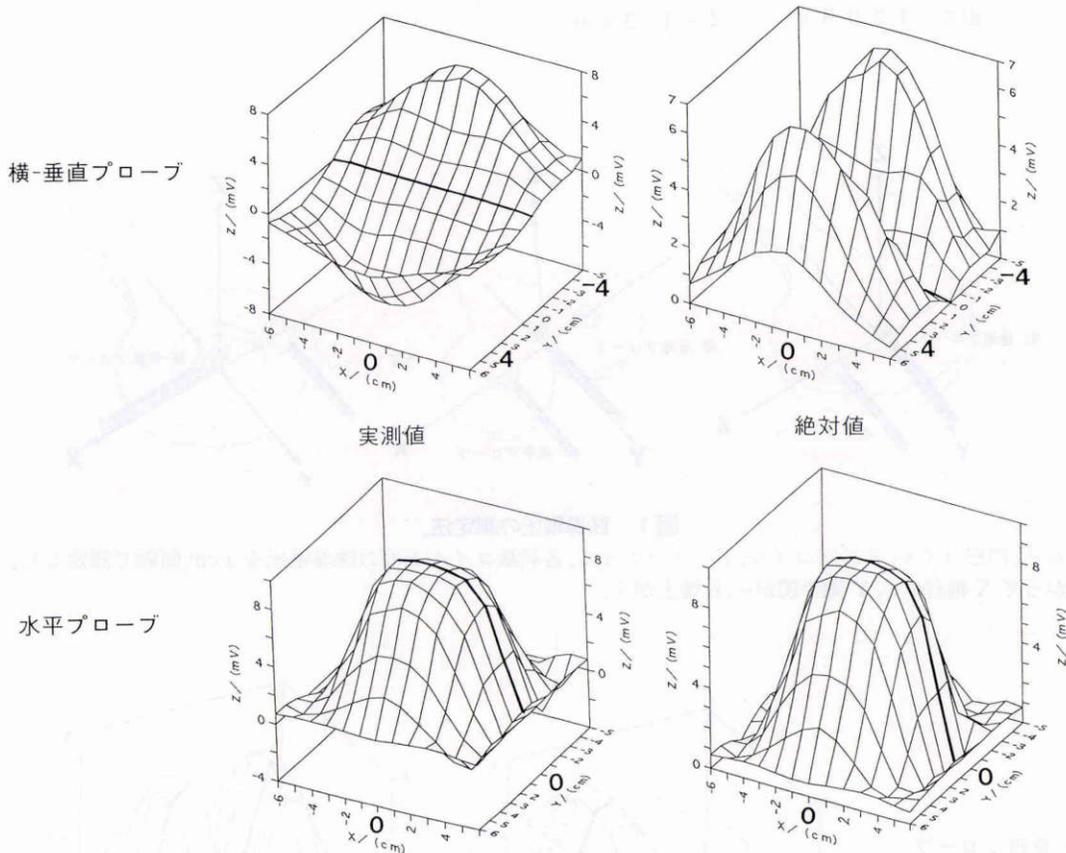


図3 ドーナツコイル表面における誘導電圧.

横-垂直プローブによる誘導電圧の絶対値は、刺激コイルの曲がり部分の中心に2峰性の頂点を形成し、また、水平プローブでは刺激コイル内側に最大誘導電圧を示した。

II 実験方法

1. 磁気刺激装置

磁気刺激装置は Dantec, Mag 2 で、刺激コイルは直径 8.3 cm, 最大刺激(出力)3.3 tesla の円形コイル, 内径 6.2 cm, 外径 10.5 cm, 最大刺激(出力)2.5 tesla のドーナツコイル, そして最大刺激(出力)2.4 tesla で、内径 1.2 cm, 外型 6.0 cm のコイルを 2 つ合わせた 8 の字コイルである。

2. 刺激コイル表面における誘導電圧の測定

刺激コイル表面の座標軸として、刺激コイルの柄の方向を Y 軸, それに直交する方向を X 軸, XY 平面に直交する方向を Z 軸とし, それぞれの刺激コイルの中心を 0 点とした。円形およびドーナツコイルにおけるコイル電流を反時計回りとした。そして、直径 2 cm の銅製ループプローブ(Dantec, Mag probe)を刺激コイル表面から 1.3 cm の距離で刺激コイル表面に平行に置き(以下、水平プローブ), それぞれ 1 cm ごとに XY 平面に平行に移動させ、誘導電圧を測定した。また、8 の字と円形コイルにおいてはプローブを Y 軸に平行に、かつ、ループ面を刺激コイル表面に対し垂直に置き(以下、縦-垂直プローブ), ドーナツコイルではプローブを X 軸に平行に、かつ、ループ面を刺激コイル表面に対し垂直に置き(以下、

