

磁気刺激の方向と末梢神経刺激効果

孫, 樹建
九州大学医学部脳神経病研究施設臨床神経生理部門

<https://doi.org/10.15017/7238773>

出版情報：福岡医学雑誌. 87 (3), pp.66-76, 1996-03-25. Fukuoka Medical Association
バージョン：
権利関係：



原 著

磁気刺激の方向と末梢神経刺激効果

九州大学医学部脳神経病研究施設臨床神経生理部門 (主任: 加藤元博教授)

孫 樹 建

Changes in Magnetic Coil Orientation Affect the Stimulation Effects of Human Peripheral Nerve

Shu-jian SUN

*Department of Clinical Neurophysiology, Neurological Institute (Director: Prof. Motohiro Kato)
Faculty of Medicine, Kyushu University 60, Fukuoka 812-82*

Summary Transcranial magnetic stimulation is a non-invasive method for assessing the motor function in humans. It is well established that orientation of the magnetic coil plays an important role on the stimulation effects of the motor cortex. However, there has been a few study regarding the effect of magnetic coil orientation on the efficacy of peripheral nerve stimulation. Therefore, in the present study, I carried out two experiments to clarify the relationship between the magnetic coil orientation and the stimulation effects of human peripheral nerve. First, median nerve was stimulated at the elbow and compound muscle action potentials (CMAPs) of abductor pollicis brevis muscle were recorded in 8 subjects at 4 different directions of the induced current. Two eight-shaped coils, 10 cm and 3.5 cm in outer diameter, were used. Stimulus intensities of big and small coils were 850 V and 90%, respectively. Motor threshold was measured at 4 directions with the big coil by increasing stimulus intensity up to 850 V from 150 V at a step of 50 V. It was found that the amplitude of the CMAP was the greatest in outer direction (toward the radial side) using either the big coil or the small coil. There was no significant difference between the amplitude in outer direction and that of supramaximal electrical stimulation. Motor threshold was the lowest in outer direction. Then, I measured the induced current of the big and small coils in a tank filled with saline that mimicked the forearm. The induced currents by both big and small coils were the largest and the first spatial derivatives of the induced electric field were the greatest in outer direction.

These results suggest that the orientation of the eight-shaped coil is important for peripheral nerve magnetic stimulation. The fact that the forearm is a restrictive volume conductor may result in the different effects of coil orientation on the excitement of the peripheral nerve.

はじめに

頭皮上からヒトの脳皮質運動野を非侵襲的に刺激する磁気刺激法は、1985年、Barkerら³⁾により初めて報告された。以後、磁気刺激は電気刺激に比べて痛みが少なく、深部にある神経を刺激できるなどの利点があるので、臨床応用が盛んになってきた。円形コイルは同心円状の構造をとり、そのコイルに電流が流れると磁場が形成される。磁場は生体を通り、生体内に電

流がコイルの電流に対して反対方向へ誘起され、神経組織であれば興奮が起こる。この磁気コイルで上肢の運動野を刺激する場合は、コイルの中心を頭頂中心部に置き、コイルに流れる電流が反時計回りの時に左の運動野が刺激され、右手の筋肉が収縮する。一方、時計回りの時には左手の筋肉が収縮することから誘起電流の方向により興奮性が異なることが認められた²⁾。その後、より局所的な刺激が可能となる8の字形コイルが開発された。8の字形コイルは2つの円形コイル

を組み合わせる8の字形にしたもので、2つのコイルに流れる電流の方向が逆向きのため、2つのコイルの中心部での磁場が最小であるが、生体内での誘起電流は2つのコイルの中心部で最大となる¹¹⁾¹⁶⁾¹⁷⁾。8の字形コイルで上肢の運動野を刺激する場合は、生体内での誘起電流が中心溝に対して垂直で、後から前へ流れる時に最大の筋収縮が得られる。

末梢神経の興奮性に関しては、円形コイルでは誘起電流が神経のインパルス伝導に対して順行性の時の方が逆行性の時よりも、運動神経や感覚神経に対して至適な刺激方向とされている¹⁾⁹⁾¹²⁾¹⁴⁾。しかしながら、8の字形コイルでの詳細な検討は少ない¹⁶⁾。生体内における誘起電流の分布は容積導体の大きさにより変化することが知られており⁹⁾¹²⁾、四肢にある末梢神経への刺激効果は8の字形磁気コイルの方向により変化する可能性がある。本研究では、まず8の字形コイルの誘起電流の分布とそれによる末梢神経への刺激効果を、ヒトの正中神経において短母指外転筋の筋電図の振幅を指標として検討した。次に、ヒトの腕を模したタンクを用いてコイルの誘起電場を測定し、容積導体による誘起電場分布の変化を測定した。

方 法

実験Ⅰ. 8字形コイルの方向と正中神経への刺激効果

1) 刺激装置

刺激コイルは日本光電社製の大きな8の字形コイル(YM 111-B, 外径10 cm, 内径7 cm)とMagstim社製の小さな8の字形コイル(外径3.5 cm, 内径1 cm)を使用した。大きなコイルと小さなコイルの最大磁場は、それぞれ1.2 Tesla, 1.4 Teslaであった。一方、電場はコイルの中心で最大であり、大きなコイルで0.22 V, 小さなコイルで0.20 Vであった。また、大きなコイル、小さなコイルともコイルの出力が増加するにつれて誘起電場は直線的に増加し、有意な一次回帰を示した。この一次回帰関係により、高出力下で行なった実験Ⅰの結果は、低出力下で行なった実験Ⅱと比較可能であると考えた。

