

平成 30 年 6 月 20 日現在

機関番号：22303

研究種目：若手研究(B)

研究期間：2016～2017

課題番号：16K18115

研究課題名(和文) 導電性繊維による磁場センサを用いた経頭蓋磁気刺激部位推定システムの開発

研究課題名(英文) Development of Estimation System of Stimulated Brain Site in TMS by Conductive Textile Sensor

研究代表者

小田垣 雅人(Odagaki, Masato)

前橋工科大学・工学部・准教授

研究者番号：40453211

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 2,200,000円

研究成果の概要(和文)：本研究では3次元カメラを必要としないTMSナビゲーションシステムの開発を目的とした。刺激コイルから生じる磁場分布を磁場センサコイルにより計測し、刺激位置の推定を行う逆問題的刺激位置推定法を提案し、評価実験を行った。深層学習を用いて非線形性の高い磁場分布から刺激コイル位置・姿勢を推定し、システムの推定精度を検証した。学習データ量を増やし、学習回数を重ねることでより精度の高い刺激位置推定システムとなることがわかった。

研究成果の概要(英文)： It is important to allocate the transcranial magnetic stimulation (TMS) coil on the target location for each cortical region. A figure-of-eight coil is conventionally used for focal stimulation with the resolution of a few millimeters. An operator is required to place the coil on the targeting area by trial and error. A TMS coil navigator is available to visualize the stimulating site. Commercial navigation systems need a high-accuracy three-dimensional camera for locating the coil and the subject's head. Hence, the current system is not cost-efficient. In this study, we propose the camera-less recursive coil allocation method by spreading a magnetic field pattern and confirm the validity of the developed system through the use of a phantom head model. We confirmed that the TMS operator could be successful using our system. Thus, we showed that our proposed method was useful in allocating the TMS coil for the target position, recursively.

研究分野：生体医工学

キーワード：経頭蓋磁気刺激 刺激部位推定 深層学習

1. 研究開始当初の背景

経頭蓋磁気刺激法 (TMS : Transcranial Magnetic Stimulation) は、刺激コイルにより脳内に発生する渦電流を用いて非接触で脳神経を刺激する方法であり、うつ病や疼痛に対して改善効果があることが報告されている。

TMS によって脳神経を刺激する際、刺激コイルを手動で標的とする脳の位置に対して的確に合わせる必要がある。一般的に局所的な磁気刺激を可能にする 8 字型のコイルによる刺激分解能は 5 mm 程度であると言われており、この程度の精度で刺激コイルを微調整しながら位置決めを行う必要がある。刺激コイルの位置を高精度で決めるため、市販の刺激コイルのナビゲーションシステムが用いられる場合がある。

市販のナビゲーションシステムにおいては、図 1 に示すフローにより刺激部位の推定する。被験者の頭部 MRI 画像と実験中の頭部位置をもとに、刺激コイルと脳部位の相対位置情報を視覚的に表示することができる。MRI の脳画像と刺激コイルを同時に表示する際、顔面とコイルに 3 次元カメラ用マークを取り付け 3 次元カメラを用いて被験者頭部の位置情報を取得するが、3 次元カメラ 1 式で数百万～2 千数百万円程度と高価であるため、実際にナビゲーションシステムを利用している機関は多くない。

従来、三次元カメラを利用せずに刺激部位を推定するために、MRI 装置内に刺激コイルを設置して刺激コイルと脳部位を同時撮影する方法があった。しかしながら、この方法においては MRI で利用可能な非磁性のコイルや導線が必要となりコストの問題は解決できない。また、MRI を計測するため、被験者の頭部を固定した状態となるため運動状態などの環境下においては不適當であった。

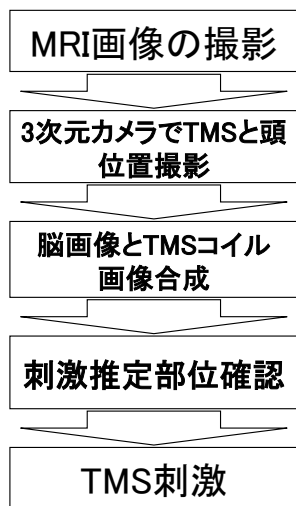


図 1 従来の推定法

2. 研究の目的

本研究では 3 次元カメラを必要としない TMS ナビゲーションシステムの開発を目的とした。刺激コイルから生じる磁場分布を磁場センサコイルにより計測し、刺激位置の推定を行う逆問題的刺激位置推定法を用いた。深層学習を用いて非線形性の高い磁場分布から刺激コイル位置・姿勢を推定し、システムの推定精度を検証した。さらに、導電性繊維を用いて磁場センサアレイを製作することでウェアラブル性を高めることも目的とした。特に、(1) 磁場センサの製作および評価および(2)モデル実験による提案法の評価について検討したので報告する。

