

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5343790号
(P5343790)

(45) 発行日 平成25年11月13日(2013.11.13)

(24) 登録日 平成25年8月23日(2013.8.23)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/05 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 A

A 6 1 B 5/0476 (2006.01)

A 6 1 B 5/04 3 2 2

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 8 2

請求項の数 11 (全 41 頁)

(21) 出願番号 特願2009-222198 (P2009-222198)
 (22) 出願日 平成21年9月28日(2009.9.28)
 (65) 公開番号 特開2011-67497 (P2011-67497A)
 (43) 公開日 平成23年4月7日(2011.4.7)
 審査請求日 平成24年9月4日(2012.9.4)

(出願人による申告)平成21年度、独立行政法人情報
 通信研究機構「高度通信・放送研究開発委託研究／複数
 モダリティー統合によるオンライン脳活動計測技術の研究
 開発」、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特
 許出願

(73) 特許権者 393031586
 株式会社国際電気通信基礎技術研究所
 京都府相楽郡精華町光台二丁目2番地2
 (74) 代理人 100115749
 弁理士 谷川 英和
 (72) 発明者 森重 健一
 京都府相楽郡精華町光台二丁目2番地2
 株式会社国際電気通信基礎技術研究所内
 (72) 発明者 川人 光男
 京都府相楽郡精華町光台二丁目2番地2
 株式会社国際電気通信基礎技術研究所内
 (72) 発明者 佐藤 雅昭
 京都府相楽郡精華町光台二丁目2番地2
 株式会社国際電気通信基礎技術研究所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脳活動情報出力装置、脳活動情報出力方法、およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

計測された脳の信号に関する情報である計測脳信号情報を格納し得る計測脳信号情報格納部と、

脳活動に関する事前の情報である脳事前情報を格納し得る脳事前情報格納部と、

アーチファクト源に関する事前の情報であり、信号強度に関する情報を有する1以上のアーチファクト事前情報を格納し得るアーチファクト事前情報格納部と、

アーチファクト源の信号強度に関する事前分布を取得し、かつ、当該事前分布を用いて当該アーチファクト源の信号強度に関する事後分布を、階層ベイズ推定により推定し、前記事前分布と前記事後分布との差を算出し、当該差が予め決められた範囲以内の小さな差

ある信号強度に関する情報を有する1以上のアーチファクト事前情報を取得し、前記アーチファクト事前情報格納部に蓄積するアーチファクト事前情報決定部と、

前記計測脳信号情報と前記脳事前情報とを用いた階層ベイズ推定により、脳活動の情報である脳活動情報を推定し、取得する脳活動情報取得部と、

前記計測脳信号情報と、前記1以上のアーチファクト事前情報とを用いた階層ベイズ推定により、アーチファクト源の情報である1以上のアーチファクト情報を推定し、取得するアーチファクト情報取得部と、

前記計測脳信号情報と前記脳活動情報と前記1以上のアーチファクト情報とを用いて、前記計測脳信号情報からアーチファクトの影響を取り除く処理を行い、出力される脳活動の情報である出力脳活動情報を取得する出力脳活動情報取得部と、

10

20

前記出力脳活動情報を出力する出力部とを具備する脳活動情報出力装置。

【請求項 2】

前記アーチファクト事前情報決定部は、

アーチファクト源の信号強度に関する事前分布を取得し、かつ、当該事前分布を用いて当該アーチファクト源の信号強度に関する事後分布を推定し、前記事前分布と前記事後分布との差を算出し、当該差が予め決められた範囲以内の小さな差である信号強度に関する情報を有する 1 以上のアーチファクト事前情報の候補を取得するアーチファクト信号強度情報推定手段と、

fMRI の活動強度を格納し得る fMRI 活動強度格納手段と、

前記アーチファクト信号強度情報推定手段が取得した 1 以上の各アーチファクト事前情報が有する 1 以上の信号強度を取得し、当該 1 以上の各信号強度と前記 fMRI の活動強度との相関に関する情報を算出し、当該相関に関する情報が最大の信号強度を有するアーチファクト事前情報を、前記アーチファクト信号強度情報推定手段が取得した 1 以上のアーチファクト事前情報の候補から選択し、当該選択したアーチファクト事前情報を前記アーチファクト事前情報格納部に蓄積する脳活動信号強度推定手段とを具備する請求項 1 記載の脳活動情報出力装置。

