

6D-4

マルチチャンネルSQUIDとMRIによる
MEGマッピング法

政清史見、林田知子、仁木 登、西谷 弘*、田村逸明**
徳島大学工学部、*徳島大学医学部、**大阪ガス 開発研究所

1. はじめに

脳神経の興奮に伴う電気現象によって、非常に微弱な磁気信号が発生する。この磁界を多チャンネルSQUID磁束計を用いて計測し、このデータから脳神経部位の活動状態を推定することが求められている。本報告では64チャンネルSQUID磁束計で計測した脳磁界情報から、電流ダイポールモデルを用いて逆問題を解き、その結果をMRIから得た解剖情報にマッピングする手法について述べる。

2. 手法

2.1 座標系の変換

推定された電流ダイポールがMR画像上のどの点に位置するのかを示すことによって、脳神経部位の活動状態が明らかとなる。SQUID座標系からMRI座標系への座標変換は次式のアフィン変換で行う[1]。

$$x' = s \cdot (R x + t) \quad (1)$$

Rは回転行列、tは並進ベクトル、そしてsはスケール定数である。式(1)は各座標系の対応する3点が既知であれば、座標変換が一意的に行われることを示している。したがって、電流ダイポールをMR画像へマッピングするために、ナシオン点と2つのプレオウリキュラー点など、少なくとも被検者の頭表面上の3点に位置マーカを付ける必要がある。しかし、マーカの位置検出には誤差が有り、またMR画像は傾斜磁場の直線性や磁場の不均一性によって生じる空間的歪が有る。まず正確な1cm間隔の格子状ファントムを作成し、その3次元MR像を計測することによって空間的歪を解析して、補正する。次に、被検者のナシオン点とプレオウリキュラー点、他の数カ所に位置マーカを付けてMR画像を撮影した後に、SQUID座標系の独立変数xとMRI座標系の従属変数x'の計測値を用いて、式(1)の各変数を最小二乗法で求める。

これにより、脳磁界は解剖情報を与えるMR画像へ正確に統合される[2]。その結果を図. 1に示す。

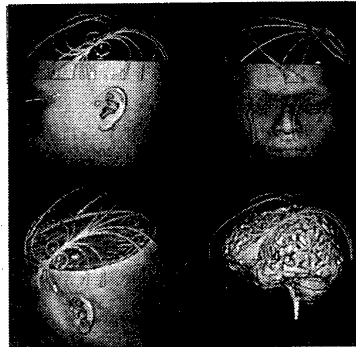


図. 1 脳磁界とMR画像の統合3次元表示

2.2 電流ダイポールモデルによる推定

頭部の形状を球と仮定し、磁気信号源を電流ダイポールとして、磁界を次のビオ・サバルの法則を用いて計算する。

$$B(r_m) = \frac{\mu_0}{4\pi} \sum_N \frac{Q_n \times (r_m - r_n)}{|r_m - r_n|^3} \quad (2)$$

B(r_m)は位置mでの磁場、Q_nは位置nに配置されたダイポールモーメント、Nは電流ダイポールの数である。電流ダイポールは計算値B'と測定値Bとの、最小二乗法で評価する[3],[4]。コスト関数Eは、次式で与えられる。

$$E = \sum \{ B(r_m) - B'(r_m) \}^2 \quad (3)$$

このコスト関数Eは、ガウス・ニュートン法とランダム探索法を結合したハイブリッド・アルゴリズムを使って解を探索する。ガウス・ニュートン法は、収束領域が非常に狭くまた局所的最小値に陥っても抜け出すことができないという欠点がある。しかしその反面、適当な初期点を与えると収束速度は非常に速いという利点もある。一方ランダム探索法においては全域的最小値への収束性が保証されるが、その収束速度は降下法に比べて極端に遅いという性質がある。そこで両者をハイブリッド化することによりその利点を活用するこの計算法は、ガウス・ニュートン法で得た解を初期

A Magnetoencephalographic Mapping Using Multichannel SQUID System and MRI

Fumiaki Masakiyo, Tomoko Hayashida, Noboru Niki, Hiromu Nishitani*, Itsuro Tamura**

Univ. of Tokushima, *Medical school, Univ. of Tokushima, **Research & Development Center, Osaka Gas Co., Ltd.

点としてランダム探索法で良好な解を探索する。他の解が見つからなければ探索した解が大域的な最小値であるとして探索を終了し、もし他の解が見つければそれを初期値としてガウス・ニュートン法の収束計算を行う。表. 1 は、ガウス・ニュートン法とハイブリッド・アルゴリズムの比較実行であり、ハイブリッド・アルゴリズムの有効性を示している。

3. 実行と評価

電流ダイポールと3次元MR画像の統合結果を図. 2 (a), (b) に示す。(a)は頭表面と電流ダイポールを統合した画像であり、(b)は脳表面と電流ダイポールを統合したものである。活動部位を示す電流ダイポールと脳解剖情報の空間的な位置関係が把握でき、活動部位の正確なラベル付けが可能になる。

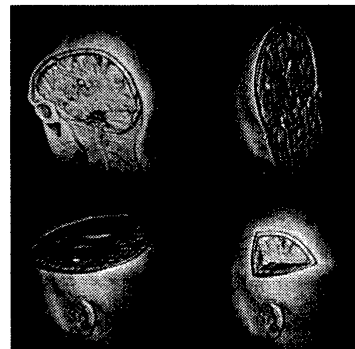
今後、音・光刺激による誘発脳磁界を計測し、この活動部位をMR画像上にマッピングして脳神経の活動状況を明らかにして行く予定である。

参考文献

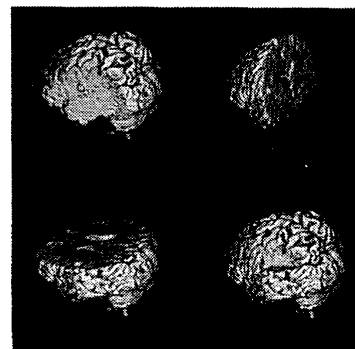
- [1] M. Singh, R. R. Brechner and V. W. Henderson, "Neuro magnetic Localization Using Magnetic Resonance Images," IEEE Trans. on Med. Imaging, vol. 11, pp. 129-134, 1992
- [2] 林田知子, 政清史晃, 仁木登, 松崎健司, 西谷弘, 田村逸朗: マルチチャンネルSQUIDとMRIによるMEGマッピング法, JAMIT Annual Meeting '92, Vol. 10, No. 3, pp297-298, July, 1992
- [3] 磯部安志, 水谷好成, 栗城真也: 聴覚誘発脳磁界の測定と信号源の推定, 日本ME学会, 医用電子と生体工学 25-2, 1987
- [4] 中川徹, 小柳義夫: 最小二乗法による実験データの解析, 東京大学出版会, pp99-110, 1982

| | true value | Gauss-Newton | hybrid |
|------|------------|--------------|--------|
| #1 x | 5.00 | 3.36 | 5.00 |
| y | 0.00 | 0.00 | 0.01 |
| z | 5.00 | 2.87 | 5.00 |
| #2 x | -5.00 | -2.22 | -5.00 |
| y | 0.00 | 0.00 | 0.00 |
| z | 5.00 | 3.25 | 5.00 |

表. 1 磁気信号源の位置の評価結果



(a)



(b)

図. 2 電流ダイポールとMR画像の統合表示