

三次元ベクトル計測に基づく α 波脳磁界のコヒーレンス解析

Coherence Analysis with Alpha Magnetic Wave Signals Based on Three-Dimensional Vector Measurement

紙屋 暁・小林宏一郎*・金 鳳洙・川勝真喜**・内川義則

東京電機大学大学院理工研究科, 埼玉県比企郡鳩山町石坂(〒350-0394)

*岩手大学工学部, 岩手県盛岡市上田4-3-5(〒020-8551)

**東京電機大学情報環境学部, 千葉県印西市武西学園台2-1200(〒270-1382)

A. Kamiya, K. Kobayashi*, B. S. Kim, M. Kawakatsu**, and Y. Uchikawa

Graduate School of Science and Engineering, Tokyo Denki University, *Ishizaka, Hatoyama, Hiki-gun, Saitama 350-0394*

*Faculty of Engineering, Iwate University, *4-3-5 Ueda, Morioka, Iwate 020-8551*

**School of Information Environment, Tokyo Denki University, *2-1200 Muzaigakuendai, Inzai, Chiba 270-1382*

We measured magnetic alpha waves using a 195-channel, whole-head vector magnetoencephalogram (MEG) system for detecting three magnetic field components (B_r , B_θ , B_ϕ).

The reference signal of the B_r component was determined by power spectrum density of each hemisphere, and coherence analysis of B_θ and B_ϕ components was performed using the reference signal. The results of coherence analysis with B_θ and B_ϕ components showed high coherence values for each hemisphere. We found that two different sources existed for the magnetic alpha wave. It was confirmed that coherence analysis using B_θ and B_ϕ components was useful to separate multiple sources of magnetic alpha waves.

Key words: three-dimensional vector measurement, coherence analysis, tangential magnetic field component

1. はじめに

SQUIDシステムを用いた脳磁界計測では、脳の活動に伴う微弱な磁界を多点同時に高い時間分解能で計測することが可能であり、CTやMRIでは得ることのできない脳の活動に関する情報が取得できる。現在の脳磁界計測では頭表に対して垂直な法線磁界成分(B_r)のみの計測が多く行われており、接線磁界成分(B_θ , B_ϕ)を考慮した報告が少ない。しかし、法線磁界成分のみの計測の場合、複数の信号源が存在する場合は、双極子分布から乱れたパターンが得られ、信号源の数や組み合わせが一意的に決定できなくなることが生じる。

また、脳磁界信号は地磁気の数億分の一と非常に微小な信号であるため、様々な磁気雑音に影響を受ける^{1), 2)}。そこで、計測された脳磁界信号のS/N比を改善する方法として、誘発脳磁界などの同じ反応が繰り返し起こる脳磁界を計測する場合は、加算平均と適切な帯域幅の帯域通過フィルタを用いるが、 α 波脳磁界などの自発脳磁界の場合、加算平均が行えないため、選択するフィルタの帯域幅をある程度限定する必要がある。

今回、研究対象とした α 波脳磁界は、8~13Hzの周波数帯域を有する正弦波状の波で、精神活動に伴う反応を捉え

ることから脳機能の検査などに利用されている^{3), 4)}。しかしながら、その信号源については、Chapmanら⁵⁾のMEGとEEGを組み合わせた解析から左右半球に1つずつ存在するとの報告があるが、信号源位置やその構造は不明瞭である。そこで、本論文では、法線磁界成分と接線磁界成分が同時に計測可能な195チャンネル全頭型ベクトルSQUID脳磁界計測システム⁶⁾を用いて α 波脳磁界計測を行った。そして、三次元ベクトル計測により得られる接線磁界成分が信号源の直上で単峰性の極値を示す検出特性^{7), 8)}を用いて、計測した α 波脳磁界の法線磁界成分および接線磁界成分間のコヒーレンス解析^{9), 10)}を適用し、 α 波脳磁界の信号源の検討を行ったので報告する。