横-垂直プローブ), 同様に誘導電圧を測定した(図 1)。出力を 1,300 V とした。記録は日本光電 Neuropack 8 を用い、bandpass を 2~3,000 Hz, 分析時間を 2 msec とした。得られた刺激コイル表面の誘導電圧波形の頂点振幅を Deltagraph pro 3 によりプロットし、刺激コイル表面の誘導電圧の三次元分布を作成した。

3. 刺激コイル各地点における短母指外転筋の複合活動電位(compound muscle action potentials: CMAPs)の測定

直径 1 cm の Ag-AgCl 平皿の記録電極を左手短母指外転筋の筋腹と筋鞘に、直径 4 cm のステンレス板の接地電極を左手背に置いた。測定時間を 20 msec とし、その他の記録条件は誘導電圧測定時と同様である。円形コイルでは、Y 軸と左肘部正中神経を一致させ、刺激コイル中心から 1 cm ずつ X 軸方向にずらして CMAPs を 3 回ずつ記録した。また、8 の字コイルにおいても、刺激コイル中心において電流方向を正中神経の走行に逆行(以下、逆行刺激)あるいは順行(以下、順行刺激)するように Y 軸と左肘部正中神経を一致させた。ドーナツコイルでは、X 軸と左肘部正中神経を一致させ CMAPs を同様に記録した。以上の各刺激コイルにおける誘導電圧の分布と CMAPs の振幅の結果を比較した。刺激強度を 1,300 V とした。なお、電気刺激を用いて、左肘部におい

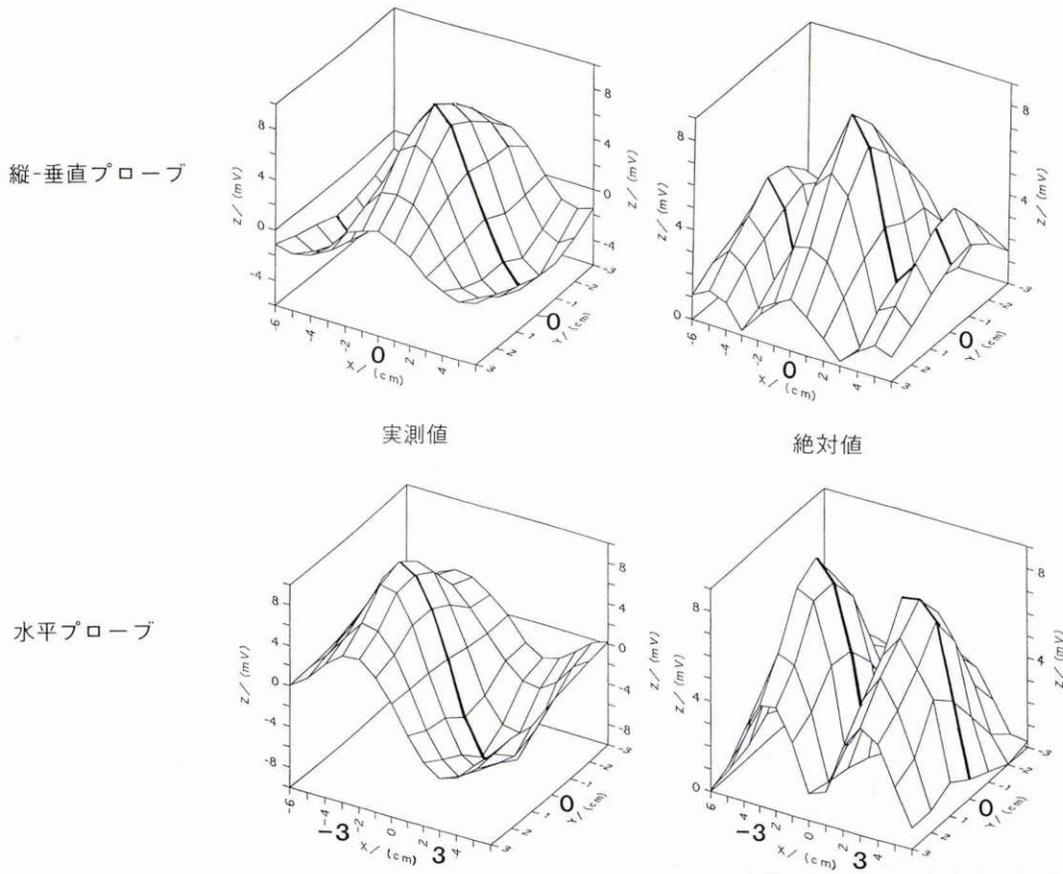


図 4 8 の字コイル表面における誘導電圧。

縦-垂直プローブによる誘導電圧の絶対値は、刺激コイル中心と両側の穴の位置と外縁との中心に、3 峰性の頂点を形成し、また、水平プローブでは両側の穴の位置に 2 峰性の頂点を示した。

て容易に CMAPs を記録できる位置を同定した上で最大上刺激を行い、CMAPs 振幅の最大閾値を求めた。被検者は健常成人 3 名(被検者 1 : ON 31 歳, 被検者 2 : MK 25 歳, 被検者 3 : EM 60 歳)である。