10

【請求項 3】

前記アーチファクト事前情報格納部は、

複数のアーチファクト事前情報を格納しており、

前記アーチファクト情報取得部は、

複数のアーチファクト源ごとに、階層ベイズ推定を用いてアーチファクト情報を推定し、複数のアーチファクト情報を取得し、

20

前記出力脳活動情報取得部は、

前記計測脳信号情報と前記脳活動情報と前記複数のアーチファクト情報とを用いて、前記計測脳信号情報から複数のアーチファクトの影響を取り除く処理を行い、出力される脳活動の情報である出力脳活動情報を取得する請求項 1 または請求項 2 記載の脳活動情報出力装置。

【請求項 4】

前記脳事前情報の強度情報と、前記 1 以上の各アーチファクト事前情報の各強度情報は、異なることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 いずれか記載の脳活動情報出力装置。

30

【請求項 5】

前記 1 以上のアーチファクト事前情報は、

被験者の生体に含まれるアーチファクト源に関する事前の情報である生体アーチファクト事前情報を含む請求項 1 から請求項 4 いずれか記載の脳活動情報出力装置。

【請求項 6】

前記 1 以上のアーチファクト事前情報は、

被験者の生体に含まない外部のアーチファクト源に関する事前の情報である外部アーチファクト事前情報を含む請求項 5 記載の脳活動情報出力装置。

【請求項 7】

前記脳事前情報は、

fMRI 強度情報を電流分散とし、当該電流分布に対する事前知識を表す事前分布であり、

40

前記 1 以上の各アーチファクト事前情報は、

fMRI 強度情報と比較して大きな電流分散を用い、かつ当該電流分布に対する事前知識を表す事前分布であり、

前記脳活動情報取得部は、

複数のダイポール位置での電流についての情報である脳活動情報を、前記計測脳信号情報と前記脳事前情報とを用いた階層ベイズ推定を用いて推定し、取得し、

前記アーチファクト情報取得部は、

アーチファクト源のダイポール位置での電流についての情報である 1 以上のアーチファク

50

ト情報を、前記計測脳信号情報と、前記 1 以上のアーチファクト事前情報とを用いた階層ベイズ推定を用いて推定し、取得し、

前記出力脳活動情報取得部は、

前記計測脳信号情報から、前記脳活動情報のうちの脳の活動が無いと考えられる位置に配置されたダイポールに対応する脳活動情報と前記アーチファクト情報とを除く処理を行い、出力脳活動情報を取得する請求項 1 から請求項 6 いずれか記載の脳活動情報出力装置。

【請求項 8】

前記計測脳信号情報は、

頭部周辺で観測された磁場に関する情報であり、

前記出力脳活動情報取得部は、

前記脳活動情報のうちの脳の活動が無いと考えられる位置に配置されたダイポールに対応する脳活動情報である電流の情報から磁場に関する情報である背景脳磁場情報を取得し、かつ、前記アーチファクト情報である電流の情報から磁場に関する情報であるアーチファクト磁場情報を取得し、

前記計測脳信号情報から、前記背景脳磁場情報と前記アーチファクト磁場情報とを除く処理を行い、出力脳活動情報を取得する請求項 1 から請求項 6 いずれか記載の脳活動情報出力装置。

【請求項 9】

前記出力脳活動情報取得部が取得した出力脳活動情報と、前記計測脳信号情報とを用いて、当該出力脳活動情報におけるノイズ除去の精度に関する情報であるノイズ除去精度情報を取得するノイズ除去精度情報取得部をさらに具備し、

前記出力部は、

前記ノイズ除去精度情報が、予め格納されている閾値と比較して高い精度である場合のみ、前記出力脳活動情報を出力する請求項 1 から請求項 8 いずれか記載の脳活動情報出力装置。

【請求項 10】

アーチファクト事前情報決定部、脳活動情報取得部、アーチファクト情報取得部、出力脳活動情報取得部、および出力部により実現される脳活動情報出力方法であって、

前記アーチファクト事前情報決定部により、アーチファクト源の信号強度に関する事前分布を取得し、かつ、当該事前分布を用いて当該アーチファクト源の信号強度に関する事後分布を、階層ベイズ推定により推定し、前記事前分布と前記事後分布との差を算出し、当該差が予め決められた範囲以内の小さな差である信号強度に関する情報を有する 1 以上のアーチファクト事前情報を取得し、記憶媒体に蓄積するアーチファクト事前情報決定ステップと、

前記脳活動情報取得部により、記憶媒体に格納されている計測脳信号情報と脳事前情報とを用いた階層ベイズ推定により、脳活動の情報である脳活動情報を推定し、取得する脳活動情報取得ステップと、