2) 対 象

8名の健康成人を対象とした。その内訳は男性が7名、女性が1名で、年齢は26歳から41歳(平均30歳)であった。実験前に実験方法とその目的を説明し、本人の同意を得て、実験を行なった。

3) 方 法

被検者はイスに座り、安静を心がけるように指示さ

れた。右正中神経を肘部で刺激して、右手の短母指外転筋より複合筋活動電位(compound muscle action potential, CMAP)を誘発脳波計(Neuropack 8, 日本光電社製)で記録した。記録時の周波数帯域は50 Hz-3 KHzとした。再現性を確認するためにCMAPを2回以上記録し、CMAPの振幅を測定した。最大上電気刺激により、最大のCMAPを記録した時の刺激電極の陰極の場所に印をつけ、8の字形コイルの中心部を同部に合わせた(以後、正中神経の肘部での刺激点という)。

7名の被検者において、大きなコイルと小さなコイルで正中神経を肘部で刺激した。生体内での誘起電流の方向を外向き(橈骨側へ)、内向き(尺骨側へ)、上向き(近位側へ、すなわち運動神経にとっては逆行性)および下向き(遠位側へ、順行性)の4方向となるようコイルの方向を変えて刺激した。刺激強度は大きなコイルが850 Vで、小さなコイルは90%とした。比較のために、2名の被検者で正中神経を肘部で最大上電気刺激した。すなわち、刺激電極の陰極を正中神経の刺激点に固定して、陽極を橈骨側、尺骨側、中枢側および末梢側の4方向へ移動させて刺激した。

2名の被検者では、大きなコイルを用いて、刺激強度を150 Vから850 Vまで50 Vずつ増加させて刺激し、各方向での刺激強度と運動閾値の関係を検討した。

また、2名の被検者において、短母指外転筋と小指外転筋のCMAPを同時に記録し、尺骨神経の活性化が起こるかどうかを検討した。刺激強度は正中神経の興奮閾値および閾値上とし、大、小のコイルを4方向に変えて正中神経を刺激した。

データの統計学的検討は分散分析を用いた。すなわち、各方向での振幅に有意差があるか否かを検定した。

実験Ⅱ. 誘起電場と容積導体の関係

1) タンクと電極

アクリル製の正方形タンク(25×25 cm, 深さ6 cm)とヒトの腕を模した矩形タンク(8×25 cm, 深さ6 cm)を作製した(Fig. 1)。正方形タンクは大きな8の字形コイルよりも大きく、コイルの方向を変えてもタンクを貫く磁束密度は変化しないので、以後“無限”モデルと呼ぶ。一方、矩形タンクは大きな8の字形コイルの場合、コイルの方向を変えるとタンクを貫く磁束密度が変化するので、“有限”モデルと呼ぶ。電流プローブは直径1 mmの白金球電極で双極にした。その電極間距離は5 mmであった。

2) 方 法

コイルの中心を正方形タンクの中心部に合わせて、

Unrestricted volume conductor

Restricted volume conductor

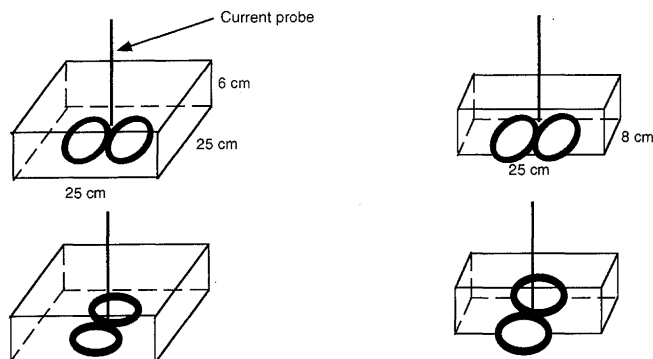


Fig. 1 Schematic diagram of the unrestricted and restricted volume conductor. The square tank is a model of the unrestricted volume conductor, because the tank is larger than the size of magnetic coil. Conversely, the rectangular tank is a model of the restricted volume conductor, because the tank is smaller than the size of magnetic coil. In the unrestricted model, the magnetic flux is constant irrespective of the coil orientation. In the restricted model, the magnetic flux is dependent on the coil orientation. Isotonic saline was filled inside the tanks at a depth of 4.0 cm. A bipolar recording electrode was placed 0.8 cm over the center of the stimulating coil. The coil output is 300 V.