4. 刺激コイル表面からの距離および出力における誘導電圧の測定

上記実験において最大誘導電圧点を示したプローブ方向(垂直あるいは水平プローブ)および最大刺激点を用いて下記実験を行った。1,300 V の出力を用いて、刺激コイルからの距離 1.3 cm, 2 cm からは 1 cm 毎に 5 cm までの誘導電圧を測定した。また、各刺激コイルの最大誘導電圧点の Z=1.3 cm の位置にプローブを固定し、出力を 100 V から 100 V 毎に 1,300 V まで上げていき誘導電圧を測定した。

III 結 果

1. 各刺激コイル表面における誘導電圧

円形コイルにおいては、縦-垂直プローブの実測値では $(X, Y) = \pm 2, 0 / \text{cm}$ の位置(刺激コイル中心と外縁の中間点)で陰性および陽性頂点を認め、絶対値にすると、2 峰性の頂点を形成した。また、水平プローブでは刺激コイル中心で最大誘導電圧を示した(図 2)。ドーナツコイ

ルにおいて、横-垂直プローブによる実測値では $(X, Y) = 0, \pm 4 / \text{cm}$ の位置(刺激コイルの曲がり部分の中間点)で陽性および陰性頂点を認めた。絶対値にすると 2 峰性の頂点を形成した。水平プローブでは刺激コイル中心から 1~2 cm 四方(刺激コイル内側)の広い範囲に最大誘導電圧を示した(図 3)。一方、8 の字コイルにおいては、縦-垂直プローブでは刺激コイルの中心に陽性頂点を、 $(X, Y) = \pm 5, 0 / \text{cm}$ の位置(両側の穴の位置と外縁との中間点)において陰性頂点を示した。絶対値にすると 3 峰性の頂点を認めた。また、刺激コイル中心の頂点は両側の頂点に比べ約 2 倍の振幅であった。水平プローブにおける誘導電圧は絶対値にすると、 $(X, Y) = \pm 3, 0 / \text{cm}$ の位置(両側の穴の位置)で 2 峰性の頂点を形成した(図 4)。

2. 刺激コイルの各位置における CMAPs

被検者 1 における各種刺激コイルの CMAPs の結果を示す。円形コイルにおける CMAPs は $X = \pm 2 \text{ cm}$ の位置を中心に広範囲に記録された(図 5 a)。ドーナツコイルでは、刺激コイル中心近傍に低振幅の CMAPs を認め、刺激コイルの曲がり部分($Y = \pm 4 \text{ cm}$)に近づくに従い、高振幅を示した(図 5 b)。また、8 の字コイルでは、逆行および順行刺激を行うと CMAPs は刺激コイル中心

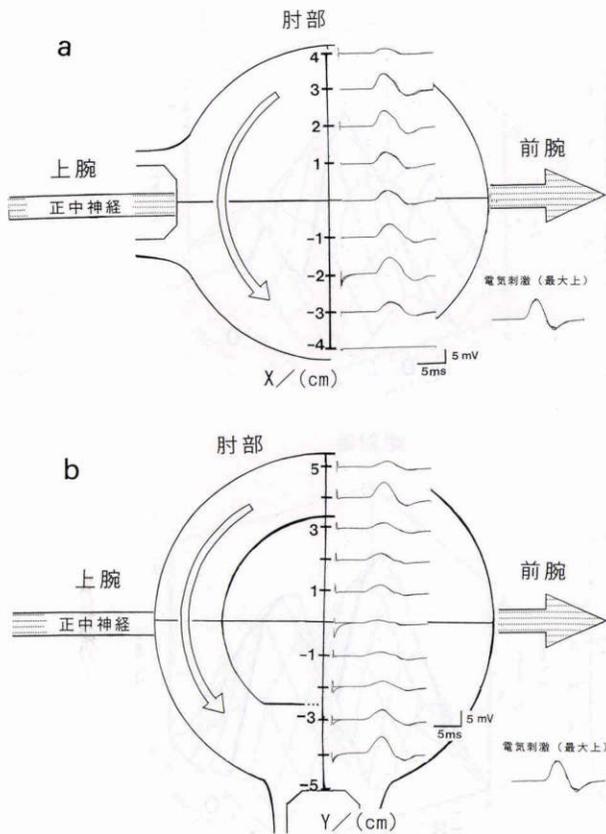


図5 円形コイルのY=0およびドーナツコイルのX=0軸上におけるCompound muscle action potentials(CMAPs)波形。

a : CMAPsは刺激コイル中心と外縁の中間点(X=±2 cm)を中心に広範囲に記録された。円形コイルによるCMAPsの振幅は、最大上電気刺激の閾値に達していないため、各地点における振幅を比較できる。図6～8においても同様である。b : CMAPsは刺激コイルの曲がり部分(Y=±4 cm)で高振幅を示した。