前記アーチファクト情報取得部により、前記計測脳信号情報と、前記記憶媒体に格納されている 1 以上のアーチファクト事前情報とを用いた階層ベイズ推定により、アーチファクト源の情報である 1 以上のアーチファクト情報を推定し、取得するアーチファクト情報取得ステップと、

前記出力脳活動情報取得部により、前記計測脳信号情報と前記脳活動情報と前記 1 以上のアーチファクト情報とを用いて、前記計測脳信号情報からアーチファクトの影響を取り除く処理を行い、出力される脳活動の情報である出力脳活動情報を取得する出力脳活動情報取得ステップと、

前記出力部により、前記出力脳活動情報を出力する出力ステップとを具備する脳活動情報出力方法。

【請求項 11】

コンピュータを、

アーチファクト源の信号強度に関する事前分布を取得し、かつ、当該事前分布を用いて当

10

20

30

40

50

該アーチファクト源の信号強度に関する事後分布を、階層ベイズ推定により推定し、前記事前分布と前記事後分布との差を算出し、当該差が予め決められた範囲以内の小さな差である信号強度に関する情報を有する 1 以上のアーチファクト事前情報を取得し、記憶媒体に蓄積するアーチファクト事前情報決定部と、

記憶媒体に格納されている計測脳信号情報と脳事前情報とを用いた階層ベイズ推定により、脳活動の情報である脳活動情報を推定し、取得する脳活動情報取得部と、

前記計測脳信号情報と、記憶媒体に格納されている 1 以上のアーチファクト事前情報とを用いた階層ベイズ推定により、アーチファクト源の情報である 1 以上のアーチファクト情報を推定し、取得するアーチファクト情報取得部と、

前記計測脳信号情報と前記脳活動情報と前記 1 以上のアーチファクト情報とを用いて、前記計測脳信号情報からアーチファクトの影響を取り除く処理を行い、出力される脳活動の情報である出力脳活動情報を取得する出力脳活動情報取得部と、

前記出力脳活動情報を出力する出力部として機能させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、脳活動の信号である脳活動情報を出力する脳活動情報出力装置等に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、主成分分析や独立成分分析を用いた統計的な手法により、EEGまたはMEGのアーチファクトを除去するアーチファクト除去の方法が提案されていた。しかし、かかる方法は、アーチファクトと同じような波形の脳活動が存在する場合、その脳活動の成分まで取り除いてしまう恐れがあり、有効な方法とは言えなかった。なお、アーチファクトとは、いわゆるノイズのことである。

【0003】

また、アーチファクト源（眼球）にダイポールをおいて電流を推定し、それをEEGから差し引くことでアーチファクト除去を行なう方法が提案されている（非特許文献1）。なお、アーチファクト源とは、いわゆるノイズ源のことである。

【0004】

さらに、上記の問題点を解決するために、眼球と大脳皮質全体の電流を同時に推定し、眼球の電流源のみを取り除くことでアーチファクト除去を行う技術があった（非特許文献2、3）。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】P. Berg and M. Scherg, *Electroencephalogr Clin. Neurophysiol.*, 79, 1, pp. 36-44 (1991)。

【非特許文献2】藤原祐介，佐藤雅昭，山下宙人，吉岡琢，川脇大，柴田智広，銅谷賢治，外山敬介，川人光男，"眼球と大脳皮質の同時電流源推定によるMEG眼球アーチファクト除去，"信学技報，NC2004-174(2005-03)，pp. 31-36，2004。

【非特許文献3】Y. Fujiwara, O. Yamashita, D. Kawawaki, K. Doya, M. Kawato, K. Toyama, and M. A. Sato, "A hierarchical Bayesian method to resolve an inverse problem of MEG contaminated with eye movement artifacts," *NeuroImage*, 45, 2, pp. 393-409, 2009。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、非特許文献1における方法では、観測値にはアーチファクトだけでなく脳活動も含まれているので、必要な成分まで観測値から除いてしまう可能性があり、精度

10

20

30

40

50

の高い脳活動情報が取得できなかった。

【 0 0 0 7 】

また、非特許文献 2、3 における従来技術において、実際の観測磁場は、眼球だけでなく、心拍や環境ノイズなど、複数のアーチファクト源から大きな影響を受けている。したがって、複数のアーチファクト源の振る舞いを同時に推定し、その影響を分離する必要がある。