2. 計測方法

健常者1名(男:30歳)に対し α 波脳磁界の計測を行った。 α 波脳磁界の計測は、195チャンネル全頭型ベクトルSQUID脳磁界計測システムを用いて磁気シールドルーム内で行った。計測システムの座標系をFig. 1に示す。この計測システムは全頭型であると共に、65の測定点に対し一次微分型検出コイルが3つ配置され、ベクトル脳磁界計測ができる特徴を持つ。被験者は、照明をつけた磁気シールドルーム内で座位となり、計測中には安静覚醒状態を保つよ

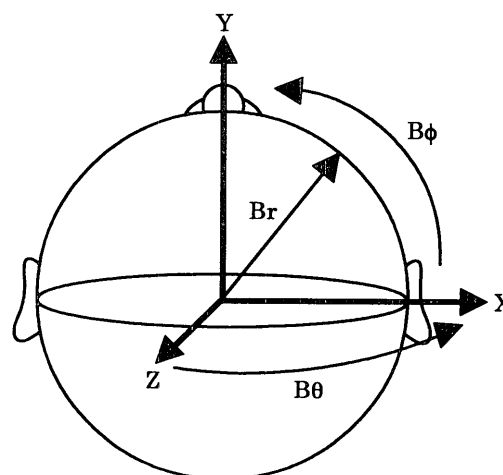


Fig. 1 Coordinate system of MEG measurement system (top view).

うに指示した。計測は合計8分間とし、開眼状態、閉眼状態を各2分間ずつ繰り返す計測条件を2回行った。また、開眼時には視覚刺激による α 波脳磁界の振幅抑制を行った。計測した磁界データは、0.1~100Hzの帯域通過フィルタ(アナログフィルタ)、50Hzの帯域除去フィルタ(アナログフィルタ)を適用し、サンプリング間隔4msでA/D変換を行った。解析時には、1Hz~40Hzの帯域通過フィルタ(デジタルフィルタ)を適用した。

3. 解析方法

コヒーレンスは、2つの時系列信号間の相関関係を各周波数成分において定量的に検討する方法であり、計測した磁界データ i, j 成分における時系列データを $B_i(t)$ 、 $B_j(t)$ とすると2つの時系列間のコヒーレンス $\gamma^2(f)$ は式(1)で定義される。

$$\gamma^2(f) = \frac{|P_{ij}(f)|^2}{P_i(f) \cdot P_j(f)} \quad (1)$$

ここで、 $P_i(f)$ 、 $P_j(f)$ はそれぞれ時系列データ $B_i(t)$ 、

$B_j(t)$ のパワースペクトル密度、 $P_{ij}(f)$ は時系列データ $B_i(t)$ 、 $B_j(t)$ 間のクロススペクトル密度を示す。コヒーレンスはすべての周波数 f において、

$$0 \leq \gamma^2(f) \leq 1 \quad (2)$$

を満たす。コヒーレンスがある特定の周波数で0となった場合は、時系列データ $B_i(t)$ 、 $B_j(t)$ はその周波数成分で相関がないと解釈され、すべての周波数でコヒーレンスが1を示す場合、時系列データ $B_i(t)$ 、 $B_j(t)$ は同じ信号であると解釈される。さらに、時系列データ $B_i(t)$ 、 $B_j(t)$ が同じ周波数成分を持っていた場合でも、コヒーレンスが小さければ相互の相関性がないと見なすことができる。

