

学術論文

渦電流収束効果を用いた連続経頭蓋磁気刺激用コイルの開発

Development of transcranial magnetic stimulation coil by using the eddy current concentration method

下地 広泰^{*1,2}, 相原 茂^{*3}(正員), 戸高 孝^{*2}(正員), 藤木 稔^{*2}, 榎園 正人^{*2}(正員)Hiroyasu SHIMOJI^{*1,2}, Shigeru AIHARA^{*3} (Mem.), Takashi TODAKAKA^{*2} (Mem.),
Minoru FUJIKI^{*2}, Masato ENOKIZONO^{*2} (Mem.)

This paper describes the coil for continuous pulse excitation. The coil for continuous pulse excitation is used transcranial magnetic stimulation (TMS). TMS is used for study of the human brain and for neurological therapeutics. The design of the magnetic stimulation coil is very important. The magnetic stimulation coil uses the eddy current concentrate method. This eddy current concentrate method is used by the control with eddy current. The eddy current control has a conducting plate that set to concentrate the eddy current and to decrease the exciting current. The eddy current density distribution of magnetic eight-figure coil and convergence eddy current coil were analyzed. We proposed the new design of the magnetic stimulation coil, and the distribution of the eddy current density are analyzed by the numeric simulations.

Keywords: flux concentration method, transcranial magnetic stimulation, figure-eight coil.

1 はじめに

経頭蓋磁気刺激治療とは、事故や脳梗塞により、手足の運動機能に障害を持った患者の治療の一つとして、頭の上部にコイルを設置し、大電流を流すことにより磁場を発生させ、脳内の患部に磁気刺激を与えることにより障害を軽減できる治療である。非侵襲的に神経系を刺激できるため、患者さんの負担が少ない特徴を有する。また、磁気現象を応用した治療法であるため、人体に与える影響は小さいとされている。現在では連続的に刺激することにより神経疾患にも応用されている[1]。現在治療の使用されるコイルとして 8 の字型、渦巻き型、コイル型などがある。それぞれ効果が異なるが、原理はすべて同じである。中でも、局所的に刺激が可能とされる 8 の字コイルが良く用いられている。しかしながら、現状の機器では脳表面近くしか刺激ができず、脳深部の疾患に対しては十分な磁場を発生することができない。それらの原因としては、医療現場の電力が限られるため、励磁電源の容量を大きくすることができない。そのため、現状の電源容量のまま脳深部まで刺激可能なコイルが求められている。そこで、我々は渦電流収束効果を用いた新しい原理のコイルを提案する。

2 磁気刺激法の概略

磁気刺激は 1985 年にイギリスの Barker らによって頭部に磁気刺激を与え手の筋から誘発電位を記録することに成功し、これ以降、経頭蓋磁気刺激(transcranial magnetic stimulation;TMS)として、人の脳を頭の外から非侵襲的に磁気刺激できることから、脳神経関連で患者の病態検索などの診断および運動野の同定など基礎研究の目的で使用されている[4]。

近年では、治療目的として経頭蓋磁気刺激を反復して行う反復経頭蓋磁気刺激(repetitive transcranial magnetic stimulation;rTMS)が難治性中枢性疼痛、パーキンソン病、てんかん、随意運動障害、脊椎損傷後の痙攣性麻痺、尿失禁、精神神経疾患(うつ病、パニック障害、心的外傷後ストレス障害など)などに応用され、また、脳虚血性疾患などの病態進行を阻止する可能性がある[5]。

3 磁気刺激装置

3.1 磁気刺激装置

磁気刺激を行うには、磁気刺激用のコイルが発生するパルス的な磁場がコイル表面で 1 T 以上必要とするため、磁気刺激用のコイルを駆動する電源はコンデンサに数 kV の電圧で充電し、充電したエネルギーを数ターンの刺激コイルに供給することで得ている。このときのコイルに流れる電流は数 kA に達する。磁気刺激装置は磁気刺激コイルとコイルを駆動する電源装置

連絡先: 下地広泰, 〒870-1117 大分市高江西 1-4361-10
大分県産業創造機構地域結集事業推進局,
e-mail:simoji@oita-mag.jp

