

脳底部を標的にした磁気刺激用口腔内コイルの鉄心効果の確認

日大生産工(院) ○野崎 利博 日大生産工 備前 岳, 安藤 努

1. はじめに

脳底部への磁気刺激は、アルツハイマー型認知症の疾患部位である海馬に電流密度を誘起することで、有効な治療法となる可能性がある。そこで、我々は脳底部磁気刺激用の口腔内コイルの開発を進めている。しかし、口腔内コイルは一般的な磁気刺激コイルと比べて小型にする必要があるため、脳底部で得られる電流密度の強さに課題がある。この課題に対する解決策として、口腔内コイルに鉄心を挿入することで磁束密度を強める方法が考えられる。この方法により口腔内コイルの限られた出力磁場で、より強い電流密度を脳底部で得られることが期待できる。

本研究では初めに、脳底部に生じる電流密度が最大となるコイル角を、数値シミュレーションによって特定した。次に、特定したコイル角で実験を実施し、鉄心の有無による磁束密度の大きさを比較した。実験では脳に生じる誘導電流密度を計測することが難しいため、今回はその推定の基礎となる磁束密度を計測した。

2. 口腔内コイルの角度依存性の確認

口腔内コイルの設置角度 θ を変化させた時の、脳底部位置における誘導電流密度の変化を、磁場解析ソフトPHOTO-EDDY $j\omega$ を用いて調べた。解析モデルには、数値人体モデルデータベース²⁾を使用した。今回の検討対象はFig. 1に示す脳底部の各部位（海馬；Hippocampusの左右、視床；Thalamusの左右および視床下部；Hypothalamus）の5か所とした。頭部全体の部位それぞれに対して導電率³⁾および比透磁率（全ての部位で1）を設定した。口腔内コイルの仕様は、外径 $\phi 48$ mm、内径 $\phi 25$ mm、高さ22 mm、巻数23回とした。入力電流は、一般的な脳に対する磁気刺激装置の使用を想定して最大値1923 A、周波数3 kHzのパルス電流を印加した。

解析結果をFig. 2に示す。全ての部位について、電流密度が最大となるコイル角 θ は90 deg.（視床下部との相対角度66.3 deg.）であった。

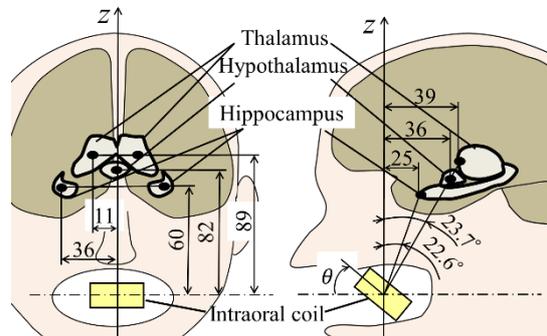
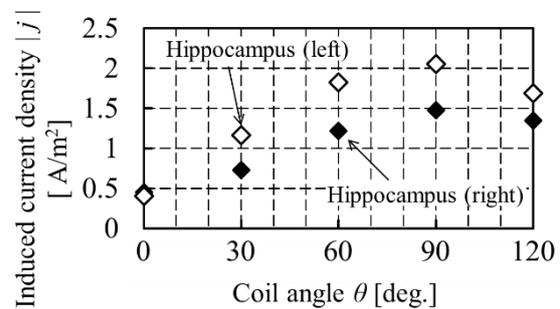
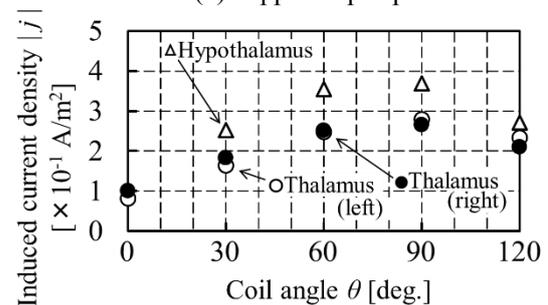


Fig. 1 Positions of the base of brain.



(a) Hippocampus part.



(b) Thalamus and Hypothalamus parts.

Fig. 2 Induced current densities for various coil angles at each brain parts by simulation.

3. 脳底部での磁束密度の計測実験

3.1 磁束密度の計測手法

磁束密度の計測にはサーチコイルを用いた。サーチコイルに生じる誘導起電力 V は式(1)の電磁誘導に関するファラデーの法則で表せる。よって、誘導起電力 V をオシロスコープの出力情報から読み取ることで、磁束密度 B は式(2)で計算できる。

A confirmation of the iron core effect of an intraoral coil for magnetic stimulation of targeting a base of brain

Toshihiro NOZAKI, Gaku BIZEN and Tsutomu ANDO

$$V = \pi r^2 N \frac{dB}{dt} \quad (1)$$

$$B = \frac{1}{\pi r^2 N} \int_0^t V(t) dt \quad (2)$$

r はサーチコイル半径, N はサーチコイル巻数, t は時間である. ここで, オシロスコープの出力波形例をFig. 3に示す. サーチコイルのオリジナルデータは高周波のノイズが顕著であったため, 高速フーリエ変換 (FFT) によるハイカットフィルター処理を施した. FFTフィルター処理後のデータを基準にしたオリジナルデータの標準偏差は 1.03×10^{-3} Vである.