今回は、各測定点で得られた計測磁界データを4096サンプルごと(約16.4s)に分割し、コヒーレンス解析を行った。

4. 結果と考察

4.1 α 波脳磁界の計測結果

三次元ベクトル計測により得られた α 波脳磁界のBr成分、B θ 成分、B ϕ 成分の計測波形、等磁界線図の一例をFig.2

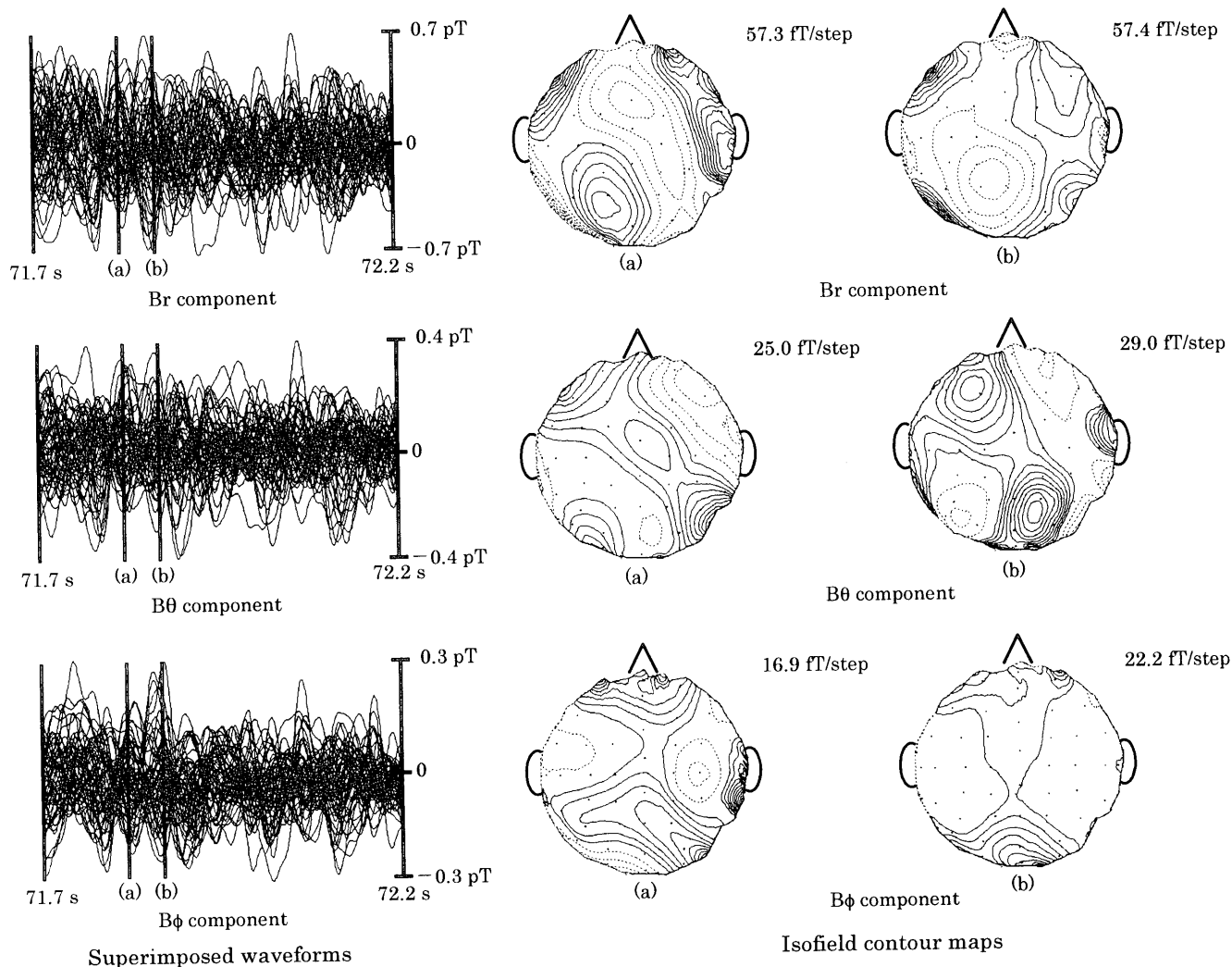


Fig. 2 Example of isofield contour maps and superimposed waveforms for each component (1-40 Hz band-pass filter, time interval between contour maps is 50 ms).