3. 研究の方法

(1) 逆問題的刺激部位推定 図 2 に逆問題的刺激位置推定法の原理を示す。本手法においては、被験者の頭部に磁場センサコイルを複数個配置し TMS を試行した際に刺激コイルから生じる磁場分布を磁場センサコイルにより計測し、刺激位置や刺激コイル角度を逆問題的に推定する。

刺激コイルにより空間中に発生する磁場分布は、コイル位置や姿勢によって一意に決まることから、この磁場分布を特徴量として用いることができると考えた。磁場センサは、プロトタイプとして導線によるピックアップコイルを製作し、TMS により発生する磁場分布を計測した。金属導線を導電性繊維に置換したウェアラブル性の向上については検討中である。

階層型ニューラルネットワークを構築し、磁場センサコイルの出力値を入力層に代入することで目的関数の導出を行った。任意の座標において TMS を行い、導出された目的関数から刺激位置を推定した。本研究ではこの目的関数を最小化させるために、深層学習を利用して利便性、ロバスト性を高めることを考えた。今後は、磁場センサの磁場分布のみではなく、加速度センサで計測した頭部の動揺や、表面筋電図で計測した表情筋の筋緊張などを目的関数のパラメータとして利用することも想定している。

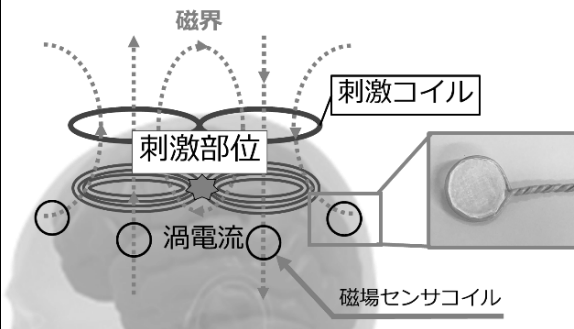


図 2 逆問題的刺激位置推定の原理

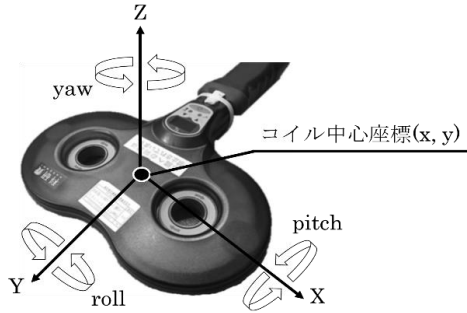


図3 刺激コイル中心座標および姿勢角度

(2) 磁場センサコイル 刺激コイル中心座標および姿勢角度の定義を図3に示す。8字交差点である刺激コイルの中心を刺激位置と定めた。はじめに磁場センサコイルの性能評価実験を実施した。図4のように磁場センサコイルをコイル中心に設置した。磁場センサコイルの出力電圧を、積分回路を介してデジタルオシロスコープを接続し、誘導起電力を計測することにより磁場波形の適切性を評価した。磁場センサコイルの開口面積は201.1 mm² (半径8 mm) とした。

磁場センサコイルにおける軸部分の隙間から二次磁界が生じ、計測結果に影響を与えることを防ぐために、電流路を隙間なく挟んで固定した。刺激コイルから生じる誘導起電力を計測するために、磁場センサコイルの円中心を刺激コイルの8字交差点直上から高さ100 mmに設置した。磁気刺激装置 (Magstim 200, Magstim Co. Ltd., UK) の出力を50%に設定して刺激を行った際に、磁場センサコイルに生じる誘導起電力波形を計測した。

磁場センサコイルに生じた誘導起電力の波形の1例を図5に示す。縦軸にセンサコイルに生じた誘導起電力 V [mV]、横軸は時間 t [μs]を示し、時間 t=0 [s]のタイミングで磁気刺激を行っている。結果より、刺激パルスの波形が計測できていることを確認した。