コイルの短軸方向において 0.5 cm 間隔で電場を測定した。矩形タンクではコイルの短軸がタンクの短軸と一致する場合とコイルの短軸がタンクの長軸と一致する場合で、大きなコイルの短軸方向での電場を測定した。また、解剖学的に正中神経は、肘部ではやや尺側を走っているため、コイルの中心部を矩形タンクの中心より尺側へ 1 cm ずらして誘起電流の方向を外向き、内向き、上向きおよび下向きの 4 方向に変えて、大、小 2 種類のコイルの短軸方向の電場を測定した。周波数帯域は 1 KHz-20 KHz とした。コイルと電極の距離は 0.8 cm であり、コイルの出力は大きなコイルでは 300 V、小さなコイルでは 30% とした。電場を 2 回測定し、その平均値を求めた。

結 果

実験 I

1) 誘起電流の方向と刺激効果

最大上電気刺激では、電流の方向を外向き、内向き、上向きおよび下向きに変えても、CMAP の潜時と振幅はほぼ同じであった (Fig. 2)。一方、磁気刺激では、大きなコイル、小さなコイルとも誘起電流が外向きの時に振幅が最大であった (Fig. 3)。すなわち、外向

き、下向き、内向き、上向きの順に振幅が大きく、上向きでは記録しにくい場合もあった。分散分析では各方向での振幅に差があり、とくに外向きと上向きでは、明らかな有意差を認めた ($P < 0.01$) (Fig. 4)。大きなコイルでは、外向き刺激の振幅は最大上電気刺激と比較して有意差がなかったが、磁気刺激の振幅の方が大きい傾向を認めた (Fig. 4 上段)。7 名の被検者のうち 5 名で磁気刺激の振幅が電気刺激より大きく、2 名が電気刺激での振幅が大きかった。小さなコイルでも同様に各方向での振幅に差があり、外向き刺激で最大であった (Fig. 4 下段)。外向きの振幅と最大上電気刺激はほぼ同じであった。

2) 運動閾値

外向き刺激は下向きに比べて刺激効果が高く、弱い刺激で筋収縮が起こり始め、刺激強度が増加するにつれて CMAP の振幅は直線的に増加した (Fig. 5)。一方、上向きで最も刺激効果が低く、刺激強度が増加しても CMAP の振幅は増加しにくい傾向を認めた。

3) 尺骨神経の活性化

大きなコイルを用いて 850 V で磁気刺激する場合、短母指外転筋のみならず小指外転筋の CMAP が記録され、尺骨神経の活性化が考えられた (Fig. 6 左)。し

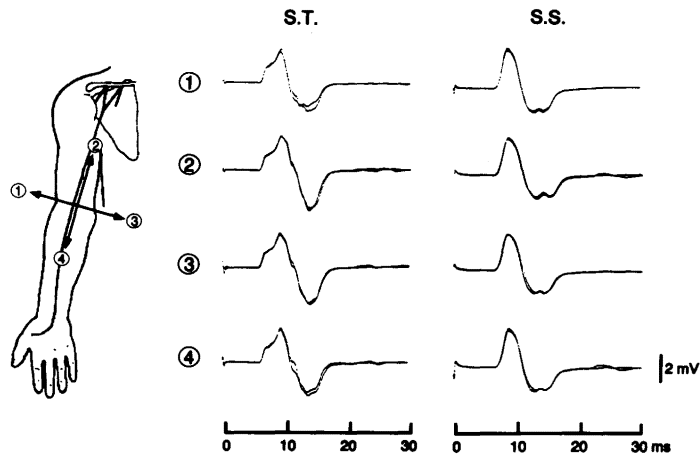


Fig. 2 Comparison of the compound muscle action potentials (CMAPs) of the abductor pollicis brevis muscle (APB) to supramaximal electrical stimulation at four directions. The results from two subjects are shown (S. T. and S. S.). There is no significant effect of current direction on the amplitudes of CMAPs.

(1) Outer direction (toward the radial side), (2) Upward direction (antidromic), (3) Inner direction (toward the ulnar side), (4) Downward (orthodromic) in this figure and in Fig. 3.

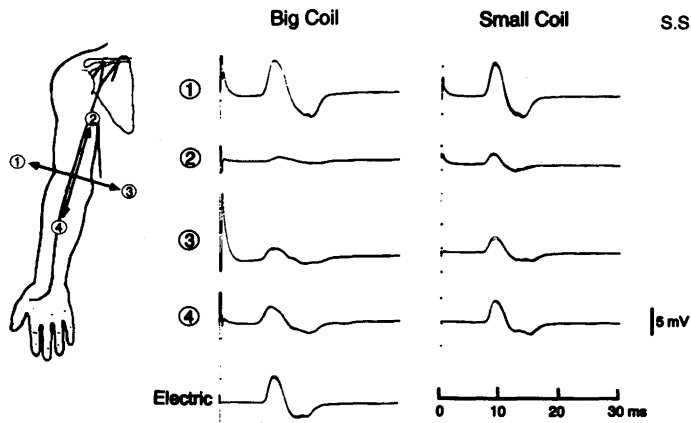


Fig. 3 Comparison of CMAPs to magnetic stimulation at four directions. The amplitudes of the CMAPs are the greatest when the induced current of the two types of coils flow toward the outer direction. There is no significant difference in the amplitudes between the outer direction and supramaximal electrical stimulation.