^{*1}大分県産業創造機構 ^{*2}大分大学 ^{*3}西日本電線

および刺激の強さと間隔を調整する制御装置から構成されている。

磁気刺激には刺激の強さや刺激部位の違いによって、数種類の大きさの円形コイルや 8 の字型コイルを使い分けている。

3.2 磁気刺激コイル

刺激コイルは一般的には Fig. 1 に示す円形のコイルが使われている。この円形コイルは刺激する範囲が広くなるため、局所的な刺激には Fig. 2 に示す 8 の字コイルが使われている[6, 7]。この 8 の字コイルはコイルのそれぞれのループに逆向きに電流を流すと交点部分が局所的に磁場が高くなる。

また、8 の字を発展させた変形 8 の字型のコイルや 4 葉型のコイルなど、さまざまなコイルの形状が検討されている[8 - 11]。

3.3 磁気刺激の課題

磁気刺激法は、人の脳を頭の外から非侵襲的に磁気刺激できることから、脳神経関連で患者の病態検索などの診断および運動野の同定など基礎研究の目的で使われているが、脳虚血性疾患である脳梗塞などの脳損傷などの治療に適用することと、より深い脳の部位を刺激するためには、より高磁場で高頻度の刺激が必要となる。この様な高磁場での刺激は従来の磁気刺激コイルでは実現できていない。

4 渦電流収束技術

4.1 渦電流収束技術の原理

Fig. 3 に渦電流収束技術の動作原理を示す。まず、励磁コイル中に銅ブロックを設置する。銅ブロックには励磁コイルより発生された磁場に対して、妨げる磁場を発生する方向に渦電流が流れる。何も加工していない銅ブロックでは渦電流は外周に流れる。このままでは渦電流は収束しないため、中心に十字にスリットをもうけ、渦電流流路を制御する。十字のスリットは縦スリットの片方が銅ブロックを切断しており、渦電流流路は外周を回った後、スリットに沿って電流が流れる。このままでは渦電流収束効果は無い。そこで、B-B 断面図領域 C の様に銅ブロック下部に導通部分を設けると、十字スリットに沿って流れる渦電流は横方向のスリットに沿って流れる流路距離よりも、上部から下部に流れるほうが距離が短くなるため、最下部の導通部分を通して上部に戻る。そのため渦電流をここに集

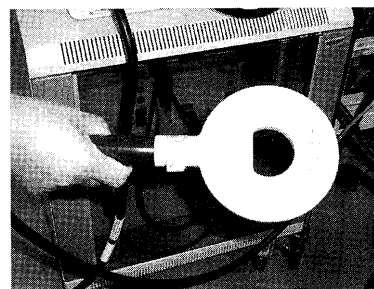


Fig. 1 Circular coil.

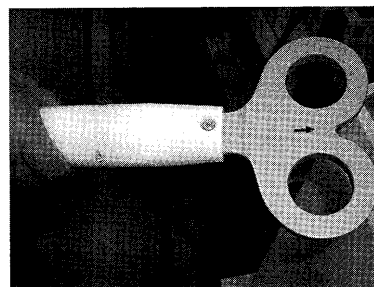


Fig. 2 Magnetic eight-figure coil.

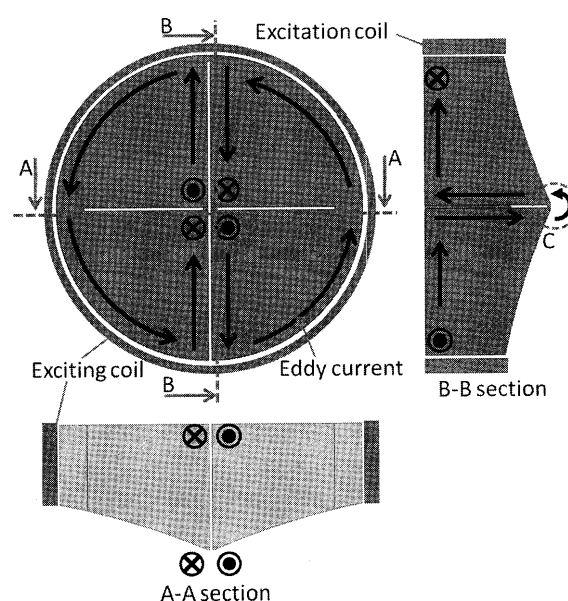


Fig. 3 Illustrate the principle of convergence eddy current coil.