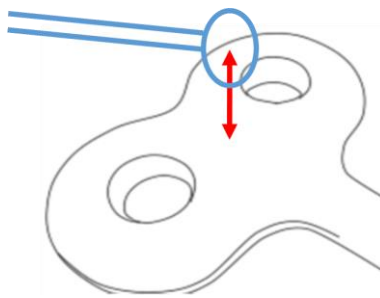


図4 磁場センサコイルの固定位置

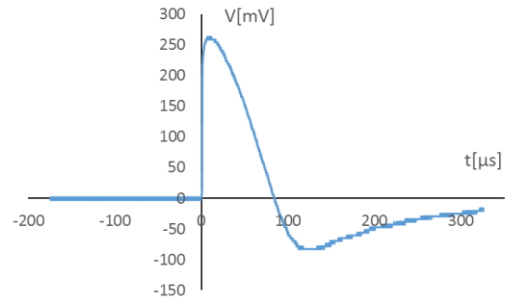
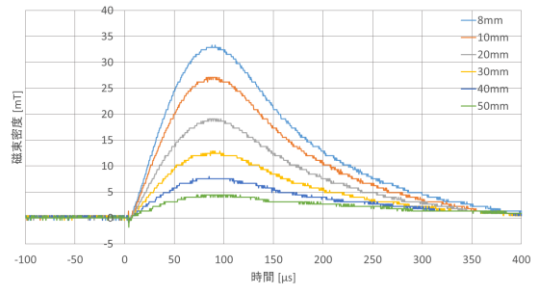
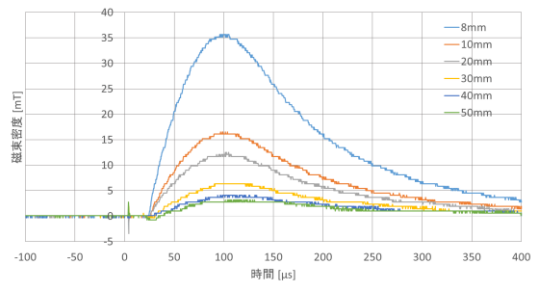


図5 磁場センサコイルに生じる誘導起電力の一例



(a) 市販のガウスメータによる磁束密度



(b) 作製した磁場センサコイルによる磁束密度

図6 磁束密度分布の比較

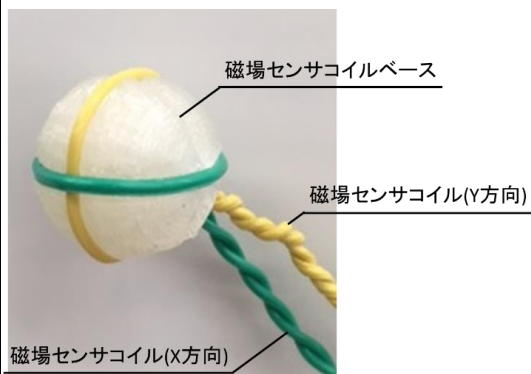
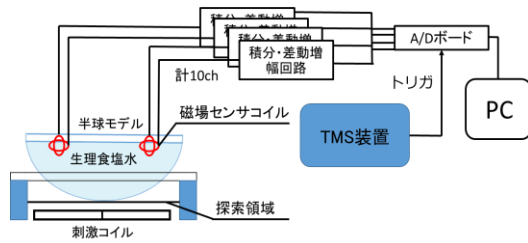


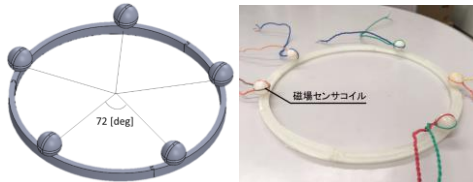
図7 2次元磁場センサコイルの外観

センサの位置を高さ8 mm~50 mmまで変化させたときに、市販のガウスメータ ((Model 5180, F.W.BELL)および作製した磁場センサコイルにより計測された磁場波形を図6に示す。横軸は時間 [μs]、縦軸はセンサから得ら

れた磁束密度 [mT]である。



(a) 実験システムの概要



(b) 磁場センサアレイ

図8 刺激コイル位置推定のためのモデル実験システム

結果から、高さを変化させることで、磁束密度が減衰していることが確認でき、磁場センサの出力電圧を特徴量として利用できることが確認できた。上記の磁場センサコイルは1方向の磁束密度を計測するものであるが、空間磁場はベクトル量であるため、図7に示した2次元の磁場センサコイルを作製し、以後の実験に利用した。

4. 研究成果

(1) 頭部モデルを用いた刺激位置推定結果の検証 図8に構築したシステムの概要を示す。半球容器に生理食塩水を満たし、容器周辺に図8(b)に示す磁場センサアレイを設置した。刺激コイルは床面に固定し、刺激の際に発生する磁場分布を積分回路および差動増幅器を介してAD変換しPCに取り込んだ。