かし、小さなコイルで90%の出力で刺激した時は小指外転筋のCMAPは記録されず、尺骨神経の活性化は認められなかった (Fig. 6 右)。そこで、大きなコイルの刺激強度を小指外転筋のCMAPが記録できない程度まで減少させて、4方向で正中神経を刺激した。850

Vでの刺激と同様に短母指外転筋のCMAPは外向きで最大であったが、小指外転筋のCMAPは記録されなかった。

実験 II

1) 均一容積導体中での誘起電場

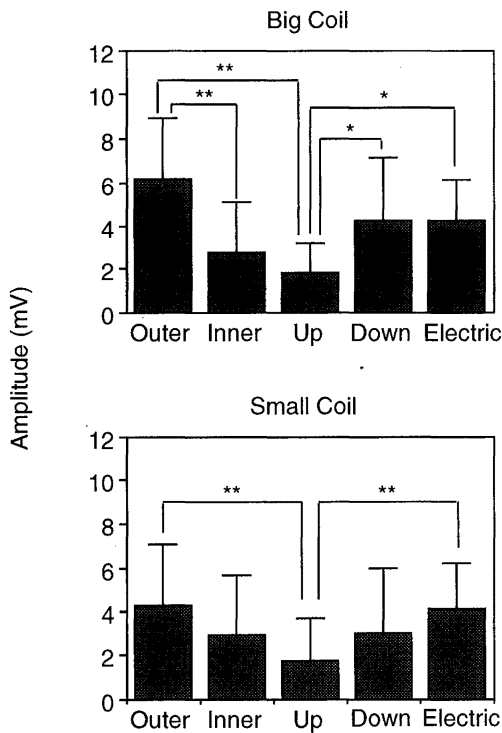


Fig. 4 The effect of magnetic coil orientation on the amplitudes of CMAPs (n=7). The amplitude in the outer direction is the greatest, while the amplitude in the upward direction was the smallest. No significant difference was observed in the amplitude between the outer direction and supramaximal electrical stimulation. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$

“有限”モデル，“無限”モデルともコイルの中心部で誘起電場が最大で，対称性に両方向へ減少した(Fig. 7)。中心部での電場を比較すると“無限”モデルが最大であり，次に“有限”モデルでコイルの短軸がタンクの短軸と一致する場合であった。“有限”モデルでコイルの短軸がタンクの長軸と一致する時に電場が最小であった。

2) コイルの方向による誘起電場分布の変化

“有限”モデルで，刺激点をタンク中心より1 cm内側に移して実験を行った。大きなコイルでは，外向きと内向きの電場の分布が非対称性で，各部位での電場は外向きの方が大きかった。上向きと下向きはほぼ対称性であり，上向きと下向きでは電場に差がなかった(Fig. 8)。小さなコイルでは，いずれの方向への刺激でも電場の分布はほぼ左右対称性であったが，電場は

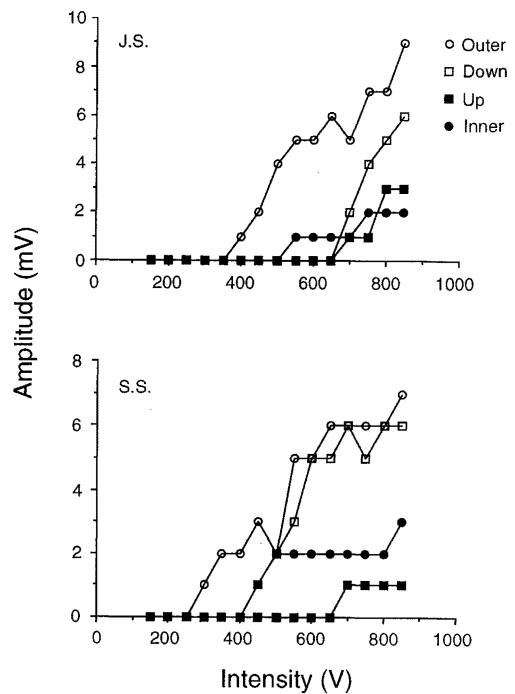


Fig. 5 Motor thresholds at four directions of the big coil. The abscissa indicates the intensity of the coil output and the ordinate represents the amplitude of CMAPs. Motor threshold is the lowest in the outer direction among four directions.

外向きで最大の傾向を認めた (Fig. 9)。

3) 4方向での電場の変化率

神経が脱分極する場所はコイルの中心ではなくて，コイルの中心から誘起電流の方向に沿った末梢にあるとされ，とくに電場が急速に減少し，電場の変化率(一次微分値)が大きく負に変化する所で神経が脱分極すると言われている¹⁰⁾¹⁴⁾。以下の式¹⁰⁾により大，小2種類のコイルの中心から両側2 cmまでの各測定点での電場の変化率を計算した。

$$\text{公式: } y'_1 = \frac{y_{i+d_h} - y_{i-d_h}}{2\Delta h}$$

(中間にある測定点での式)

$$y'_1 = \frac{y_{i+d_h} - y_i}{\Delta h}$$

(最初の測定点での式)

$$y'_1 = \frac{y_i - y_{i-d_h}}{\Delta h}$$

(最後の測定点での式)

Δh は測定点間の距離 y'_1 は一次微分値

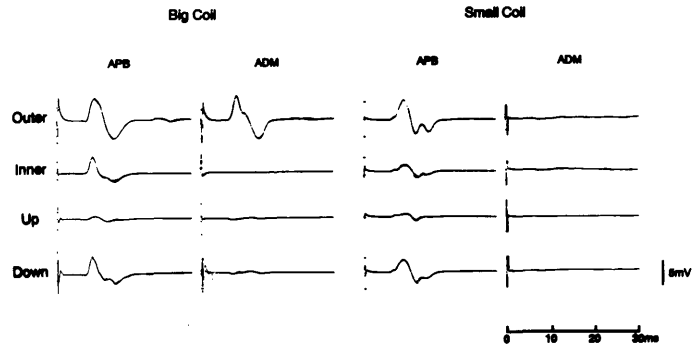


Fig. 6 A simultaneous recording of the CMAPs of APB and ADM following the median nerve stimulation by the big and small coils. The outputs of the big and small coils are 850V and 90%, respectively. The ADM was excited when the current of the big coil flowed toward the outer direction, suggesting that the ulnar nerve was coactivated (left column). However, the coactivation of the ulnar nerve was not observed when the small coil was used (right column). APB: abductor pollicis brevis muscle, ADM: abductor digiti minimi muscle.