【 0 0 0 8 】

さらに、従来技術において、適切な事前情報を設定することができず、精度高く、脳活動の情報を得ることができなかった。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本第一の発明の脳活動情報出力装置は、計測された脳の信号に関する情報である計測脳信号情報を格納し得る計測脳信号情報格納部と、脳活動に関する事前の情報である脳事前情報を格納し得る脳事前情報格納部と、アーチファクト源に関する事前の情報であり、信号強度に関する情報を有する 1 以上のアーチファクト事前情報を格納し得るアーチファクト事前情報格納部と、アーチファクト源の信号強度に関する事前分布を取得し、かつ、事前分布を用いてアーチファクト源の信号強度に関する事後分布を推定し、事前分布と事後分布との差を算出し、差が予め決められた範囲以内の小さな差である信号強度に関する情報を有する 1 以上のアーチファクト事前情報を取得し、アーチファクト事前情報格納部に蓄積するアーチファクト事前情報決定部と、計測脳信号情報と脳事前情報とを用いて、脳活動の情報である脳活動情報を推定し、取得する脳活動情報取得部と、計測脳信号情報と、1 以上のアーチファクト事前情報とを用いて、アーチファクト源の情報である 1 以上のアーチファクト情報を推定し、取得するアーチファクト情報取得部と、計測脳信号情報と脳活動情報と 1 以上のアーチファクト情報とを用いて、計測脳信号情報からアーチファクトの影響を取り除く処理を行い、出力される脳活動の情報である出力脳活動情報を取得する出力脳活動情報取得部と、出力脳活動情報を出力する出力部とを具備する脳活動情報出力装置である。

【 0 0 1 0 】

かかる構成により、アーチファクト源の事前情報を適切な事前情報にすることにより、極めて精度高く、脳活動の情報を出力できる。

【 0 0 1 1 】

また、本第二の発明の脳活動情報出力装置は、第一の発明に対して、アーチファクト事前情報決定部は、アーチファクト源の信号強度に関する事前分布を取得し、かつ、事前分布を用いてアーチファクト源の信号強度に関する事後分布を推定し、事前分布と事後分布との差を算出し、差が予め決められた範囲以内の小さな差である信号強度に関する情報を有する 1 以上のアーチファクト事前情報の候補を取得するアーチファクト信号強度情報推定手段と、fMRI の活動強度を格納し得る fMRI 活動強度格納手段と、アーチファクト信号強度情報推定手段が取得した 1 以上の各アーチファクト事前情報が有する 1 以上の信号強度を取得し、1 以上の各信号強度と fMRI の活動強度との相関に関する情報を算出し、相関に関する情報が最大の信号強度を有するアーチファクト事前情報を、アーチファクト信号強度情報推定手段が取得した 1 以上のアーチファクト事前情報の候補から選択し、選択したアーチファクト事前情報をアーチファクト事前情報格納部に蓄積する脳活動信号強度推定手段とを具備する脳活動情報出力装置である。

【 0 0 1 2 】

かかる構成により、アーチファクト源の事前情報を適切な事前情報にすることにより、極めて精度高く、脳活動の情報を出力できる。

【 0 0 1 3 】

また、本第三の発明の脳活動情報出力装置は、第一または第二の発明に対して、アーチファクト事前情報格納部は、複数のアーチファクト事前情報を格納しており、アーチファクト情報取得部は、複数のアーチファクト源ごとに、アーチファクト情報を推定し、複数

10

20

30

40

50

のアーチファクト情報を取得し、出力脳活動情報取得部は、計測脳信号情報と脳活動情報と複数のアーチファクト情報とを用いて、計測脳信号情報から複数のアーチファクトの影響を取り除く処理を行い、出力される脳活動の情報である出力脳活動情報を取得する脳活動情報出力装置である。

【 0 0 1 4 】

かかる構成により、複数のアーチファクト事前情報を用いて、精度高く、脳活動の情報を出力できる。

【 0 0 1 5 】

また、本第四の発明の脳活動情報出力装置は、第一から第三いずれかの発明に対して、脳事前情報の強度情報と、1以上の各アーチファクト事前情報の各強度情報は、異なることを特徴とする脳活動情報出力装置である。

10

【 0 0 1 6 】

かかる構成により、脳事前情報の強度情報と、1以上の各アーチファクト事前情報の各強度情報との差異を考慮した、精度の高い脳活動の情報の出力ができる。

【 0 0 1 7 】

また、本第五の発明の脳活動情報出力装置は、第一から第四いずれかの発明に対して、1以上のアーチファクト事前情報は、被験者の生体に含まれるアーチファクト源に関する事前の情報である生体アーチファクト事前情報を含む脳活動情報出力装置である。