(X=0)において高振幅を示した(図6 a, b)。

3. 誘導電圧とCMAPsとの関係

各刺激コイルにおける3名のCMAPsの振幅と各刺激コイルの誘導電圧の結果を比較した。円形コイルにおける被検者1～3のCMAPsはX=-2 cmの位置で、それぞれ10.9 mV, 8.6 mV, 7.3 mV, X=+2 cmの位置で、10.4 mV, 7.2 mV, 6.2 mVと2峰性の頂点を示した。これら2カ所におけるCMAPsの振幅比(X=+2 cm/-2 cm)は、それぞれ0.95, 0.84, 0.85であった(図7 a)。また、ドーナツコイルによるCMAPsはY=-4 cmの位置において、それぞれ10.6 mV, 4.9 mV, 4.9 mV, Y=+4 cmの位置において、10.5 mV, 5.2 mV, 3.7 mVと2峰性の高振幅を示した。CMAPsの振幅比(X=+4 cm/-4 cm)は、それぞれ0.99, 1.06, 0.76と円形コイル同様に高値であった(図7 b)。8の字コイルによる逆行刺激では、被検者1～3ともに、CMAPsはX=0の位置

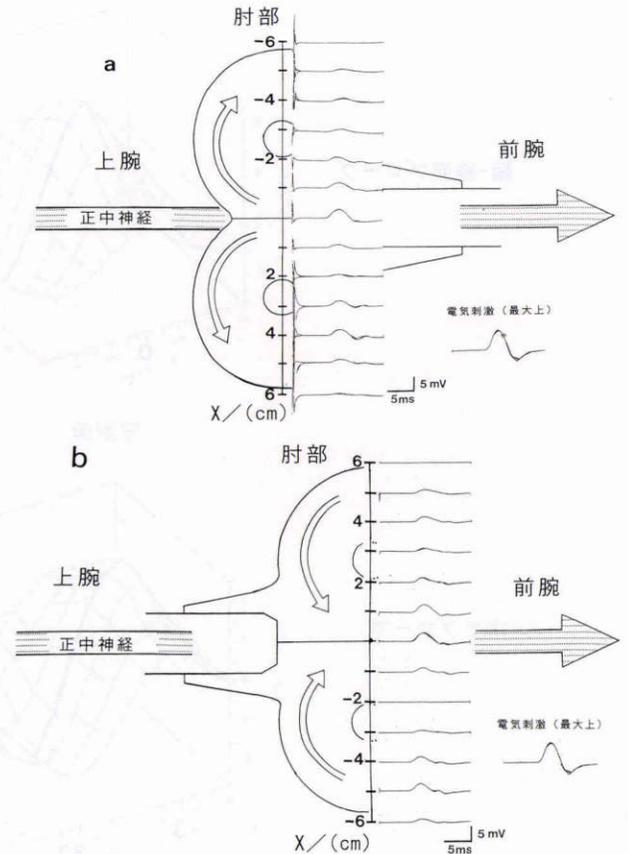


図6 8の字コイルのY=0軸上におけるCMAPs波形。

a : 逆行刺激の場合、CMAPsは刺激コイル中心に高振幅を示し、片側周辺部においても記録された。b : 順行刺激の場合、CMAPsは刺激コイル中心に高振幅を示し、両側周辺部においても記録された。

で、6.5 mV, 5.7 mV, 8.3 mVと最大振幅を示し、X=+4 cmの位置においても、それぞれ4.2 mV, 2.1 mV, 3.5 mVと頂点を形成した。CMAPsの振幅比(X=+4 cm/0 cm)は、それぞれ0.65, 0.37, 0.42と円形および8の字コイルに比べ低値であった(図8 a)。順行刺激においても、X=0の位置で、それぞれ6.0 mV, 3.7 mV, 7.3 mVの最大振幅を示した。被検者2と3では、+3 cm(1.5 mV, 振幅比0.41, 4.3 mV, 振幅比0.59)と-4 cm(1.8 mV, 振幅比0.49, 3.3 mV, 振幅比0.45)の位置において、また、被検者1では、X=+4 cm(3.4 mV, 振幅比0.57)の位置において低振幅比の頂点を形成した。一方、被検者1のX=-5 cm(5.0 mV, 振幅比0.83)では、円形およびドーナツコイルと同程度の振幅比を持つ頂点を形成した(図8 b)。垂直および水平プローブとCMAPsの振幅との関係においては、3名ともに、円形および8の字コイルのX軸上のCMAPs振幅は縦-垂直プローブと、また、ドーナツコイルのCMAPs振幅は、横-垂直プローブの誘導電圧の勾配と類似したが、水平プローブの誘導電圧勾配とは異なった(図7 a, b, 8 a, b)。