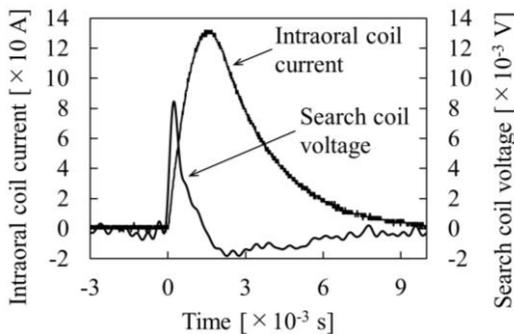


Fig. 3 Waveform example of the oscilloscope.

3.2 実験内容

各脳底部 (Fig. 1の海馬の左右, 視床の左右および視床下部) を想定した5か所の位置での z 軸成分の磁束密度を計測した. Fig. 4に実験装置の概観を示す. 磁気特性は, 磁束密度 B と磁場 H の関係式: $B = \mu H$ より透磁率 μ に依存する. 生体の透磁率は真空の透磁率 ($4\pi \times 10^{-7}$ H/m) とみなせるため, 実験装置も生体と同じ透磁率の材料 (アクリル材など) で構成することで生体の磁気特性を模擬した. 口腔内コイルの仕様は, 外径 $\phi 34$ mm, 内径 $\phi 10$ mm, 高さ31 mm, 巻数35とし, コイル角90 deg. で口腔内に収まるサイズへと小型化したため, 数値シミュレーション条件とは異なる. また, 口腔内コイルの内部には $\phi 10 \times 31$ mmの鉄心の出し入れが可能である. 鉄心の材質は高透磁率材の45パーマロイを用いた. サーチコイルは $\phi 6$ mmのアクリル棒に $\phi 0.1$ mmのホルマル線を300回巻いて製作し, Fig. 1に示す脳底部各部位の位置に設置した. 電源装置はSota社のMagnetic Pulser MP6を使用した. この電源装置による口腔内コイルへの入力電流 (Fig. 3) は, 数値シミュレーション条件と比べると低電流・低周波であり, 最大電流132 A, 周波数164 Hz (電流値の立ち上がりからピークまでを1/4波長とした場合) である. 以上の実験装置を用いて, 各脳底部における, 45パーマロイの鉄心の有無による磁束密度の大きさを計測した.

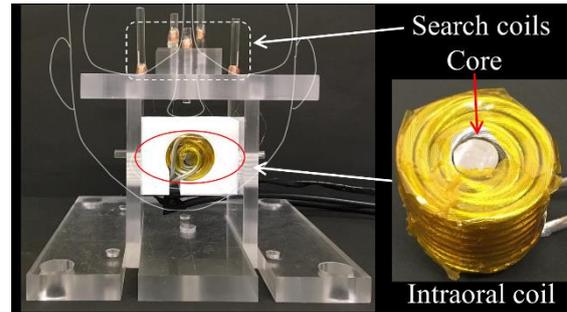


Fig. 4 Overview of the experimental equipment.

3.3 実験結果

実験結果をFig. 5に示す. 全ての脳底部位置について, 45パーマロイの鉄心による磁束密度の増加が認められた. 鉄心有りの場合の磁束密度は鉄心無しの場合と比して, 海馬左右でそれぞれ2.04および2.19倍, 視床左右でそれぞれ2.18および2.25倍, 視床下部で2.09倍であった.

今後は, 頭部モデルを用いた数値シミュレーションを実施し, 今回の実験結果との整合性を検討する予定である. 併せて, 実験で得るには難しい脳底部に生じる誘導電流密度を推定する予定である.

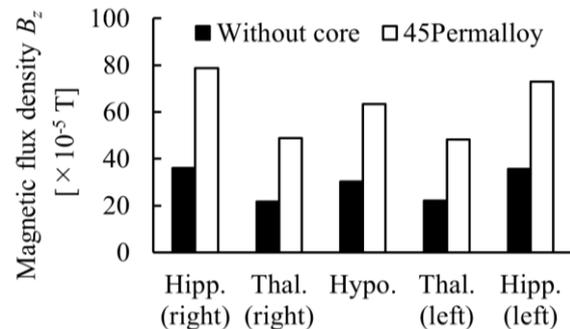


Fig. 5 Comparisons of magnetic flux density B_z at the base of brain with or without iron core.

謝辞

本研究を遂行するにあたり貴重なご指導を賜った東京大学大学院 関野正樹准教授, 高知工科大学 朴啓彰教授に感謝申し上げます.

「参考文献」

- 1) 野崎利博, 片山大輔, 他, 脳底部を標的にした磁気刺激法の研究, 日本大学生産工学部第49回学術講演会概要, 2016, pp. 911-912.
- 2) 長岡智明, 他, 日本人成人男女の平均体型を有する全身数値モデルの開発, 生体医工学, Vol. 40, No. 4, 2002, pp. 239-246.
- 3) C. Gabriel, Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequency, Technical Report of Brooks Air Force Base, AL / OE-TR-1996-0037, 1996, pp. 1-268.