中させることができる。

4.2 磁界解析による渦電流収束技術の確認

渦電流が原理どおり収束しているかを確認するため、3次元有限要素法により解析を行った。Fig. 4 渦電流収束コイルモデルを示した。渦電流収束コイルは $\phi 100$ とし、スリット幅を 1 mm とした。励磁コイルは巻数 10 ターンとし、励磁最大電流 8000 A、励磁周波

数 200 Hz を印加した。脳を模擬するため、半球のソリッドを配置している。脳には渦電流を考慮するため、電気伝導率を 1 S/m を与えた。Fig. 5 に AA 断面のスリット長さと、最下部の導通部分の渦電流の大きさを示したグラフを示す。スリットを長くすることにより効果的に渦電流が下部に集中していることがわかる。この結果と強度も勘案し、横スリット長さを 80 mm とした。Fig. 6 に BB 断面下部先端のベクトル分布を示す。先端部では渦電流が集中していることがわかる。Fig. 7 に渦電流収束コイル下面のベクトル分布図を示す。渦電流がスリットに沿って流れていることがわかる。また、中心部に渦電流収束していることがわかる。

4.3 8 の字コイルと渦電流収束コイル比較

Fig. 8 に 8 の字コイルの解析モデルを示す。渦電流収束モデルと投入エネルギーが同じになるように電流と巻き数を、片側コイル $\phi 70$ mm 巻き数 5 ターン、最大電流 8000 A の正弦波励磁、周波数 200 Hz とした。

Fig. 9 に 8 の字コイル直下と渦電流収束コイル直下の磁束密度の大きさの比較を示す。結果より渦電流収束コイルは 8 の字コイルに比べ約 2 倍の磁束密度を発生していることがわかる。Fig. 10 は、それぞれのコイルと脳の空隙断面の最大磁束密度時の磁束密度分布を示す。8 の字コイルではコイル直下の磁束密度が高く、中心部がもっとも強い磁束密度を示す。脳の形状は曲面であるため、中心部の磁束は脳内の刺激に寄与すると考えられるが、周辺の磁束は刺激には寄与していない。そのため、励磁に用いられる電力のほとんどは治療に役立っていないことがわかる。一方、渦電流収束コイルでは、励磁コイルよりも、渦電流の集中する領域の直下で大きな磁束密度を発生しており、磁束密度

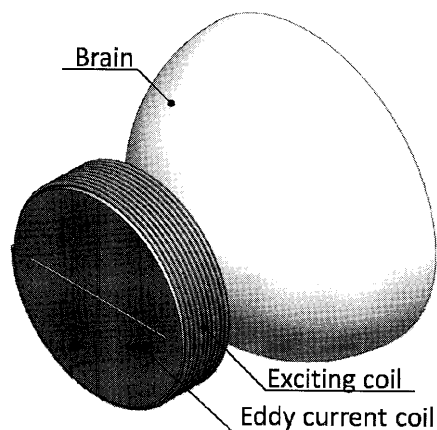


Fig. 4 Model of convergence eddy current coil.

が中心付近に集中していることがわかる。局所の刺激を必要とする治療に適している。

5 渦電流コイルとヨークを用いた 3 次元渦電流解析

5.1 解析モデル

Fig. 11 に開発したヨーク付渦電流収束コイルコイルの解析モデルを示す。コイル外周にヨークを配置して

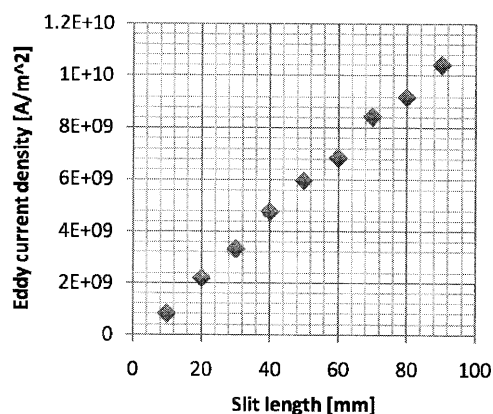


Fig. 5 Eddy current density at the bottom.

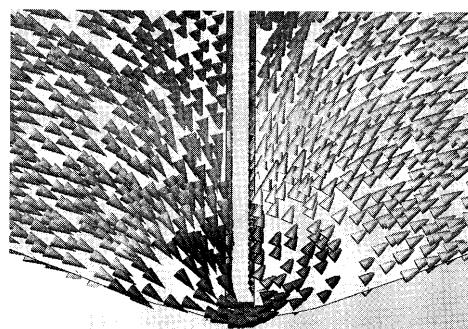


Fig. 6 Distribution of eddy current vector at the bottom.