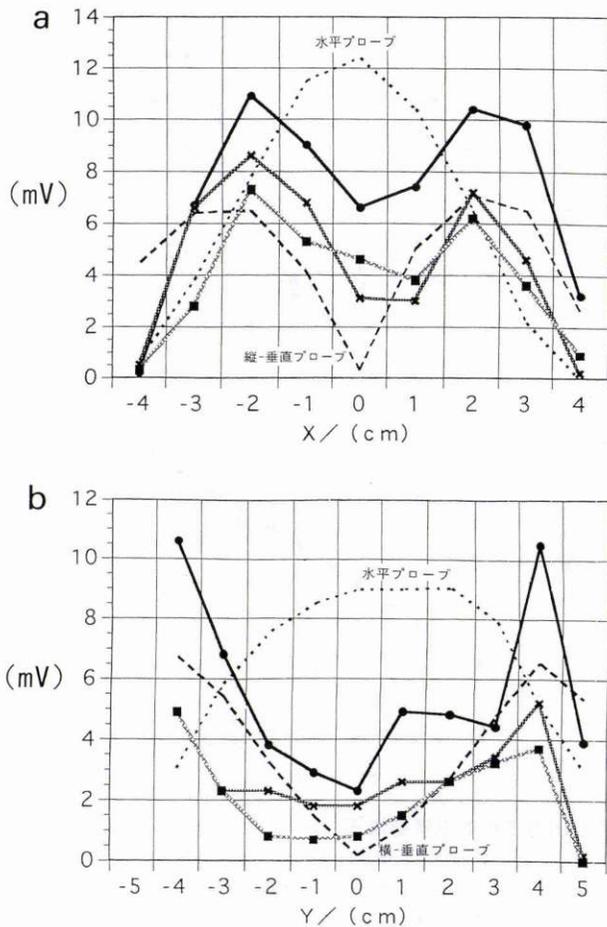


図7 円形およびドーナツコイルの誘導電圧とCMAPsの振幅。

●は被検者1, ×は被検者2, ■は被検者3のCMAPs振幅。

a: 3名ともに, CMAPsは刺激コイル中心と外縁の中間点で最大振幅を示し, 垂直プローブの勾配に類似している。b: 3名ともに, CMAPsは刺激コイル曲がり部分の中間点で最大振幅を示し, 垂直プローブの勾配に類似している。

4. 刺激コイル表面からの距離および出力に対する誘導電圧

最大誘導電圧点を示したプローブは, 円形および8の字コイルでは縦-垂直プローブ, ドーナツコイルでは横-垂直プローブであり, その位置は, 円形コイルにおいては(X, Y)=±2, 0/cm, ドーナツコイルでは(X, Y)=0, ±4/cm, そして, 8の字コイルでは刺激コイルの中心であった(図2~4)。円形コイルのX=±2 cmの誘導電圧は距離1.3 cmで7.1 mV, 3 cmで2.5 mV, 5 cmで0.7 mV(図9 a), ドーナツコイルのY=±4 cmの誘導電圧は距離1.3 cmで6.8 mV, 3 cmで2.6 mV, 5 cmで1.1 mV(図9 b)と急激に減衰した。また, 両刺激コイルともに距離が離れるに従って, 最大誘導電圧点は刺激コイル外側に移動した。一方, 8の字コイルにおいては刺激コイル中心の誘導電圧は距離1.3 cmで8.4 mV, 3 cmで2.7 mV, 5 cmで0.9 mVと急激に減衰したが, 最大誘導