に示す。Fig. 2の計測波形は、Br、B θ 、B ϕ 各成分における0.5秒間の波形を示し、等磁界線図は、計測波形の時間帯(a)、(b)における各成分のものを示した。等磁界線図は、頭頂を視点としたものであり、上部が前頭部、下部が後頭部を示し、図中の実線は脳の中から外へ向かう磁界（プラスの極性とする）、点線は外から脳の中へ向かう方向の磁界（マイナスの極性とする）を表している。図中の(a)は目を閉じてから71.96 s後、(b)は72.01 s後の等磁界線図である。

Fig. 2の各成分の等磁界線図から、時間経過((a)→(b))に伴ってBr成分の磁界極性が反転しており、信号源の向きが反転していることは推測できるものの、Br、B θ 、B ϕ 各成分において、このような等磁界線図のパターンからでは信号源の推定は困難である。また、Fig. 2の各成分の計測波形を見ても、計測データが磁気雑音に強く影響されており、これらのS/N比を改善するためには、注目したい周波数成分に対応する適切な帯域幅の帯域通過フィルタで処理を行うなどのノイズ処理が必要である。しかし、注目したい周波数帯域が広範囲に及ぶ場合、帯域通過フィルタを用いて帯域制限を行うのは好ましくない。そこで、ノイズの影響を受けにくいコヒーレンス解析を用いて α 波脳磁界の解析を行う。

4. 2 パワースペクトル密度解析結果

コヒーレンス解析において、参照信号として用いる測定点を選択するためにパワースペクトル密度解析を行った。最初に、計測された脳磁界を複数の信号源で構成されるものと仮定し、Br成分の磁界データを測定点の存在する場所により左半球と右半球の2箇所に分類した。そして、各々の球面のBr成分において、解析区間を4096点としてパワースペクトル密度解析を行った。Fig. 3にパワースペクトル密度解析の結果を示す。Fig. 3の(a)は全測定点におけるパワースペクトル密度解析結果、(b)、(c)は(a)の解析結果において最大値を示す10.2Hzの周波数成分に注目した左半球、右半球のパワースペクトル密度の強度分布図である。パワースペクトル密度の値は強度の空間分布を強調するために(a)は全測定点の最大値、(b)、(c)は各々の球面の最大値で正規化した。白色の部分はパワースペクトル密度の値が強い箇所、黒色の部分は弱い箇所を示している。また、Fig. 3の(b)の左球面の強度分布図は左側頭部を視点としたもの、(c)の右球面の強度分布図は右側頭部を視点としたものである。

Fig. 3の(a)のパワースペクトル密度解析結果から1~40Hzの周波数帯域において最大値を示している周波数成分は10.2Hzであった。この周波数成分は α 波脳磁界の周波数帯域8~13Hzの範囲に含まれており、解析区間において α 波脳磁界が発生していることがわかる。Fig. 3の(b)の左半球におけるパワースペクトル密度の強度分布図では、P3-1、P3-2に見られるように後頭部の2箇所強いパワースペクトル密度を示している。これらの箇所はBr成分が双極性を示す箇所と推測される。また、Fig. 3の(c)の右半球における強度分布図においてもP3-3、P3-4に見られるように後頭部の2箇所強いパワースペクトル密度を示してい

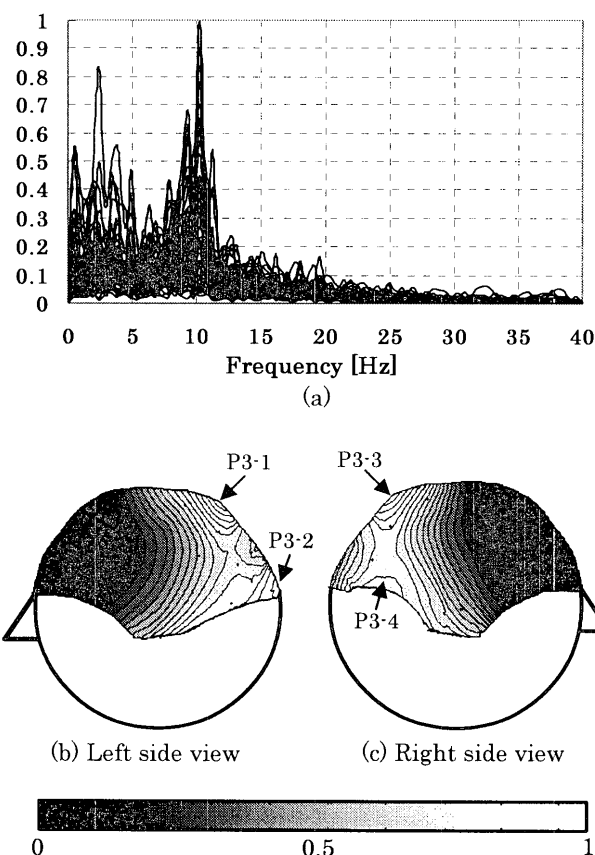


Fig. 3 Power spectrum density of the Br component: (a) power spectrum density characteristic, (b) result of left hemisphere at 10.2 Hz, (c) result of right hemisphere at 10.2 Hz.

