ISSN 2186-5647

P-87

脳底部を標的にした磁気刺激法の研究

－口腔内コイルの開発－

日大生産工(院)　○野崎 利博，片山 大輔　　日大生産工　安藤 努
東大院工　関野 正樹　　高知工科大　朴 啓彰

1. 緒言

変動磁場による人体への磁気刺激は，励磁コイルを人体外に設置するだけで，電磁誘導により人体内を刺激できる．現在は，臨床応用に関する研究が盛んであり，脳の1次運動野や前頭前野を磁気刺激して，パーキンソン病やうつ病の治療をする試みが行われている[1]．しかし，脳底部を標的とした磁気刺激の研究は現在のところほとんどない．脳底部への磁気刺激は，海馬を疾患するアルツハイマー型認知症などに対して有効な治療法となる可能性がある．

本研究では，脳底部に極力近い位置に励磁コイルを設置し脳底部を刺激することを目標とする．そのための基礎実験として，口腔内に収まるサイズの励磁コイル（口腔内コイル）を設計製作し，その口腔内コイルによって得られる磁束密度を計測した．また，頭部モデルを用いた数値シミュレーションを行い，実験で得られた磁束密度との比較をした．併せて，実験で得るには難しい誘導電流密度を調べた．

2. 口腔内コイルの設計および製作

製作した口腔内コイルの仕様をTable 1に示す．口腔内に収まるサイズとするため外径を50 mm，高さを25 mm程度とした．使用する装置の仕様上，口腔内コイルのインダクタンスは10～15 μHとした．以上の条件を満たす口腔内コイルについて，コイルの直上82 mm（脳底部の位置を想定）の位置で，ビオ・サバールの法則から計算される磁束密度が最大となる内径と巻数を決定した．

Table 1 Size of the designed intraoral coil.

Wire coating diameter [mm]	Outside diameter [mm]	Inside diameter [mm]	Height [mm]	Coil turns	Inductance [μH]	Magnetic Flux density※ [× 10⁻² T]
3.1	48	25	22	23	15.4	1.54

※ It was calculated at 82 mm above the coil whose current value was 1800 A.

3. 実験

各脳底部（海馬左右およびその周辺の視床左右，視床下部）を想定した5カ所の位置での，z軸成分の磁束密度を計測した．Fig. 1に実験装置の写真を示す．サーチコイルおよび口腔内コイルは，Fig. 2に示す脳底部各部位の位置関係となるように，それぞれ各脳底部および口腔内を想定して設置した．口腔内コイルには電流値が1923 A（平均値），周波数が3 kHzの単発パルス電流を印加した．ここでは，口腔内コイルの傾斜角θを0～90 degの範囲で10 deg毎に変化させ，各傾斜角での磁束密度を計測した．

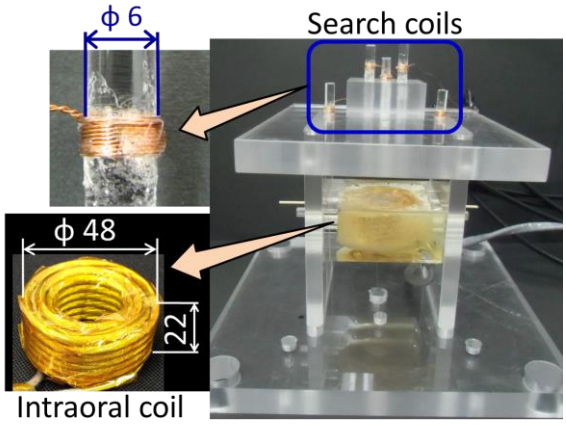


Fig. 1 Photograph of the apparatus

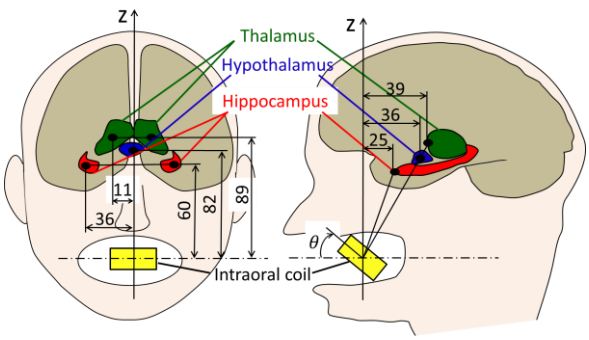


Fig. 2 Position of each parts of a base of brain

A study of transcranial magnetic stimulation method of targeting a base of brain
－ Development of the intraoral coil －

Toshihiro NOZAKI, Daisuke KATAYAMA, Tsutom ANDO,
Masaki SEKINO and Kaechang PARK

4. 実験結果

磁束密度の計測結果をFig. 3に示す．全ての脳底部位置について磁束密度の最大値は，口腔内コイルの傾斜角が40～50 degの時に10.5～17.1 (×10^{-3}) Tが得られた．ここで左右の海馬で磁束密度の値に顕著な差が出た．この原因として，口腔内コイル製作時にコイルの左右で歪みが生じることが1つの要因として考えられる．