【 0 0 1 8 】

かかる構成により、脳活動と生体に含まれるアーチファクト源の事前情報を用いて、アーチファクトの影響を取り除き、精度の高い脳活動の情報を出力できる。

20

【 0 0 1 9 】

また、本第六の発明の脳活動情報出力装置は、第五の発明に対して、1以上のアーチファクト事前情報は、被験者の生体に含まない外部のアーチファクト源に関する事前の情報である外部アーチファクト事前情報を含む脳活動情報出力装置である。

【 0 0 2 0 】

かかる構成により、脳活動と生体外のアーチファクト源の事前情報を用いて、アーチファクトの影響を取り除き、精度の高い脳活動の情報を出力できる。

【 0 0 2 1 】

また、本第七の発明の脳活動情報出力装置は、第一から第六いずれかの発明に対して、脳事前情報は、fMRI強度情報を電流分散とし、電流分布に対する事前知識を表す事前分布であり、1以上の各アーチファクト事前情報は、fMRI強度情報と比較して大きな電流分散を用い、かつ電流分布に対する事前知識を表す事前分布であり、脳活動情報取得部は、複数のダイポール位置での電流についての情報である脳活動情報を、計測脳信号情報と脳事前情報とを用いた階層ベイズ推定を用いて推定し、取得し、アーチファクト情報取得部は、アーチファクト源のダイポール位置での電流についての情報である1以上のアーチファクト情報を、計測脳信号情報と、1以上のアーチファクト事前情報とを用いた階層ベイズ推定を用いて推定し、取得し、出力脳活動情報取得部は、計測脳信号情報から、脳活動情報のうちの脳の活動が無いと考えられる位置に配置されたダイポールに対応する脳活動情報とアーチファクト情報とを除く処理を行い、出力脳活動情報を取得する脳活動情報出力装置である。

30

40

【 0 0 2 2 】

かかる構成により、脳活動の情報を電流レベルで推定できる。

【 0 0 2 3 】

また、本第八の発明の脳活動情報出力装置は、第一から第六いずれかの発明に対して、計測脳信号情報は、頭部周辺で観測された磁場に関する情報であり、出力脳活動情報取得部は、脳活動情報のうちの脳の活動が無いと考えられる位置に配置されたダイポールに対応する脳活動情報である電流の情報から磁場に関する情報である背景脳磁場情報を取得し、かつ、アーチファクト情報である電流の情報から磁場に関する情報であるアーチファクト磁場情報を取得し、計測脳信号情報から、背景脳磁場情報とアーチファクト磁場情報と

50

を除く処理を行い、出力脳活動情報を取得する脳活動情報出力装置である。

【0024】

かかる構成により、センサーレベルで推定できる。

【0025】

また、本第九の発明の脳活動情報出力装置は、第一から第八いずれかの発明に対して、出力脳活動情報取得部が取得した出力脳活動情報と、計測脳信号情報とを用いて、出力脳活動情報におけるノイズ除去の精度に関する情報であるノイズ除去精度情報を取得するノイズ除去精度情報取得部をさらに具備し、出力部は、ノイズ除去精度情報が、予め格納されている閾値と比較して高い精度である場合のみ、出力脳活動情報を出力する脳活動情報出力装置である。

10

【0026】

かかる構成により、一定以上の精度であることを確認した上で、脳活動の情報を出力できる。

【発明の効果】

【0027】

本発明による脳活動情報出力装置によれば、脳活動とアーチファクト源の事前情報を用いて、アーチファクトの影響を取り除き、精度の高い脳活動の情報を出力できる。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】実施の形態1における脳活動情報出力システムのブロック図