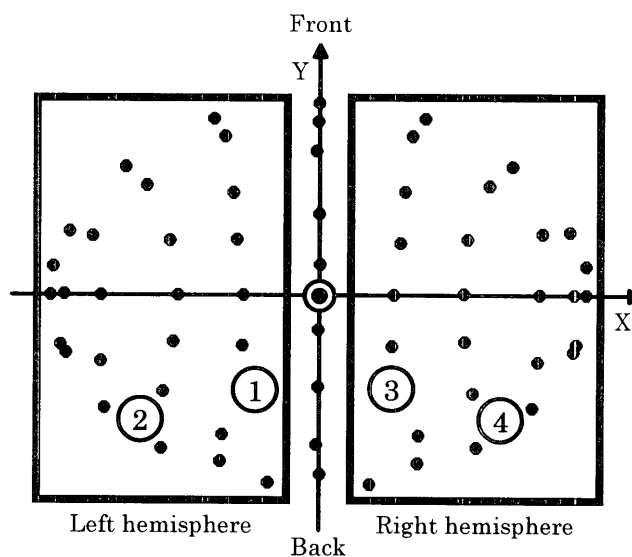


Fig. 4 Distribution of reference signals of the Br component on each hemisphere (①, ②: reference signals on left hemisphere, ③, ④: reference signals on right hemisphere).