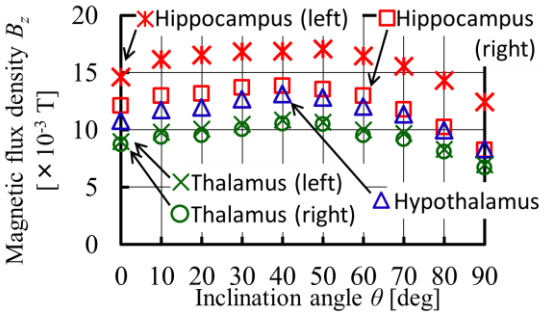


Fig. 3 Magnetic flux density of various inclination angle at each brain parts in the experiment

5. 数値シミュレーションおよび結果検討

口腔内コイルにより得られる脳底部での磁束密度および誘導電流密度を，磁場解析ソフトPHOTO-EDDYjωを用いて求めた．解析で使用した頭部モデルは，独立行政法人情報通信研究機構，北里大学，慶應義塾大学，および東京都立大学の共同開発による数値人体モデルベース[2]を使用した．口腔内コイルには電流値1800 A，周波数3.30 kHzを印加した．

各脳底部に生じたz軸成分の磁束密度のシミュレーション結果をFig. 4に示す．全ての脳底部位置について磁束密度の最大値は，口腔内コイルの傾斜角が40 degの時に7.55～12.5 (×10^{-3}) Tが得られた．この結果と実験結果との比較では，グラフの形状に両者の間で整合性が認められた．しかし，磁束密度は，全ての傾斜角についてシミュレーション結果の方が小さな値をとった．この原因は，口腔内コイルに印加した電流値が両者の間で約1.07倍（実験: 1923 A，シミュレーション: 1800 A）だけ異なっているためである．

また，誘導電流密度のシミュレーション結果をFig. 5に示す．電流密度の最大値は口腔内コイルの傾斜角が90～100 degの時に，海馬の右脳側および左脳側でそれぞれ1.56および2.16 A/m^2が得られた．視床の右脳側，左脳側および視床下部の3カ所全てについては，口腔内コイルの傾斜角が90 degの時に最大値4.18～8.57 (×10^{-3}) A/m^2が得られた．

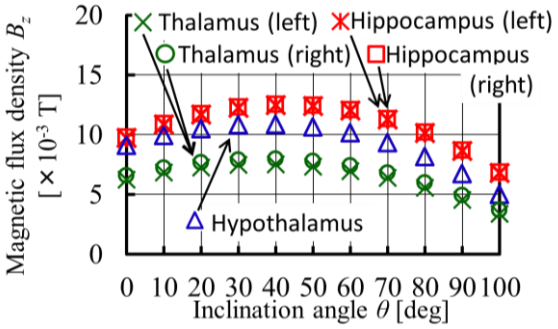
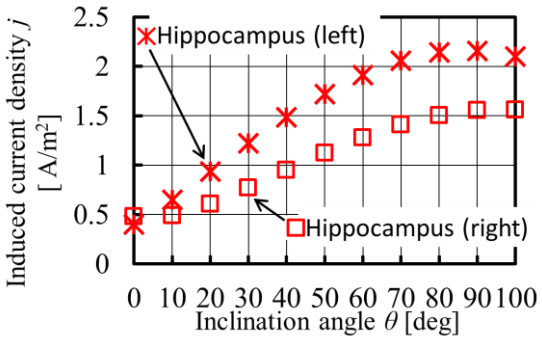
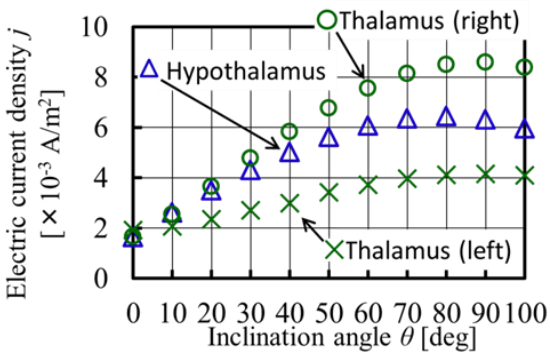


Fig. 4 Magnetic flux density of various inclination angle at each brain parts by the simulation



(a) Hippocampus part



(b) Thalamus and hypothalamus parts

Fig. 5 Induced current density of various inclination angle at each brain parts by the simulation

6. 結言

口腔内コイルを設計製作し，磁束密度を計測した．頭部モデルを用いた数値解析を行った結果，実験結果との間で整合性があった．また，直接の刺激作用である誘導電流密度は海馬位置で最大 2.13 A/m^2 が得られた．

「参考文献」

1) 眞野行生，辻貞俊，磁気刺激法の基礎と応用，医歯薬出版株式会社, 2005, pp. 178-181, pp. 225-228.
2) 長岡智明，他，日本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.