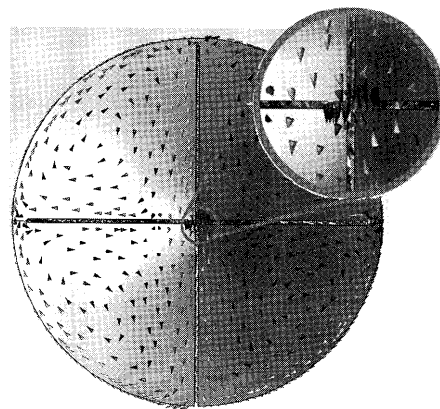


Fig. 7 Distribution of eddy current vector at the center bottom.

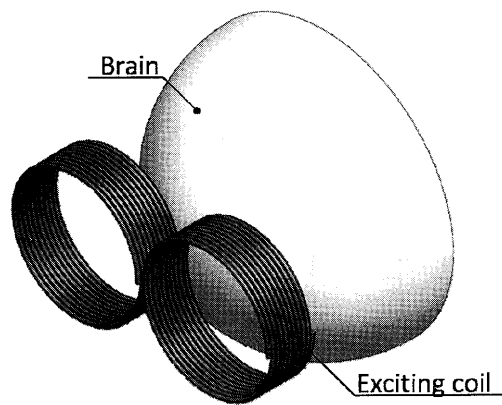


Fig. 8 Model of magnetic eight-figure coil.

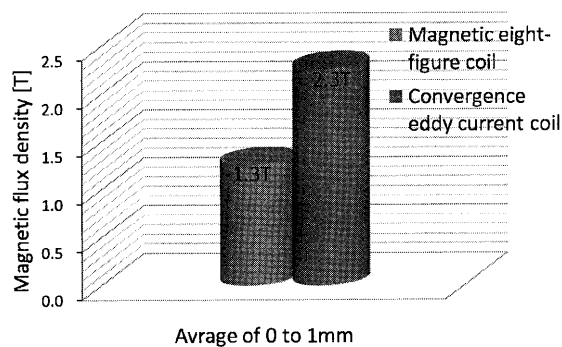


Fig. 9 Magnetic flux density on beneath the coil.

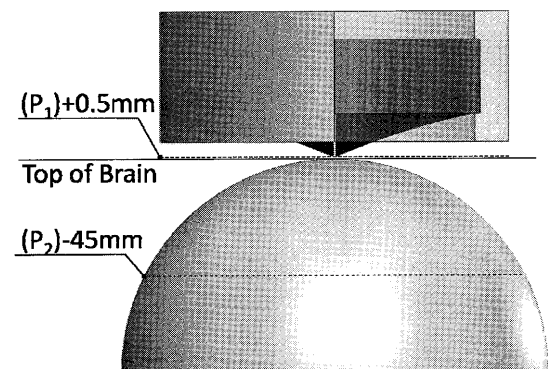
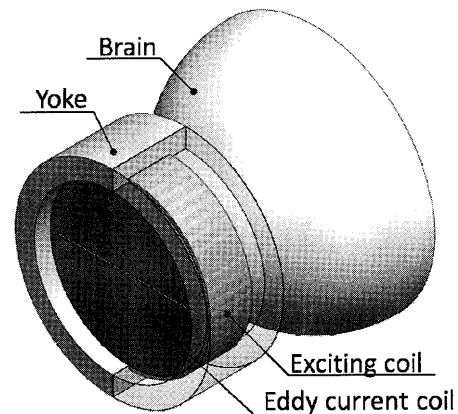
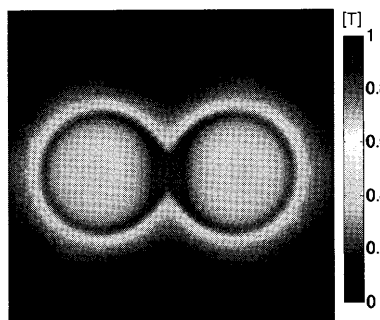
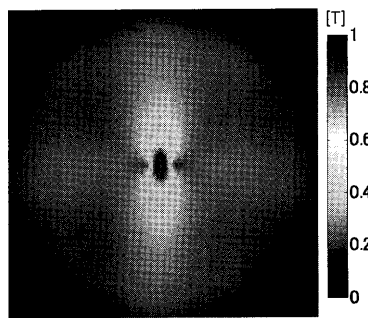


Fig. 11 Model of convergence eddy current coil.