20

【図2】同脳活動情報出力装置の動作について説明するフローチャート

【図3】同脳活動情報出力装置の動作について説明するフローチャート

【図4】同事後分布取得処理の動作について説明するフローチャート

【図5】同実験で被験者に提示した視標の速度波形示す図

【図6】同全脳モデル上に配置されたダイポールを示す図

【図7】同アーチファクト事前情報の候補を示す図

【図8】同アーチファクト事前情報を示す図

【図9】同図9はハイパーパラメータを示す図

【図10】同観測したMEGデータにPCAを適用したときの第一主成分の時間波形を表す図

30

【図11】同第一主成分を頭部マップ上に示した図

【図12】同観測したMEGデータにICAを適用したときの独立成分の時間波形を表す図

【図13】同観測したMEGデータにICAを適用したときの独立成分の時間波形を表す図

【図14】同独立成分を頭部マップ上に示した図

【図15】同独立成分を頭部マップ上に示した図

【図16】同83番目のセンサの位置を示す図

【図17】同心拍成分のR波をトリガとして観測磁場を切り出し、加算平均した値を示す図

40

【図18】同R波のピーク時刻を基準に心臓に配置したダイポールの推定電流を加算平均した波形を示す図

【図19】同R波のピーク時刻を基準に頸動脈（左）に配置したダイポールの推定電流を加算平均した波形を示す図

【図20】同R波のピーク時刻を基準に頸動脈（右）に配置したダイポールの推定電流を加算平均した波形を示す図

【図21】同アーチファクト除去前後でのMEG波形の比較を示す図

【図22】同典型的な被験者のデータから計算した指標を頭部マップ上に表示した図

【図23】同頭部外周部のセンサの指標を観測値とPCA, ICA, extra-dipole法を用いた場合で比較した図

50

【図 2 4】同タスク遂行中の皮質電流の信号強度を計算し、その試行平均値を皮質マップ上に示した図

【図 2 5】同 f M R I の信号強度情報と電流強度との相関係数の比較をした図

【図 2 6】同コンピュータシステムの概観図

【図 2 7】同コンピュータシステムのブロック図

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 9 】

以下、本発明に係る脳活動情報出力装置等の実施形態について図面を参照して説明する。なお、実施の形態において同じ符号を付した構成要素は同様の動作を行うので、再度の説明を省略する場合がある。

10

(実施の形態 1)

【 0 0 3 0 】

本実施の形態において、脳活動とアーチファクト源の事前情報を用いて、アーチファクトの影響を取り除き、精度の高い脳活動の情報を出力できる脳活動情報出力システムについて説明する。特に、アーチファクト源の事前情報を適切な事前情報にすることにより、極めて精度高く、脳活動の情報を出力できる脳活動情報出力システムについて説明する。

【 0 0 3 1 】

また、本実施の形態において、電流レベルで脳活動の情報を推定する脳活動情報出力システムについて説明する。また、本実施の形態において、アーチファクト源が複数存在する場合について説明する。また、本実施の形態において、脳事前情報とアーチファクト事前情報との信号の大きさが異なることを想定している脳活動情報出力システムについて説明する。また、アーチファクト源は、生体である眼球、心臓、筋電などであったり、TV の電波などの外部のものであったりする。さらに、本実施の形態において、脳活動信号をチェックし、精度が一定以上であることを確認後、脳信号を出力について説明する。なお、アーチファクト事前情報とはノイズ事前情報と同意義である。

20

【 0 0 3 2 】

図 1 は、本実施の形態における脳活動情報出力システムのブロック図である。脳活動情報出力システムは、脳信号計測装置 1 1、脳活動情報出力装置 1 2 を具備する。

【 0 0 3 3 】

脳信号計測装置 1 1 は、脳信号を計測する装置である。脳信号計測装置 1 1 は、例えば、脳磁計測装置である。脳磁計測装置は、脳活動に関する事象を観測する観測手段としてのブレインキャップ 1 1 0 1 を含んでも良い。ブレインキャップ 1 1 0 1 は、例えば、2 0 8 チャンネルセンサを有する。ただし、ブレインキャップ 1 1 0 1 のチャンネル数は問わない。なお、脳信号とは、磁場でも良いし、電流等でも良い。

30

【 0 0 3 4 】

脳活動情報出力装置 1 2 は、計測脳信号情報格納部 1 2 1、脳事前情報格納部 1 2 2、アーチファクト事前情報格納部 1 2 3、脳活動情報取得部 1 2 4、アーチファクト情報取得部 1 2 5、出力脳活動情報取得部 1 2 6、ノイズ除去精度情報取得部 1 2 7、出力部 1 2 8、アーチファクト事前情報決定部 1 2 9 を具備する。

【 0 0 3 5 】

アーチファクト事前情報決定部 1 2 9 は、アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1、f M R I 活動強度格納手段 1 2 9 2、脳活動信号強度推定手段 1 2 9 3 とを具備する。

40

【 0 0 3 6 】

脳活動情報出力装置 1 2 は、脳信号計測装置 1 1 が取得した脳の信号に関する情報である計測脳信号情報から、アーチファクト除去を行い、精度の高い脳活動情報を出力する装置である。

【 0 0 3 7 】

計測脳信号情報格納部 1 2 1 は、計測された脳の信号に関する情報である計測脳信号情報を格納し得る。計測脳信号情報は、脳磁計測装置（脳信号計測装置 1 1 の一例）の測定