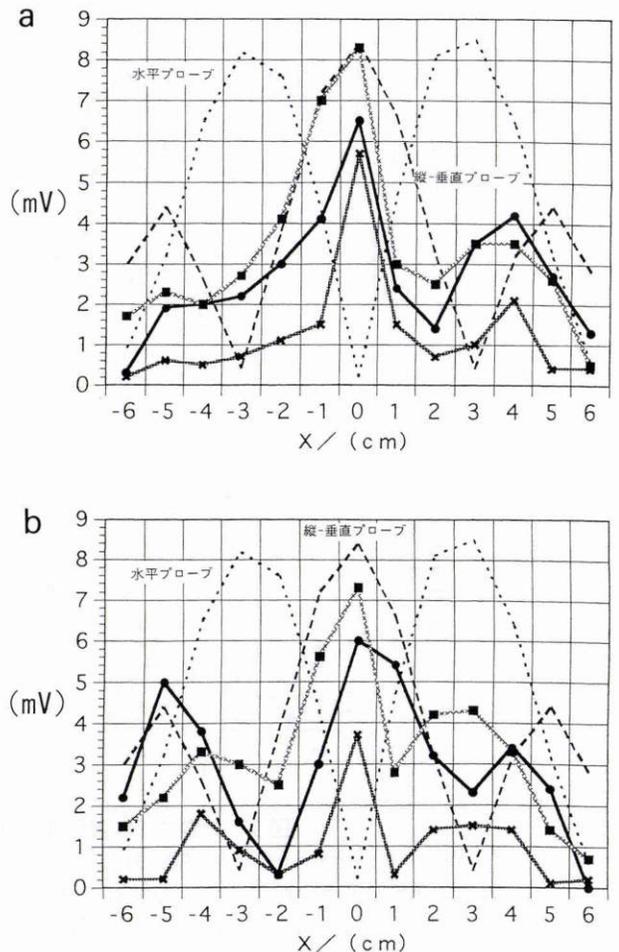


図8 8の字コイルの誘導電圧とCMAPsの振幅。

●は被検者1, ×は被検者2, ■は被検者3のCMAPs振幅。

a: 逆行刺激, b: 順行刺激。3名ともに, 両刺激ともにCMAPsは刺激コイル中心に最大振幅を示し, 垂直プローブの勾配に類似している。

電圧点は常に刺激コイル中心であった(図9 c)。出力と誘導電圧との関係は各刺激コイルともに正比例の関係を示した(図9 d)。

VI 考 按

今回, 非侵襲的な経頭蓋の磁気刺激法を眼科領域に應用する目的で, 各種の刺激コイルの特性を, 短母指外転筋の複合活動電位(CMAPs)と刺激コイル表面の誘導電圧を用いて検討した。その結果, CMAPsは円形コイルにおいては刺激コイル中心と外縁の中間点で, ドーナツコイルでは刺激コイル曲がり部分の中間点に, 8の字コイルでは刺激コイル中心において最大振幅を示し, 各刺激コイルともに垂直プローブにより測定された最大誘導電圧点に一致した。

ドーナツコイルでは, これまで刺激コイルの外縁近傍^{9)~12)}や内縁¹³⁾, さらに, 各社円形コイルにおいては刺激コイル外縁あるいは刺激コイル曲がり部分の中間点にお

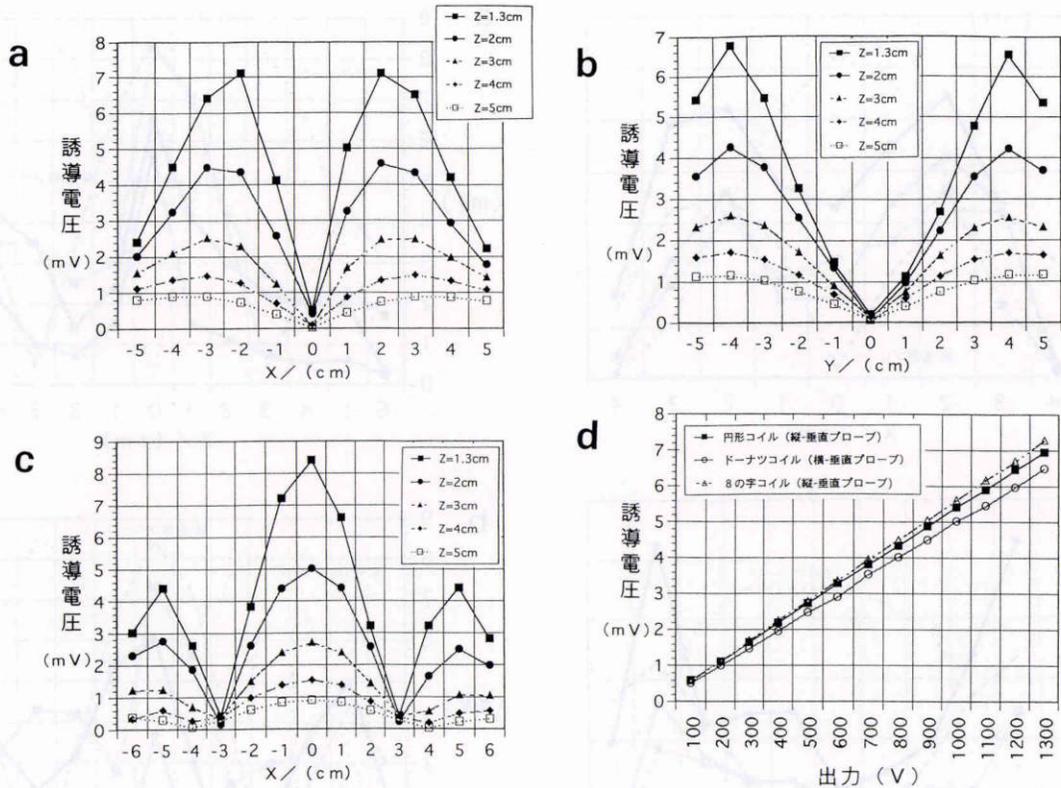


図9 刺激コイル表面からの距離および出力に対する誘導電圧。

a: 円形コイルの Y=0 軸上の誘導電圧, Z=1.3 cm では, X=±2 cm に最大誘導電圧を示すが, Z=2 cm 以降, 最大誘導電圧点は刺激コイルの外側に移動する. b: ドーナツコイルの X=0 軸上の誘導電圧, Z=1.3 cm では, Y=±4 cm に最大誘導電圧を示すが, Z=4 cm 以降, 刺激コイル外側の誘導電圧とほぼ同様になる. c: 8 の字コイルの Y=0 軸上の誘導電圧, Z=1.3 cm では, 刺激コイル中心に最大誘導電圧を示し, 距離が離れても最大誘導電圧点は移動しない. d: 各刺激コイルともに出力に対する誘導電圧は正比例の関係を示している.