(a) Magnetic eight-figure coil



(b) convergence eddy current coil

Fig. 10 Distribution of magnetic flux density on beneath the coil.

いる。ヨークには無方向性電磁鋼板 50A1300 の磁気特性を用いた。渦電流収束コイルは Fig. 3 に示す原理説明図と同じ形状であり、ヨークを追加した以外は前章と同じ解析条件である。渦電流収束コイルが発生する磁場を効果的に脳に印加するため、渦電流収束コイルの周りに電磁鋼板のヨークを配置している。解析には 1,391,089 要素、節点数 233,600 点のメッシュを用いた。

5.2 ヨークの効果

Fig. 12 に脳内の渦電流密度が最大時の磁束密度分布を示す。解析ではヨークの材料を空気とすることでヨークなしの状態を模擬している。(a)のヨークが無い場合では励磁コイルが発生する磁場と渦電流収束コイルが発生する磁場で打ち消しあうため、脳深部まで磁束が届いていないことがわかる。一方、(b)ヨーク有りの場合励磁コイルの磁束がヨーク中に閉じるため、渦電流収束コイルが発する磁束が脳深部まで届いていることがわかる。Fig. 13 にヨークの有無による脳上部から 45 mm の断面の渦電流分布を示す。ヨーク無しの場合、励磁コイル直下の渦電流がもっとも強く、渦電流収束

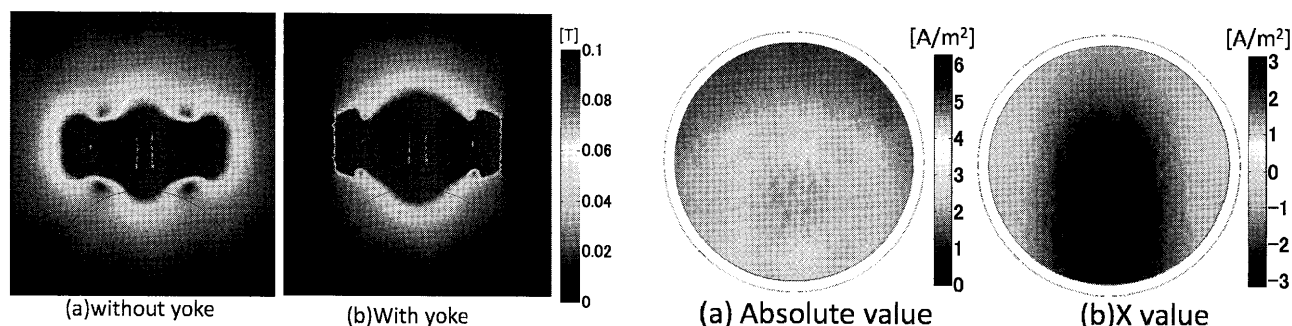


Fig. 12 Distribution of magnetic flux density.

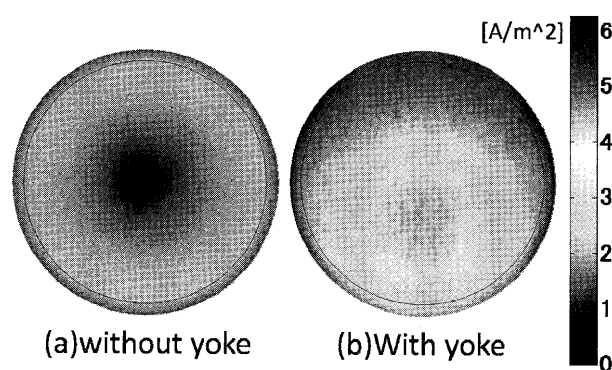


Fig. 13 Distribution of eddy current density in the brain 45mm.

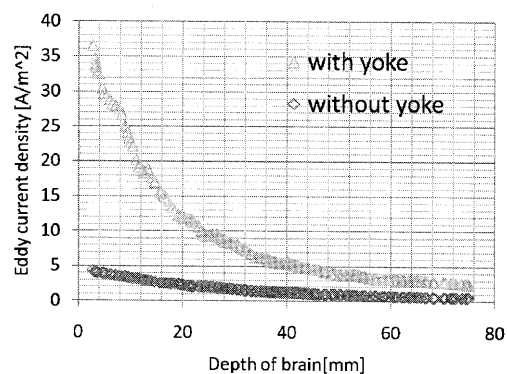


Fig. 14 Eddy current density in the brain.

