

経頭蓋磁気刺激用ドーム型コイルの形状最適化及び 位置ロバスト性の解析評価

Optimization of the Shape and Evaluation of the Robustness of the Dome-shaped Coil for Transcranial Magnetic Stimulation

山本啓太⁽¹⁾, 陶山桃子⁽¹⁾, 瀧山善弘⁽¹⁾, 齋藤洋一⁽²⁾, 関野正樹⁽¹⁾⁽²⁾

(1) 東京大学大学院工学系研究科 (2) 大阪大学大学院医学系研究科
Keita Yamamoto (1), Momoko Suyama (1), Yoshihiro Takiyama (1), Youichi Saitoh(2),
and Masaki Sekino(1)(2)

(1) Graduate School of Engineering, The University of Tokyo

(2) Graduate School of Medicine, Osaka University

Abstract — Previously, we proposed a dome-shaped coil, which can stimulate a localized but wider area of the brain than a figure-8 coil, for transcranial magnetic stimulation therapy. The expanded distribution of the induced electric field led to greater robustness of the coil-positioning errors. In the present study, in order to enhance the stimulus intensity without unnecessarily expanding the stimulation region, we investigated the design parameters based on its head-contact area. Additionally, we evaluated the robustness of the coil to the coil-positioning errors by numerical simulation using a realistic brain model.

1. はじめに

運動野に対する経頭蓋磁気刺激は、薬剤による治療が奏功しない場合の疼痛の治療法として広く注目されている。一方で、経頭蓋磁気刺激による治療は頻繁な通院が困難な場合が想定されるため、在宅で施術できることが好ましい。我々は既に患者自身で位置決め容易なドーム型コイルを提案し、その特性を明らかにした¹⁾。但し設計に対する刺激特性の変化が煩雑であり、刺激強度を最大化する形状の模索が不十分であった。また半球モデルでの刺激範囲の評価は行ったが脳形状において未評価であった。従って本稿では、コイルの最適形状の設計法の確立、及び脳形状モデルにおける位置ずれロバスト性の評価を行った。

2. 方法

2.1 頭部接触部分の面積を一定とし高さ及び導線密度を変化させた場合の誘導電場の変化

各パラメータに対する刺激効果の変化を解析するため、図1のように、コイル高さLを21~39mmで変化させつつ頭部接触面の面積を一定とした複数のコイルモデルを用意し、頭部を模した半球の導電体における誘導電場の変化を解析した。ドーム型コイルの上側導線半径は、頭部接触面積を一定としつつ高さを変更するため、高さに合わせ60.2mm~56mmで変化させた。他のパラメータについては、①ターン数N=20 エレメント幅d=1mm(W=59mm)、②N=20、d=2mm(W=78mm)、③N=26、d=1mm(W=78mm)の3種類とした。②と③を比較することで、接触面積を同様としつつ導線密度を変化させた場合の誘導電場の変化を見ることができる。誘導電場を発生させる導電体は、半径75mm、導電率 $\sigma=0.1\text{S/m}$ の半球とし、コイルモデルの10mm下に位置するよう設定した。コイルには5.3kA、4kHzの電流を印加した。その上で、コイル高さの変化に対する誘導電場強度及び広がりの変化を、スカラーポテンシャル有限差分法(SPDF法)に基いて計算し比較した。

2.2 MRI撮像より得られた脳形状データに対するドーム型コイルの位置ロバスト性の計算評価

ドーム型コイルの位置ずれ耐性について実際の経頭蓋磁気刺激に近い形で確認するため、被験者頭部のMRI画像から作られた脳形状モデルに対し、運動野刺激点を中心とした3mm格子、5点×5点での刺激位置ずれのシミュレーションを行った。脳形状モデルはMATLAB上で動作する統計画像解析パッケージSPMを用いることで、

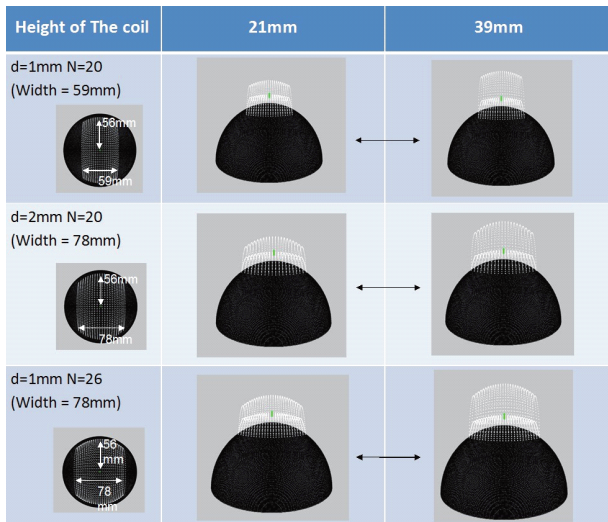


図1 接触面積を固定したドーム型コイル設計

MRI 画像より脳の白質、灰白質、脳脊髄液の3要素に分けて抽出した。導電率はそれぞれ 0.07S/m、0.11S/m、1.79S/m とした。位置ずれ時の刺激予定点における誘導電場を、8字コイルとドーム型コイルとで SPFD 法による計算比較を行った。