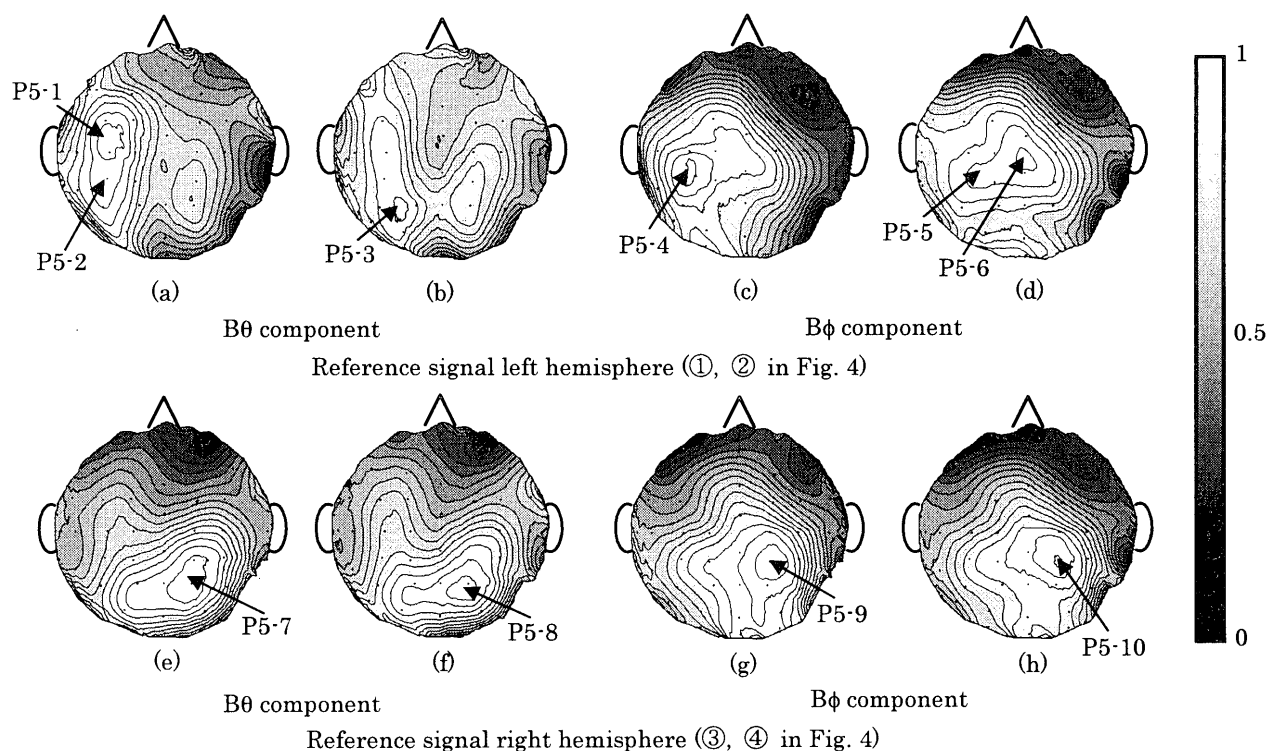


Fig. 5 Results of coherence analysis: upper diagrams, selected reference signals on left hemisphere; lower diagrams, the selected reference signals on right hemisphere.

るため、同様のことが言える。

左右各半球における B_r 成分のパワースペクトル密度解析結果からコヒーレンス解析に用いる参照信号(reference signal)を選択した。参照信号として選択する B_r 成分の磁界データは、10.2Hzの周波数成分におけるパワースペクトル密度の強度分布図から、左右各半球で双極性を示すと推測される測定点のデータとした。選択した測定点をFig. 4に示す。Fig. 4は頭頂部を視点とし、上部が前頭部、下部が後頭部を示している。①、②は左半球で選択した測定点、③、④は右半球で選択した測定点を示す。

4. 3 コヒーレンス解析結果

パワースペクトル密度解析結果から選択した参照信号を用いて B_θ 、 B_ϕ 各成分にコヒーレンス解析を適用した。解析結果をFig. 5に示す。Fig. 5は、 α 波脳磁界の周波数成分とされる10.2Hzにおいてコヒーレンスの値が等しい箇所を線で結んだコヒーレンスの空間分布図であり、白い部分はコヒーレンスの値が強い箇所、黒い部分は弱い箇所を示している。また、これらの図は頭頂部を視点とし、上部が前頭部、下部が後頭部を示している。

Fig. 5の(a), (b), (c), (d)は左半球で選択した参照信号を用いて、 B_θ 、 B_ϕ 各成分に対してコヒーレンス解析を行った結果であり、(a)と(c)は①、(b)と(d)は②の測定点(Fig. 4参照)で計測された B_r 成分を参照信号とした時のものである。(a), (b)の B_θ 成分における解析結果を見ると、(a)は左頭頂部付近のP5-1と左後頭部付近のP5-2の箇所それぞれ0.933、

0.921、(b)では左後頭部付近のP5-3の箇所0.940と強いコヒーレンスを示していた。両者を比較するとコヒーレンスの極値を示す箇所において(a)は左頭頂部付近、(b)は左後頭部付近と違いがあった。しかし、(a)の後頭部付近P5-2の箇所2番目に強い値を示していたため、(a), (b)の結果から、左後頭部付近に B_θ 成分の極値が存在すると推測される。

次に(c), (d)の B_ϕ 成分における解析結果を見ると、(c)は左頭頂部付近のP5-4の箇所0.970、(d)では左頭頂部付近のP5-5と頭頂部付近のP5-6の箇所それぞれ0.867、0.869と強いコヒーレンスを示していた。これらの場合も両者を比較するとコヒーレンスの極値を示す箇所において多少の違いはあるものの、コヒーレンスの値から検討すると左頭頂部付近に B_ϕ 成分の極値が存在すると推測される。

Fig. 5の(e), (f), (g), (h)は右半球で選択した参照信号を用いて、 B_θ 、 B_ϕ 各成分に対してコヒーレンス解析を行った結果であり、(e)と(g)は③、(f)と(h)は④の測定点(Fig. 4参照)で計測された B_r 成分を参照信号とした時のものである。(e), (f)の B_θ 成分における解析結果を見ると、(e)は右後頭部付近のP5-7の箇所0.986、(f)でも右後頭部付近のP5-8の箇所0.984と強いコヒーレンスを示していた。これらの結果から右後頭部付近に B_θ 成分の極値が存在すると推測される。