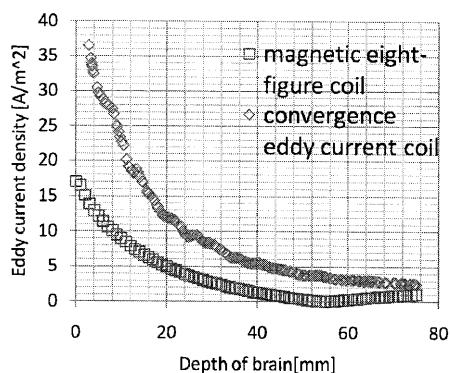


Fig. 15 Eddy current density in the brain.

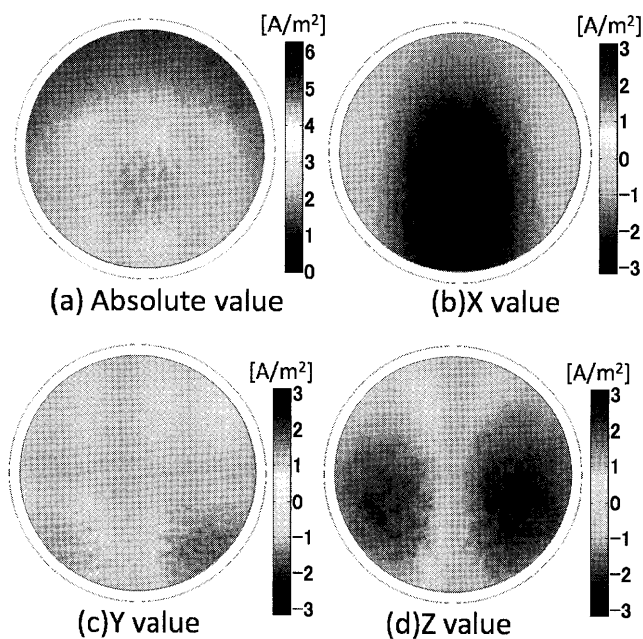


Fig. 16 Distribution of eddy current density using the convergence eddy current coil in the brain 45mm.

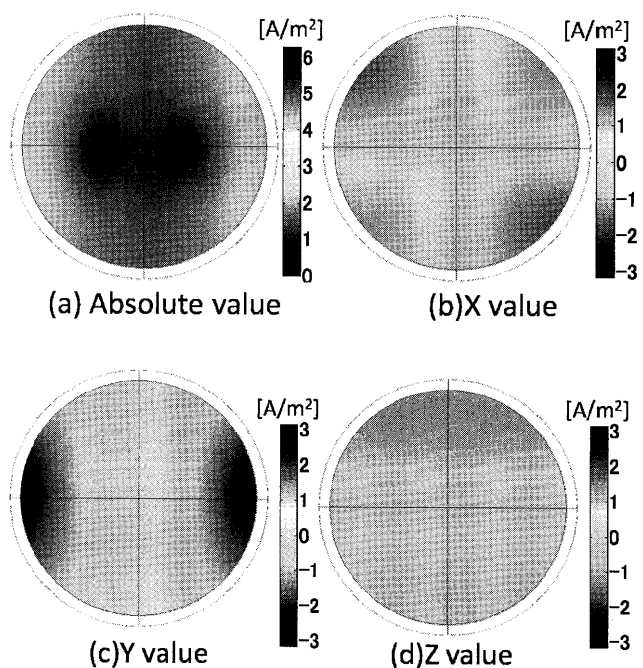


Fig. 17 Distribution of eddy current density using the magnetic eight-figure coil. in the brain 45mm.

コイルの効果が薄いことがわかる。一方、ヨーク有りの場合、励磁コイルからの磁束が、ヨークに集中するため、渦電流収束コイルが発生する磁束の影響により渦電流が発生している。Fig. 14 にヨークの有無による