いて最大刺激点を示した¹⁴⁾とされるように, 垂直プローブの示す最大誘導電圧点は異なっていた. 包埋されているコイルの位置や面積および巻き数がそれぞれ異なることに起因すると思われる. 垂直プローブにより最大誘導電圧点を検出できたことから, 刺激コイル表面に水平に磁束が流れる部分, つまり, 円形コイルにおいては刺激コイル中心と外縁の中間点, ドーナツコイルでは刺激コイル曲がり部分の中間点に垂直プローブを置いた場合, 最も磁束が通過すると予想される. したがって, 垂直プローブによる誘導電圧は磁場の大きさ(磁束密度)を反映することがわかる. さらに, 磁束密度の微分波形が渦電流密度になること¹⁵⁾, 変動磁場により生体内に発生する渦電流が神経を刺激することから, 垂直プローブにより刺激コイル表面の誘導電圧分布を知ることは重要である.

誘導電圧分布と CMAPs の振幅は, 円形コイルとドーナツコイルにおいては 2 峰性の高振幅(振幅比: 円形コイル; 0.84~0.95, ドーナツコイル; 0.76~1.06)を示した. 8 の字コイルの最大誘導電圧点が逆行刺激の際に, 低振幅比(0.37~0.65)の 2 峰性頂点を示したことに比べ, 局所刺激が困難であることを示している. また, 出力に対する誘導電圧は正比例の関係を示したことから, 出力は

最大誘導電圧分布に影響しないと考えられるが, 刺激コイル表面から離れるに従って, 最大誘導電圧点は刺激コイル外側に移動したことから, 正中神経刺激のような刺激コイル表面に近接した場合に比べ, 脳内深部の神経刺激の際には最大刺激点がずれてくることを示している. したがって, 刺激コイルを傾けるなどの工夫が必要⁹⁾¹⁰⁾である.

8 の字コイルでは, 従来の報告⁹⁾¹¹⁾¹²⁾のように刺激コイル中心で最大刺激を行えた. さらに, 誘導電圧の結果は, 8 の字コイル中心においては周辺部より 2~3 倍以上高い電流密度が得られるという報告¹⁶⁾に類似した. また, 距離における最大誘導電圧点の移動も生じなかったため, 電流密度のピークが標的部分の神経膜の閾値以上になるように設定すれば標的のみが刺激できる¹⁶⁾. しかし, 被検者 1 の順行刺激の際に, X=-5 cm のような刺激コイル周辺部においても高振幅比(0.83)の CMAPs を記録したことは, 運動中枢における刺激コイルの最適方向がそれぞれ異なる¹⁷⁾¹⁸⁾ように神経の走行に対する刺激コイルの位置, つまり, 生体内渦電流の方向が重要であることを示している. この点からも 8 の字コイルはベクトル刺激が行える¹⁹⁾ため, 神経への最適な刺激方向を決定でき, 後

頭領野⁴⁾⁸⁾, 側頭領野⁵⁾, 前頭領野⁷⁾など眼科領域の脳機能局在を調べる上で有用と思われる。

一方, 磁場は頭蓋骨や皮膚により減衰せず脳内に到達する²⁰⁾が, 渦電流は誘電率の異なる部位においてゆがめられ, カーブした表面に平行に流れる²¹⁾。さらに, 運動中枢や視覚中枢への磁気刺激による渦電流によって, 神経線維の曲がり部分で刺激される²²⁾²³⁾ために, 頭蓋内組織における渦電流および神経線維の走行は正中神経などの末梢神経に比べより複雑な分布をとる。したがって, 今回の誘導電圧分布も頭蓋内の渦電流分布に影響を与える可能性がある。現在, 均一¹²⁾²⁴⁾あるいは不均一²⁵⁾²⁶⁾な末梢および頭蓋を模擬した容積導体を用いて渦電流分布の測定が試みられており, 今後, 末梢および頭蓋内神経への最適な刺激法の確立に役立つと期待される。渦電流分布の複雑性から考えても, それぞれの刺激コイルの最大刺激点や刺激コイル表面からの距離による誘導電圧の変化など刺激コイルの特性を把握することは磁気刺激を行う上で, 必要不可欠な条件と考えられる。