次に(g), (h)の B_ϕ 成分における解析結果を見ると、(g)は右頭頂部付近のP5-9の箇所0.988、(h)でも右頭頂部付近のP5-10の箇所0.960と強いコヒーレンスを示していた。

これらの結果から右頭頂部付近に $B\phi$ 成分の極値が存在すると推測される。

以上の結果, および接線磁界成分の信号源の直上で極値を示す検出特性をふまえると, α 波脳磁界において, 信号源は左半球, 右半球で1つずつ存在することが推測される。これらの結果は, Chapmanら⁵⁾がMEGとEEGを組み合わせた解析から α 波の信号源が左右半球に1つずつ存在するとの報告に一致する。

5. まとめ

三次元ベクトル計測システムを用いて α 波脳磁界の計測を行い, 左半球, 右半球各々で計測された法線磁界成分(B_r)から参照信号を選択し, 接線磁界成分(B_θ , B_ϕ)に対してコヒーレンス解析を行った。コヒーレンス解析の結果から, 左半球で参照信号として選択した B_r 成分は左半球の B_θ , B_ϕ 成分で強いコヒーレンスを示し, 右半球で参照信号として選択した B_r 成分は右半球の B_θ , B_ϕ 成分で強いコヒーレンスを示すことが確認できた。これらの結果と B_θ , B_ϕ 成分の信号源の直上で極値を示す検出特性から α 波脳磁界の信号源は, 左半球, 右半球で1つずつ存在することが推測された。

また, S/N比が悪い計測データにおいても, 接線磁界成分とコヒーレンス解析を用いることで, 有効な解析結果を得ることができた。

以上の結果から, 三次元ベクトル計測により得られる接線磁界成分ならびにコヒーレンス解析は, 信号源の判別, 推定が難しいとされている複数の信号源が作る脳磁界解析に有効であることが示唆された。

今後は, α 波脳磁界の時間変化に伴う接線磁界成分の空間的な特徴を, 接線磁界成分とコヒーレンス解析を用いた本手法により検討していく予定である。

謝 辞

本研究の一部は, 東京電機大学総合研究所助成(QO15-06)の下で行った。

また, 本研究を進めるにあたり協力してくれた, 東京電機大学大学院生, 山崎賢治君に感謝します。

文 献

- 1) 原 宏, 栗城真也: 脳磁気科学- SQUID計測と医学応用-, p. 49, (オーム社, 東京, 1997).
- 2) 小谷 誠, 内川義則, 中屋 豊, 森 博愛, 栗城真也: 生体磁気計測, p. 59 (コロナ社, 東京, 1995).
- 3) M. Steriade et al: *Electroencephal. Clin. Neurophysiol.*, **76**, 481 (1990).
- 4) 大熊輝雄: 臨床脳波学, p. 89 (医学書院, 東京, 1991)
- 5) Chapman et al: *Electroenceph Clin Neurophysiol.*, **58**, 569 (1984).
- 6) M. Kotani, Y. Uchikawa, M. Kawakatsu, K. Tsukada, A. Kandori, H. Sasabuti, H. Suzuki, S. Kondo, N. Matsuda, K. Shinada, Y. Yamada: *Applied Superconductivity*, **5**, 399 (1998).
- 7) K. Kobayashi, Y. Uchikawa, K. Yamazaki, Y. Yamada: *IEE Japan E*, **120-A**, 524(1998).
- 8) K. Kobayashi, Y. Uchikawa: *Journal of the Magnetic Society of Japan*, **18**, 659 (1994).
- 9) O. Sakata, N. Imanishi, T. Shimada, T. Shiina, Y. Saito : *IEE Japan C*, **118**, 1016 (1998).
- 10) 伊藤正美, 臼井支朗, 伊藤宏司, 三田勝美: 生体信号処理の基礎, p. 221 (オーム社, 東京, 1985).

2002年10月7日受理, 2002年11月20日採録