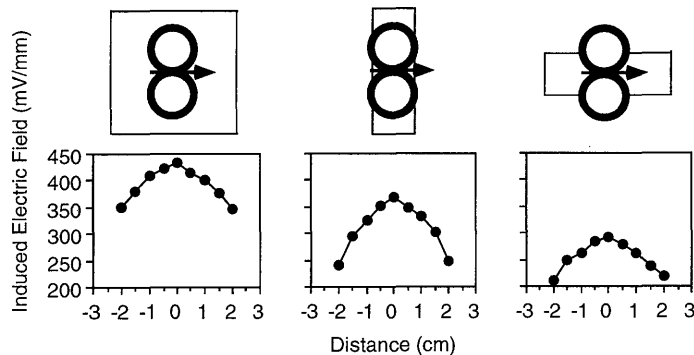


Fig. 7 Distribution of the induced electric field in the unrestricted and the restricted volume conductors. Note that induced electric field at the center of coil was the greatest. The induced electric field in the unrestricted volume conductor was larger than that restricted volume conductor. The induced electric field in the restricted volume conductor was modified by the coil orientation (middle, right). The output of the big coil was 300V. A bipolar recording electrode was placed 0.8 cm over the center of the stimulating coil.

Figs. 10, 11 に大, 小 2 種類のコイルの中心から 5 mm 間隔の電場の変化率を示す。大きなコイルでは、上向きと下向き刺激の電場の変化率は外向きと比較して明らかに小さかった (Fig. 10)。外向きと内向き刺激でのコイルの中心 (横軸の 0) から 1 cm での電場の変化率はそれぞれ -12 mV/mm^2 , -9.8 mV/mm^2 で、外向きは内向きに比べて大きかった。小さなコイルでは、4

方向での電場の変化率の曲線はほぼ同様であったが (Fig. 11), コイルの中心 (横軸の 0) から 1 cm での電場の変化率は外向き刺激で -18 mV/mm^2 , 内向きで -16.5 mV/mm^2 , 上向きで -15.5 mV/mm^2 , 下向きで -14 mV/mm^2 であり、外向きで最も急速に減少することが示された。

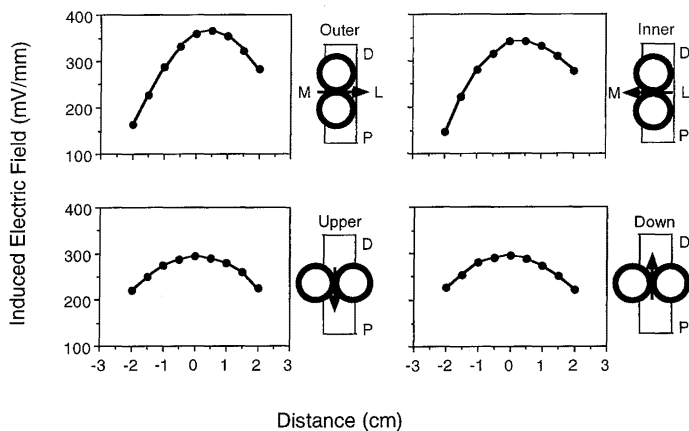


Fig. 8 The effect of the big coil orientation on the induced current in the homogeneous volume conductor. When the center of the coil is 1 cm medial to the center of the tank, the induced electric field in the outer direction is the greatest and the inner direction is the second greatest. The arrows indicate the direction of the induced current flow and the electric fields were measured regarding the direction of the current flow, starting from 2.0 cm up-stream of the center of the coil (-2.0 on the abscissa), through the center (0), until 2.0 cm down stream ($+2.0$), at a step of 0.5 cm. In this figure and in Fig. 9, D=Distal, P=Proximal, M=medial (or ulnar) and L=lateral (or radial) in terms of the forearm model.

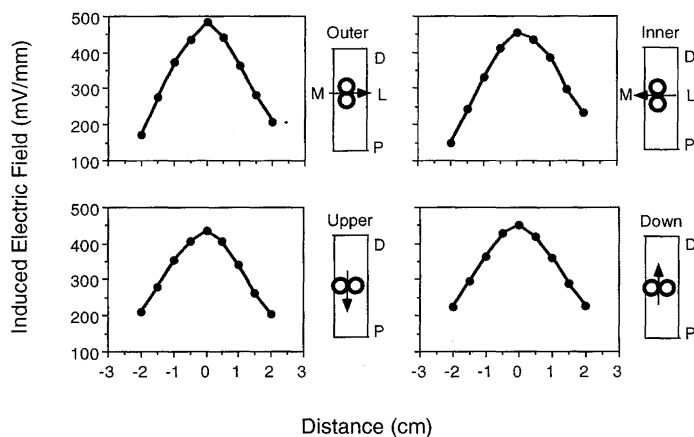


Fig. 9 The effect of the small coil orientation on the induced current in the homogeneous volume conductor. When the center of the coil is 1.0 cm medial to the center of the tank, the induced electric field in the outer direction is the greatest among the four directions.