推定領域周辺に5ヶ所配置した磁場センサコイルから5 [mm] 間隔で計81点の刺激点における誘導電圧を学習データとして記録した。次に階層型ニューラルネットワークを構築し、磁場センサコイルの値を入力層に代入することで誘導電圧をパラメータとする目的関数を導出した。

任意の座標においてTMSをおこない、導出された目的関数から刺激位置を推定した。刺激点を任意の4点P1~4, (x, y) [mm, mm] = (0, 0), (-10, -5), (15, 15), (-20, 10)とした。各点における5回の平均推定座標と誤差 Error [mm]を図9, 図10に示す。図8の横軸はx座標 [mm]、縦軸はy座標 [mm]を示し、図10の横軸は刺激座標(x, y)、縦軸は推定誤差 Error [mm]を示す。推定座標は (x, y) [mm, mm] = (0.5, -1.3), (-11.0, -5.8), (13.6, 14.8), (-17.4, 7.2)となった。また誤差は1.51, 1.98, 9.50, 4.15 [mm]となった。推定誤差は10 [mm]以内であり、本システムは刺激位置を推定するのに十

分な精度を有していることがわかった。またP3において推定誤差が大きかった理由は各磁場センサコイルが計測した値がいずれも特徴量として小さいことが考えられる。

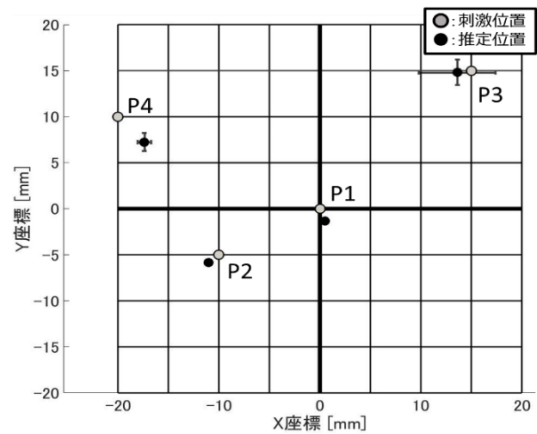


図9 刺激位置推定結果

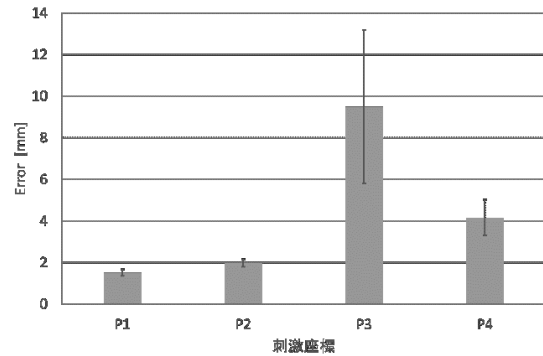


図10 刺激位置推定誤差

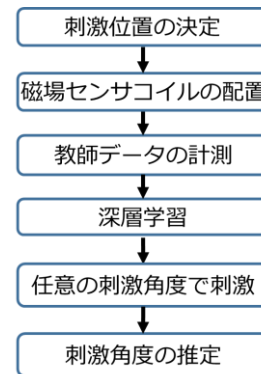


図11 刺激コイル角度推定の流れ

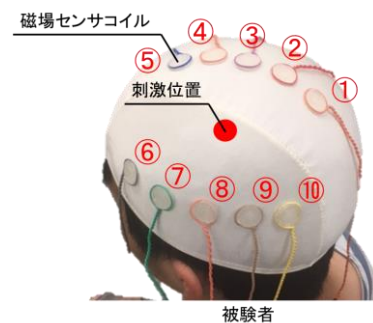


図12 刺激コイルの位置とその周辺の磁場センサコイルの様子

(2) 逆問題的刺激角度推定 前項は刺激コイル位置の推定に関するシステムであったが、本項においては磁場センサコイルにより磁束密度を計測し、階層型ニューラルネットワークによる深層学習を用いて逆問題的に刺激角度を推定するシステムの開発を行った。逆問題的刺激角度推定システムの流れを図 11 に示す。

MEP を高く誘発する刺激位置を決定し、図 12 に示すように周辺に磁場センサコイルを配置した。逆問題的刺激位置推定システムに対し、逆問題的刺激角度推定システムは教師データとして刺激コイルの yaw 角に応じた磁束密度を計測した。教師データを用いて深層学習により目的関数を導出した。目的関数の導出後、任意の yaw 角で TMS を実行し、磁束密度を計測した。計測した磁束密度を目的関数に代入し、刺激コイル角度を推定した。