3. 結果・考察

3.1 コイル設計値と誘導電場

ドーム型コイルの高さの変化に対しては、刺激範囲は変化せず、図2のように強度のみが比例関係にあった。ターン数N=20かつエレメント幅d=1mmのモデル群①については刺激点中央における半径10mmの誘導電場の球内平均が83~129 V/m、N=20d=2mmのモデル群②では54~87 V/mと、コイル高さを高くするほど誘導電場強度が大きくなった。また、接触部分の面積を変えず導線密度を変化させた場合のモデル群③についても誘導電場の球内平均が73V/m~118V/mと、モデル群②と比較して強度のみが増加し、誘導電場の広がりには変化しなかった。なお誘導電場の広がり、発生する誘導電場の最大値の50%まで減衰する点を基準とし、モデル群①の半値幅は8.7cm×4.2cm、モデル群②及び③の半値幅は9.7cm×5.3cmであった。

これらの結果より、ドーム型コイルの設計においては、接触部分の面積を変えずにコイル高さを高く、巻線密度を上げることで、発生する誘導電場の広がりを増減させずに強度を最大化することができる、ということが分かった。これは、誘導電場が必要以上に広がらず、かつ効率よく刺激を

できるコイル設計を目標とするにあたり、重要な知見である。

3.2 脳モデルにおける位置ずれロバスト性

MRIによって得られた脳形状と、それに対する一次運動野の刺激点の様子を図3(a)に示す。刺激による誘導電場をシミュレーションした結果、誘導電場の強度は、刺激中心点において半径10mmの球内平均をとると、8字コイルで264V/m、ドーム型コイルで101V/mであった。位置ずれに対する電場強度の減衰については、図3(b)のように、8字コイルでは最大で10.8%減弱するような刺激点が存在した。これは5mm以上のコイルの位置ずれにより治療効果が得られなくなる場合がある、という報告と一致するものである。一方、図3(c)のようにドーム型コイルでは最大に減弱する点でも1.1%であった。このことから、ドーム型コイルは実際の複雑な形状の脳に対する刺激において、確かに位置ずれに強い設計であるといえる。

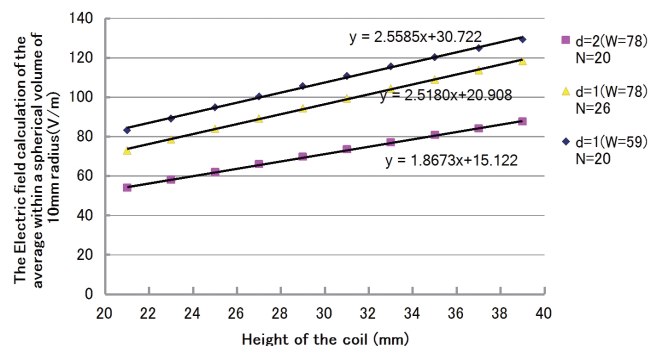


図2. コイル高さ誘導電場の関係

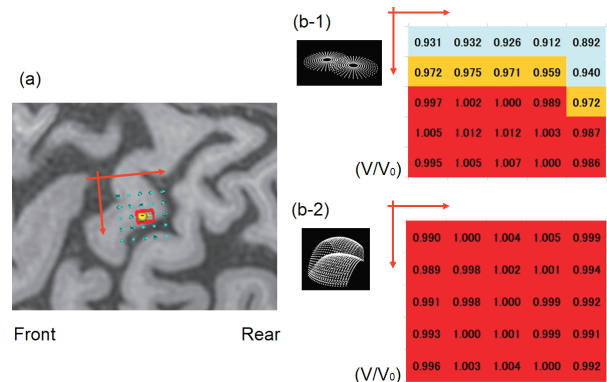


図3. 脳モデルにおける位置ずれシミュレーション

参考文献

[1] Yamamoto K, Suyama M, Takiyama M, Kim D, Saitoh Y, and Sekino M, 2015, "Characteristics of bowl-shaped coils for transcranial magnetic stimulation", J. Appl. Phys, 117:17A318