稿を終えるにあたり, 本研究に際し御指導と論文の御校閲を賜りました田淵昭雄教授に深謝いたします。また, 実験の御指導を頂いた同教室川島幸夫講師に深謝いたします。

文 献

- 1) **Barker AT, Jalinous R, Freeston IL**: Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex. *Lancet* 11: 1106—1107, 1985.
- 2) **Counter SA**: Neurobiological effects of extensive transcranial electromagnetic stimulation in an animal model. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 89: 341—348, 1993.
- 3) **川島幸夫, 錦織修道, 田淵昭雄, 調 輝男**: 経頭蓋的磁気刺激法の安全性の検討: 長期間刺激における白色家兎の病理組織学的所見. *日本生体磁気学会誌* 7: 276—281, 1994.
- 4) **Amassian VE, Cracco RQ, Maccabee PJ, Cracco JB, Rudell A, Eberle L**: Suppression of visual perception by magnetic coil stimulation of human visual cortex. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 74: 458—462, 1989.
- 5) **Hotson J, Braun D, Herzberg W, Boman D**: Transcranial magnetic stimulation of extrastriate cortex degrades human motion direction discrimination. *Vision Res* 34: 2115—2123, 1994.
- 6) **三村 治, 和中幸生, 岩崎嘉秀, 池田尚弘, 田窪一徳, 下奥 仁**: 電磁刺激によるネコ外眼筋誘発筋電図. *日眼会誌* 94: 786—791, 1990.
- 7) **Beckers G, Canavan AGM, Zangemeister WH, Hömberg V**: Transcranial magnetic stimulation of human frontal and parietal cortex impairs programming of periodic saccades. *Neuroophthalmology* 12: 289—295, 1992.
- 8) **Takayama Y, Sugishita M**: Astereopsis induced by repetitive magnetic stimulation of occipital

cortex. *J Neurol* 241: 522—525, 1994.

- 9) **Maccabee PJ, Amassian VE, Cracco RQ, Cadwell JA**: An analysis of peripheral motor nerve stimulation in humans using the magnetic coil. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 70: 524—533, 1988.
- 10) **藤木 稔, 磯野光夫, 堀 重昭**: 経頭蓋的磁気刺激法による運動誘発電位—刺激条件の検討—. *臨床脳波* 31: 87—91, 1989.
- 11) **Cohen LG, Roth BJ, Nilsson J, Dang N, Panizza M, Bandinelli S, et al**: Effects of coil design on delivery of focal magnetic stimulation. Technical considerations. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 75: 350—357, 1990.
- 12) **Maccabee PJ, Eberle L, Amassian VE, Cracco RQ, Rudell A, Jayachandra M**: Spatial distribution of the electric field induced in volume by round and figure '8' magnetic coils: Relevance to activation of sensory nerve fibers. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 76: 131—141, 1990.
- 13) **Eisen A**: Cortical and peripheral nerve magnetic stimulation. *Methods in Clinical Neurophysiology* 3: 65—84, 1992.
- 14) **Claus D**: Magnetic stimulation: Technical aspects. *Electroenceph Clin Neurophysiol EEG Suppl*, 43: 249—254, 1991.
- 15) **Reilly JP**: Peripheral nerve stimulation by induced electric currents: Exposure to time-varying magnetic fields. *Med Biol Eng Comput* 27: 101—110, 1989.
- 16) **上野照剛, 田代龍美, 原田耕介**: 逆直コイル対による神経及び筋の体外からの局所刺激について. *日本応用磁気学会誌* 12: 415—418, 1988.
- 17) **Mills KR, Boniface SJ, Schubert M**: Magnetic brain stimulation with a double coil: The importance of coil orientation. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 85: 17—21, 1992.
- 18) **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* 93: 42—48, 1994.
- 19) **上野照剛**: 磁場の神経系への作用. 志賀 健, 他(編): 磁場の生体への影響. てらべいあ, 東京, 95—107, 1991.
- 20) **Cadwell J**: Optimizing magnetic stimulation design. *Electroenceph Clin Neurophysiol EEG Suppl*, 43: 238—248, 1991.
- 21) **Tofts PS**: The distribution of induced currents in magnetic stimulation of the nervous system. *Phys Med Biol* 35: 1119—1128, 1990.
- 22) **Amassian VE, Eberle L, Maccabee PJ, Cracco RQ**: Modelling magnetic coil excitation of human cerebral cortex with a peripheral nerve immersed in a brainshaped volume conductor: The significance of fiber bending in excitation. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 85: 291—301, 1992.

- 23) **Amassian VE, Maccabee PJ, Cracco RQ, Cracco JB, Somasundaram M, Rothwell JC, et al:** The polarity of the induced electric field influences magnetic coil inhibition of human visual cortex: Implications for the site of excitation. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 93 : 21—26, 1994.
- 24) **Yunokuchi K, Cohen D:** Developing a more focal magnetic stimulator. Part II: Fabricating coils and measuring induced current distributions. *J Clin Neurophysiol* 8 : 112—120, 1991.
- 25) **Maccabee PJ, Amassian VE, Eberle LP, Rudell AP, Cracco RQ, Lai KS, et al:** Measurement of the electric field induced into inhomogeneous volume conductors by magnetic coils: Application to human spinal neurogeometry. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 81 : 224—237, 1991.
- 26) **湯ノ口万友, 上野照剛:** 磁気刺激に関する不均質導体中の渦電流分布. *日本生体磁気学会誌* 6 : 70—73, 1993.