図 13 に刺激コイル角度推定システムの概要を示す。磁場センサからの出力と同時に被験者の第一第一背側骨間筋から運動誘発電位 (Motor Evoked Potential: MEP) を計測した。刺激コイルに 3D プリンタで作製したエンコーダ板を取り付け、レーザ変位計により θ_{yaw} を計測した。また、刺激位置および roll、pitch 角が変化しないようにモニタアームに固定した。0~80 [deg] まで θ_{yaw} を 10 [deg] 刻みで変化させ TMS を行った。刺激位置推定同様の手順で磁場センサから得られる誘導起電力をパラメータとする目的関数を導出した。任意の刺激角度における誘導電圧を目的関数に代入することで θ_{yaw} を推定した。

刺激コイル操作者は推定値を参照しながら MEP が高く誘発される最適刺激角度の探索を行った。ナビゲーション結果を図 14 に示す。横軸は試行回数 [回] および θ_{yaw} [deg] であり、縦軸は MEP [mV] を示している。刺激コイル操作者は深層学習により目的関数が導出されたのち、任意の角度で TMS を行い、 θ_{yaw} を推定した。MEP が小さければ θ_{yaw} を変更し、再度 TMS を行った。推定結果を基に角度の変更を繰り返し操作者は 6 試行目において MEP が高く誘発される最適な θ_{yaw} を探索することができた。

5. 結論

頭部に配置した磁場センサコイルの計測値から深層学習を用いて逆問題的に刺激位置および刺激角度を推定し、刺激コイルのナビゲーションを行うことができた。本システムは学習データ量を増やし、学習回数を重ねることにより精度の高い刺激位置推定システムとなることが予測される。また、金属線による磁場センサを導電性繊維に置き換えてキャップ型の磁場センサアレイを製作することにより、より簡単に刺激コイル位置および角度が推定できるようになると考えられる。

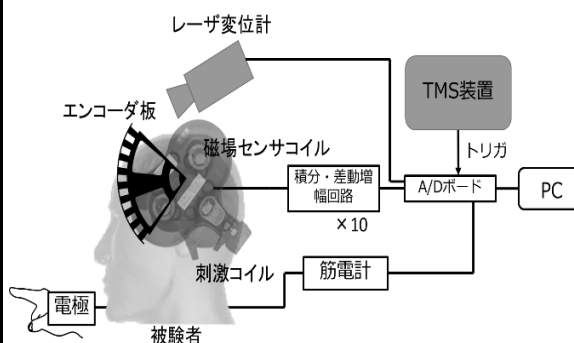


図 13 刺激コイル角度推定システム

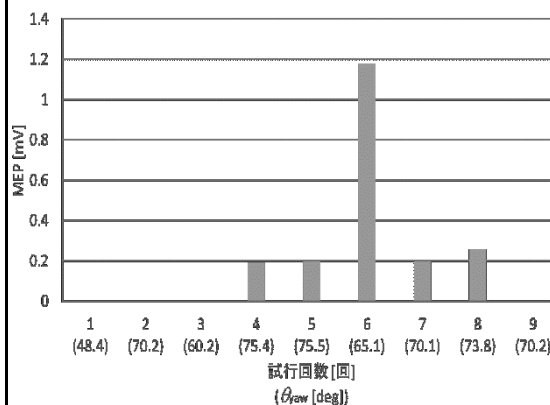


図 14 刺激角度推定結果

6. 主な発表論文等

[学会発表] (計 3 件)

- (1) Masato Odagaki, Yuta Seko, Yutaka Kikuchi, Feng Duan, Study of a Coil Allocation Method Using Magnetic Field Pattern in Transcranial Magnetic Stimulation, 39th International Conference of the IEEE EMBS 2017, FrDT5-01.4, Jeju, Korea, 2017
- (2) 世古悠太, 菊地豊, 小田垣雅人, "TMS における刺激位置・角度推定システムの開発 ~深層学習を用いた逆問題的推定法~", 平成 29 年度 電気学会東京支部 栃木・群馬支所合同研究発表会 (2018 年 3 月 2 日)
- (3) 世古悠太, 兼子健汰, 大沢佑貴, 伊藤寛知, 小田垣雅人, 菊地豊, "TMS における磁場分布を利用した逆問題的刺激部位推定法の妥当性の検証", 平成 28 年 電気学会 電子・情報・システム部門大会, PS2-6, pp. 1277-1278 (2016 年 8 月)

7. 研究組織

(1) 研究代表者

小田垣 雅人 (Odagaki Masato)

前橋工科大学・工学部・准教授

研究者番号: 40453211