50

【数 2】

$$P(B|J) \propto \exp \left[-\frac{\beta}{2} \|B - GJ\|^2 \right]$$

【0044】

数式 2 において、 β は観測ノイズ分散の逆数である。また、磁場 B を観測したときの電流 J の事後分布 ($P(J|B)$) は次の数式 3 で表される。

【数 3】

$$P(J|B) = \frac{P(B|J)P_0(J)}{P(B)}$$

10

【0045】

数式 3 において、 $P(B)$ は周辺尤度である。 $P_0(J)$ は電流に対する事前分布であり、所定の事前知識に基づいて定められる。階層ベイズ推定では、以下の数式 4 から数式 6 のようなダイポールに対する階層事前分布が導入される。

【数 4】

$$P_0(J|\alpha, \beta) \propto \exp \left[-\frac{\beta}{2} J^T \cdot A \cdot J \right]$$

【数 5】

20

$$P_0(\alpha) = \prod_n \text{Gamma}(\alpha_i | \bar{\alpha}_{oi}, \gamma_{oi})$$

【数 6】

$$\text{Gamma}(\alpha | \bar{\alpha}, \gamma) \equiv \alpha^{-1} (\alpha \gamma / \bar{\alpha})^\gamma \Gamma(\gamma)^{-1} e^{-\alpha \gamma / \bar{\alpha}}$$

$$P_0(\beta) \propto \beta^{-1}$$

【0046】

数式 4 において、 A はその対角成分が $\alpha = \{ \alpha_i | i = 1, \dots, N \}$ である対角行列であり、 α^{-1}_i が J_i の事前電流分散に対応する。 β は、MEG データの観測ノイズ分散の逆数であり、 $\Gamma(\gamma)$ はガンマ関数である。

30

【0047】

ここで、事前電流分散を表すパラメータを、以下の数式 7 に示すものとする。

【数 7】

$$\nu_i \equiv \alpha_i^{-1}, \bar{\nu}_{oi} \equiv \bar{\alpha}_{oi}^{-1}, \rho \equiv \beta^{-1}$$

【0048】

階層事前分布のパラメータである ν_{oi} バー (バーは、 ν の上の - を有する文字を意味する) と γ_{oi} はハイパーパラメータと呼ばれている。これらの値は fMRI の活動強度情報 (t 値)、倍率のパラメータ m_0 、信頼度のパラメータ $\gamma_0 \cdot \gamma_{oi}$ から定義されている。 ν_{oi} バーと γ_{oi} は fMRI の t 値に応じて設定され、背景電流分散を $\nu_{0, base}$ とすると、 ν_{oi} バーは、数式 8 のように表される。なお、ハイパーパラメータは、信号の強度に関する情報である強度情報の例である。

40

【数 8】

$$\bar{\nu}_{oi} = \nu_{0, base} + (m_0 - 1) \cdot \nu_{0, base} \cdot \hat{t}_i^2$$

【0049】

ここで、 $\hat{t}_i$ ハット (ハットは、 t の上に ^ が存在することを示す) は最大値が 1 となるように fMRI の t 値を正規化した値である。したがって、 ν_{oi} バーの取り得る値の範囲は、 $\nu_{0, base}$ から $m_0 \times \nu_{0, base}$ である。

【0050】

背景電流分散 $\nu_{0, base}$ と観測ノイズ分散 ρ_{base} は、タスク開始前の MEG 信

50

号から最小ノルム推定を用いて推定された。事前分散は、数式 5 から、 $\rho \times v_i$ と表される。

【 0 0 5 1 】

v_i パーが大きいと、電流の分散が大きくなる確率が高くなる（ i 番目のダイポールに電流が流れやすい、という事前情報を与えることを意味する）。ハイパーパラメータ γ_{0_i} は階層事前分布の信頼度を制御する。 γ_{0_i} が小さいほど信頼度が低く、大きいほど信頼度が高いことを表す。

【 0 0 5 2 】

脳事前情報は、例えば、図示しない脳事前情報取得手段により、fMRI 活動強度情報を数式 8 に代入し、 $m_0 = 100$ 、 $\gamma_{0_i} = 100$ として事前分散の推定を行い、取得された情報である。なお、脳事前情報は、皮質上に配置したダイポールに対して、事前分散の推定を行い、取得された情報である。

【 0 0 5 3 】

脳事前情報格納部 122 は、不揮発性の記録媒体が好適であるが、揮発性の記録媒体でも実現可能である。脳事前情報格納部 122 に脳事前情報が記憶される過程は問わない。例えば、記録媒体を介して脳事前情報が脳事前情報格納部 122 で記憶されるようになってよく、通信回線等を介して送信された脳事前情報が脳事前情報格納部 122 で記憶されるようになってよく、あるいは、入力デバイスを介して入力された脳事前情報が脳事前情報格納部 122 で記憶されるようになってよい。