考 察

大脳皮質運動野を磁気刺激する場合、8の字形コイルの方向性は重要であり、上肢運動野を刺激する場合、

誘起電流が後から前に流れる時に運動野の刺激効果が最大であるとされている¹¹⁾¹⁷⁾。一方、頸部神経根刺激では、誘起電流が水平よりやや上向きで、記録部位に対して同側へ流れる時、刺激効果が高いという報告が多

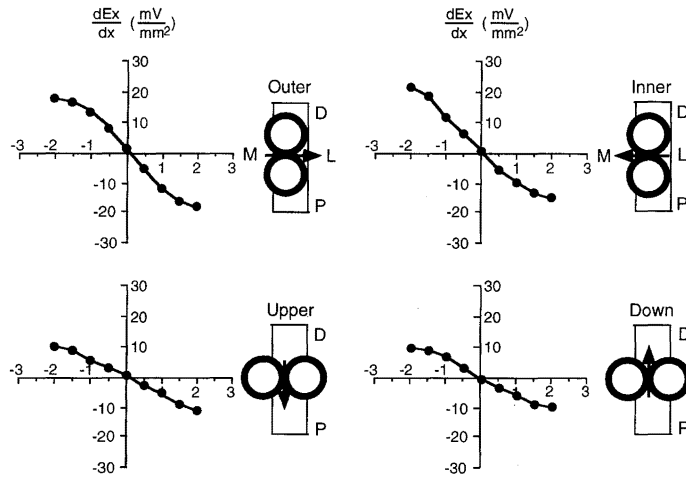


Fig. 10 The first spatial derivative of the induced electric field as a function of the probe position at four directions when the center of the big coil was shifted 1.0 cm medially from the center of the tank. The abscissae are as in Figs.8 and 9. The null point of the spatial derivative of the electric field corresponds to the center of the big coil. The maximal negative values of the spatial derivative are at 1.0 or 1.5 cm on the abscissa and the outer direction shows the greatest value compared with the other directions.

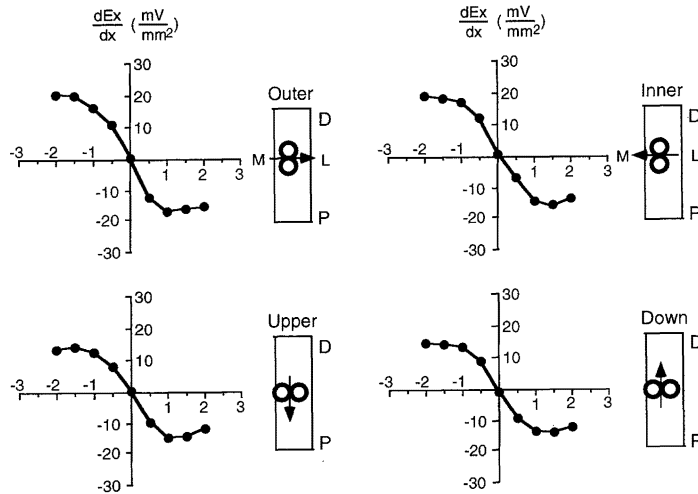


Fig. 11 The first spatial derivative of the induced electric field as a function of the probe position at four directions when the center of the small coil was shifted 1.0 cm medially from the center of the tank. The abscissae are as in Figs.8 and 9. The null point of the spatial derivative of the electric field corresponds to the center of the small coil. The maximal negative values of the spatial derivative are at 1.0 or 1.5 cm on the abscissa and the outer direction shows the greatest value compared with the other directions.

い⁶⁾⁷⁾¹³⁾。本研究では、正中神経の刺激効果は誘起電流が神経のインパルス伝導方向（順方向）に流れる時ではなく、橈骨側へ直角に流れる時に最大であった。Rushton¹⁵⁾の古典的な研究により、カエルの坐骨神経一筋標本を電気刺激する場合には電流の方向が神経の順方向に流れる時が刺激効果が最大であり、直角に流れる時は刺激効果が低いとされている。上野ら¹⁶⁾はヒトの正中神経を肘部で8の字形コイルで磁気刺激し、誘起電流の方向による刺激効果を検討した。彼らは順方向性に電流が流れる時に刺激効果が最大で、逆方向では刺激効果がないことを認めた¹⁶⁾。この結果は、今回の実験結果と異なっているが、上野ら¹⁶⁾の報告では具体的な実験方法が詳しく書かれておらず、本研究の結果と単純に比較できない。