脳内の渦電流値を示す。ヨーク有りの場合、脳深部まで渦電流を流すことが可能であることがわかる。

5.3 8 の字コイルと渦電流収束コイル結果比較

Fig. 15 に 8 の字コイルと渦電流収束コイルの脳内の渦電流密度を示す。渦電流収束コイルは脳深部まで渦電流を発生することが可能であることがわかる。治療効果があるとされる 3.14 A/m^2 を印加できるのは、8 の字コイルで約 28 mm, 渦電流収束コイルで 60 mm と倍の深さまで刺激することが可能であることがわかる。Fig. 16 に渦電流収束コイル, Fig. 17 に 8 の字コイルによる脳内渦電流密度分布を示す。断面位置は Fig. 11 の P₂ 断面である。それぞれ, (a) に渦電流の絶対値, (b) に X 方向成分, (c) に Y 方向成分, (d) に Z 方向成分を示す。まず, (a) の絶対値より, 渦電流収束コイルでは十分な刺激効果が期待できるだけの電流が流れていることがわかる。一方, 8 の字コイルでは, 左右の側頭部に渦電流が集中し治療目的の脳深部の刺激には至っていないことがわかる。また, それぞれの方向成分から, 渦電流収束コイルでは X 方向成分と Z 方向成分に大きな値が示されており, コイル直下の脳深部においては X 方向に大きな効果が期待でき, 中心から少し離れた位置では Z 方向の刺激を与えることができる。8 の字コイルでは, 脳中心部においては, Y 方向成分で若干大きな値を示しているが, 全体的に側頭部に分布していることがわかる。

6 まとめ

渦電流収束技術を元にした新しい磁気刺激コイルの形状を検討し, その解析の結果からヨーク付き渦電流収束型コイルが 8 の字コイルより高い脳内の渦電流密度を発生することが確認出来た。以下にまとめる。

- 横方向のスリット長さが長い方が渦電流の収束効果は高い。
- 渦電流収束コイル直下では同一投入エネルギーで 8 の字コイルに比べ約 2 倍程度の磁束を発生可能である。
- 磁束収束コイルを用いることにより局所的な磁場の発生が可能であることを示した。
- 脳内に渦電流を誘起させるためには, 励磁コイルから発生する磁束をヨークを用いて抑制することにより, 渦電流収束効果を最大限に利用可能であることを示した。

(2011 年 4 月 4 日受付, 2011 年 9 月 7 日再受付)

参考文献

- [1] 眞野, 辻, 「磁気刺激法の基礎と応用」, 医歯薬出版, 2005.
- [2] M. Enokizono, T. Todaka, and S. Hasebe, K. Bessho. "Laminated Eddy-Current Type Solenoid Coil for Alternating High Magnetic Field", *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 26, No. 5, pp. 2759-2761, 1990.
- [3] M. Enokizono, T. Todaka and T. Yokoyama, "Flux Controlling Method of Magnetic Circuit and Its Application", *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 29, No. 6, pp. 3019-3021, 1993.
- [4] 上野照剛, 久良敦志, 藤木稔, 「連続パルス磁気刺激による神経興奮および興奮伝達阻止」, 日本応用磁気学会誌, Vol. 18, pp. 667-670, 1994.
- [5] M. Fujiki, H. Kobayashi, and T. Abe, J. Neurosurg. "Repetitive transcranial magnetic stimulation for protection against delayed neuronal death induced by transient ischemia" Vol. 99, pp. 1063-1069, 2003.
- [6] 劉韜, 上野照剛, 「磁気刺激における不均質体積導体中の誘起電場と活動関数の算出」, 日本応用磁気学会誌, Vol. 22, pp. 817-820, 1998.
- [7] 関野正樹, 上野照剛, 「経頭蓋的磁気刺激における渦電流の有限要素解析および精神疾患治療のための最適刺激条件の検討」, 日本応用磁気学会誌, Vol. 29, No. 5 pp. 589-593, 2005.
- [8] G. Xu, Y. Chen, S. Yang, M. Wang and W. Yan, Engineering in Medicine and Biology "The Optimal Design of Magnetic Coil in Transcranial Magnetic Stimulation", *27th Annual Conference*, pp. 6221-6224, 2005.
- [9] T. Kammer, S. Beck, A. Thielscher, U. Laubis-Herrmann, H. Topka, "Motor thresholds in humans: a transcranial magnetic stimulation study comparing different pulse waveforms, current directions and stimulator type" *Clinical Neurophysiology*, Vol. 112, pp. 250-258, 2001,
- [10] A. V. Peterchev, R. Jalinous, and S. H. Lisanby, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 55, No. 1, pp. 257-266, 2008.
- [11] 森友樹, 津山靖智, 片山善規, 伊良皆啓治, 「シミュレーションによる経頭蓋磁気刺激の最適条件の決定」, 電気関係学会九州支部連合大会, 08-1P-06, 2009.