磁気コイルはその形状により磁場と電場の分布が異なる⁹⁾。今回用いた大、小2種類のコイルは中心部で電場が最大で、磁場が最小であるという8の字形コイルの特性を示した。しかも、大、小2種類のコイルで最大磁場、電場ともほぼ同じであり、十分比較が可能であると考えられる。実験Iでは、誘起電流が橈側へ流れる時に正中神経への刺激効果が最大で、逆行性の時最小であった。また、大きなコイルでの外向き刺激によるCMAP振幅は、最大上電気刺激と比べて大きい傾向を認めた。この結果に関して、磁気的外向き刺激時に尺骨神経が同時に興奮してCMAP振幅が電気刺激による振幅よりも大きくなった可能性を否定するために、短母指外転筋と小指外転筋のCMAPを同時に記録した。刺激強度を小指外転筋のが記録できない程度まで減少させても、850 Vでの刺激と同様に外向き刺激によるCMAP振幅が最大であった。したがって、外向き刺激時のCMAP振幅が最大であることについては尺骨神経の活性化だけでは説明できないし、強い磁気刺激での外向き刺激時には電気刺激によるCMAP振幅を上回る振幅が得られる可能性がある。また小さなコイルでは小指外転筋のCMAPが記録されなかったにもかかわらず外向き刺激で最大のCMAP振幅が得られた。この点について、Maccabeeら⁹⁾、Chokrovertyら⁴⁾も詳細に検討し、円形コイルで刺激強度や刺激部位を変えても尺骨神経の活性化は起こらないが、磁気刺激の振幅が電気刺激より大きい結果を得ている。

Maccabee⁹⁾¹²⁾は均一容積導体中での電場の分布を測定し、電場分布は容積導体の大きさがコイルの大きさに対して有限の場合に変化することを認めた。また、円形コイル、8の字形コイルとも、誘起電流が正中神

経のインパルス伝導と順方向の時に感覚神経の興奮性が最大であった。しかしながら、彼らは腕モデルで、8の字形コイルの誘起電流の方向がタンクの短軸方向に一致した時の方が長軸方向に一致した時よりも電場が大きくなったにも関わらず、誘起電流が神経と直角に流れる時の興奮性を検討してない。本研究では、外向き刺激で正中神経の刺激効果が最大であった。前述のごとく、この刺激効果の違いはコイルの方向により誘起電流の量と分布が変化することが原因と考えられる。コイルの大きさと容積導体の関係を検討するために、小さなコイルを使用して、大きなコイルと比較した。小さなコイルでは、方向を変えても、肘部との接触面積は同じであるが、外向き刺激での正中神経への刺激効果が最大であった。しかも、外向き刺激での誘起電場や電場の変化率も大きかった。このことは、神経への刺激効果の大小は肘部を貫く磁束密度の大小ではなくて、誘起電流の流れる方向がより重要であることを示唆する。無限の均一容積導体中では、コイルの方向により誘起電流の強度は変わらないので、神経のインパルス伝導方向に対して順向性である時神経への刺激効果が最大となる¹⁵⁾¹⁶⁾。しかし、腕は有限であるので、コイルの方向により生体内での誘起電流の強度が異なる可能性がある。

実験IIの結果では大、小2種類のコイルとも外向き刺激での誘起電場が他の方向と比べて大きかった。この結果は、生体において外向き刺激時に正中神経の刺激効果が最大であるというヒトの実験結果の裏付けとなると思われる。解剖学的に正中神経は肘部上腕動脈と並走し、やや尺側に偏位している。すなわち、実験時には正中神経の刺激点がやや尺側へ偏位している。従って、コイルの中心部を固定していても、方向を変化させると、コイルと肘部との位置関係が変化する。橈側へ電流が誘起される時には、コイルが接触する肘部の面積は尺側へ流れる時の接触面積よりもやや大きくなる。いわゆる“edge effect”により押し曲げられる電流が少ないので、橈側へ流れる誘起電流が尺側へ流れる誘起電流より大きくなる可能性がある。また、磁気刺激する場合、神経の刺激効果は電流強度だけではなく、電場の変化率にも影響される¹⁰⁾¹⁴⁾。今回の実験では、大、小2種類のコイルとも外向きでの変化率が他の方向と比べて明らかに大きかった。誘起電場の大きさおよび電場の空間的変化率の差により、外向き刺激では内向きより正中神経の刺激効果が大きくなると考えられる。上向きと下向き刺激では、コイルと肘部の接触面積が同じであるが、下向き刺激は正中神経が

興奮しやすい順方向なので、上向きより正中神経を興奮させ易いと考えられる。しかしながら、肘部には骨、筋肉、神経、血管など種々の構造物があり、均一な容積導体ではない。正中神経は伝導性の低い橈骨と尺骨の間にある⁸⁾。不均一な容積導体でのモデル実験では、非伝導性の障害物が電場の分布を歪曲し、障害物に挟まれる場所で刺激効果が最大である結果が得られている¹⁰⁾¹⁸⁾¹⁹⁾²⁰⁾。正中神経は橈骨と尺骨に挟まれているので、誘起電流の方向により電流密度が変化する可能性がある¹²⁾。今後、腕のような有限の不均一容積導体モデルを作って、各方向での誘起電流の分布と強度を測定する必要があると思われる。

総 括

磁気刺激は、運動機能を非侵襲的に評価する方法である。運動野を刺激する場合、磁気コイルの方向が重要であることが知られているが、磁気コイルの方向と末梢神経への刺激効果に関する研究は少ない。そこで、本研究では、2つの実験を行い、磁気コイルの方向と末梢神経への刺激効果に関して検討した。先ず大、小2種類の8の字形磁気刺激コイルを用いて、誘起電流の方向と末梢神経への刺激効果を8名の健常成人で検討した。刺激強度は大きなコイルが850 V、小さなコイルが90%で、誘起電流の方向を4方向（外向き、内向き、上向き、下向き）に変えて正中神経を肘部で刺激し、短母指外転筋の複合筋活動電位（CMAP）を記録した。さらに、大きなコイルで150 Vから50 Vずつ刺激強度を増加し、4方向での運動閾値を測定した。どちらのコイルを用いても磁気刺激では、外向き（橈骨側へ）刺激でのCMAPの振幅が最大で、最大上電気刺激と比べて差がなかった。運動閾値も外向き刺激で最も低かった。次に、生理食塩水を満たした腕モデル中での大、小2種類の8の字形コイルの誘起電流の値と空間分布を測定した。大きなコイルと小さなコイルとも外向き刺激で誘起電場が最大で、誘起電場の空間的変化率も大きかった。以上の結果から、末梢神経を磁気刺激する場合でもコイルの方向性が重要であり、肘部正中神経では外向き刺激で刺激効果が最大である。その機序は腕が有限な容積導体であるため、外向き方向で誘起電場および電場の変化率が大きくなるためと考えられる。

謝 辞

稿を終わるにあたり、御指導いただいた加藤元博教授に心より謝意を表します。また、技術的援助と御助言をいただ

いた飛松省三講師に深謝いたします。また、御助言をいただいた鹿児島大学工学部電子工学科湯ノ口万友助教授に感謝いたします。本論文の内容は第23回および24回日本脳波筋電図学会学術大会において発表した。

文 献

- 1) Amassian VE, Maccabee PJ and Cracco RQ: Focal stimulation of human peripheral nerve with the magnetic coil: a comparison with electrical stimulation. *Exp. Neurol.* 103: 282-289, 1989.
- 2) Barker AT, Freeston IL, Jalinous R and Jarratt JA: Magnetic stimulation of the human brain and peripheral nervous system: An introduction and the results of initial clinical evaluation. *Neurosurgery.* 20: 100-109, 1987.
- 3) Barker AT, Jalinous R and Freeston IL: Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex. *Lancet.* May 11: 1106-1107, 1985.
- 4) Chokroverty S: Magnetic stimulation of the human peripheral nervous system. *Magnetic stimulation in clinical neurophysiology.* Borton, Butterworths, pp. 249-273, 1989.
- 5) Cohen LG, Roth BJ, Nilsson J, Dang N, Panizza M, Bandinelli S, Friauf W and Hallett M: Effects of coil design on delivery of focal magnetic stimulation. Technical considerations. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 75: 350-357, 1990.
- 6) Epstein CM: Magnetic mapping of human cervical nerve roots: variation in normal subjects. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 89: 145-153, 1993.
- 7) Epstein CM, Fernandez-Beer E, Weissman JD and Matsuura S: Cervical magnetic stimulation: the role of the neural foramen. *Neurology.* 41: 677-680, 1991.
- 8) Geddes LA and Baker LE: The specific resistance of biological material a compendium of data for the biomedical engineer and physiologist. *Med. Biol. Eng.* 5: 271-293, 1967.
- 9) Maccabee PJ, Amassian VE, Cracco RQ and Cadwell JA: An analysis of peripheral motor nerve stimulation in humans using the magnetic coil. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 70: 524-533, 1988.
- 10) Maccabee PJ, Amassian VE, Eberle LP, Rudell AP, Cracco RQ, Lai KS and Somasundaram M: 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.
- 11) Mills KR, Boniface SJ and Schubert M: Magnetic brain stimulation with a double coil: the importance of coil orientation. *Electroenceph. clin.*

Neurophysiol. 85: 17-21, 1992.

12) Maccabee PJ, Eberle L, Amassian VE, Cracco RQ, Rudell A and 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) Mills KR, Mcleod C, Sheffy J and Loh L: The optimal current direction for excitation of human cervical motor roots with a double coil magnetic stimulation. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 89: 138-144, 1993.

14) Nilsson J, Panizza M, Roth BJ, Basser PJ, Cohen LG, Caruso G and Hallett M: Determining the site of stimulation during magnetic stimulation of a peripheral nerve. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 85: 253-264, 1992.

15) Rushton WAH: The effect upon threshold for nervous excitation of the length of nerve exposed, and the angle between current and nerve.

J. physiol. 4: 357-377, 1927.

16) 上野照剛, 松田鶴夫: 脳神経の局所的磁気刺激による脳機能推定. *T. IEE. Japan.* 111-A: 789-794, 1991.

17) Ueno S, Matsuda T and Fujiki M: Functional mapping of the human motor cortex obtained by focal and vectorial magnetic stimulation of the brain. *IEEE Transactions on Magnetics.* 26: 1539-1544, 1990.

18) 湯ノ口万友: 生体磁気刺激装置の評価のための導体中の渦電流測定の一方式. *T. IEE. Japan.* 111-A: 828-834, 1991.

19) Yunokuchi K and Cohen D: Developing a focal magnetic stimulator. Part II: Fabricating coils and measuring induced current distributions. *J. Clin. Neurophysiol.* 8: 112-120, 1991.

20) 湯ノ口万友, 上野照剛: 脊髄根磁気刺激に関する椎骨モデルの境界誘導電流の検討. *医用電子と生体工学.* 31: 47-52, 1993.

(受付 1996-1-11)