【 0 0 5 4 】

アーチファクト事前情報格納部 123 は、アーチファクト源に関する事前の情報である 1 以上のアーチファクト事前情報を格納し得る。アーチファクト事前情報格納部 123 は、複数のアーチファクト事前情報を格納していることは好適である。アーチファクト源とは、例えば、生体の一部である眼球の位置 2 箇所、頸動脈付近の左右 1 箇所ずつ、心臓の位置などである。眼球は、定常的に電氣的な極性があり、角膜側を正電位、網膜側が負電位となっている。このため、眼球は角膜を正極、網膜側を負極としたダイポールだと考えることができる。MRI の構造画像から眼球の中心位置を決め、ダイポールを配置することは好適である。心臓の位置は、 $(x, y, z) = (?5, 0, ?23)$ [cm] の位置程度が好適である。また、頸動脈の位置は、MRI の構造画像を参考に決定することは好適である。また、アーチファクト源とは、例えば、生体以外の外部のアーチファクト源であるテレビ、輸送物（自動車、トラック、電車等）の通過などでも良い。つまり、アーチファクト事前情報は、被験者の生体に含まれるアーチファクト源に関する事前の情報である生体アーチファクト事前情報を含む。また、アーチファクト事前情報は、被験者の生体に含まない外部のアーチファクト源に関する事前の情報である外部アーチファクト事前情報を含んでも良い。アーチファクト事前情報は、脳事前情報と同様に、例えば、階層ベイズ推定を用いて得られる情報であり、数式 4 から数式 6 のようなダイポールに対する階層事前分布である。ただし、アーチファクト事前情報と脳事前情報とは、電流分散の大きさ（信号の強度である強度情報）が異なる。例えば、各種のアーチファクト事前情報は、数式 9、10 のように表される。また、アーチファクト事前情報は、強度情報を含む。また、アーチファクト事前情報は、後述するアーチファクト事前情報決定部 129 が取得した情報である。また、脳事前情報の強度情報と、1 以上の各アーチファクト事前情報の各強度情報は、異なることは好適である。さらに、各アーチファクト事前情報は、fMRI 強度情報と比較して大きな電流分散を用い、かつ当該電流分布に対する事前知識を表す事前分布であることは好適である。

【数 9】

$$(\bar{v}_{eye}, \bar{v}_{cardiac}, \bar{v}_{masticatory}) \\ = (1161.49^2, 116149.09^2, 2322.98^2) [\text{nAm}]^2$$

【数 10】

$$(\gamma_{eye}, \gamma_{cardiac}, \gamma_{masticatory}) \\ = (100, 100, 100)$$

【 0 0 5 5 】

ここで、 v_{eye} バー（バーとは、 v の上の - を有することを示す）、 $v_{cardiac}$ バー、 $v_{masticatory}$ バーはそれぞれ眼球中心、心臓位置、咀嚼筋に配置したダイポールに関するハイパーパラメータ v_{0i} バーである。また、 y_{eye} 、 $y_{cardiac}$ 、 $y_{masticatory}$ は、ハイパーパラメータ y_{0i} に対して同様の値を表す。

【 0 0 5 6 】

なお、 v_{brain} バー： v_{eye} バー： $v_{cardiac}$ バー： $v_{masticatory}$ バーは、例えば、「1：50：5000：100」などの簡易な比でも良い。

【 0 0 5 7 】

また、これらの事前電流分散は、例えば、図示しないアーチファクト事前情報取得手段が、観測磁場と復元磁場のあてはまりの度合（Goodness-of-fit, GoF）である第一の指標、fMRIの活動強度情報と平均電流分散の相関係数である第二の指標、の2種類の指標をもとに決定したもので良い。

【 0 0 5 8 】

具体的には、GoFは数式11により定義される量とした。

【 数 1 1 】

$$GoF = 100 \left(1 - \sum_{j=1}^M \frac{(B_{obs}(j) - B_{est}(j))^2}{B_{obs}(j)^2} \right)$$

【 0 0 5 9 】

数式11において、チャンネル j での計測磁場を $B_{obs}(j)$ 、チャンネル j における復元磁場を $B_{est}(j)$ とする。 M はセンサ数とする。推定電流から計算される磁場（復元磁場）と観測磁場が一致しているならばGoFは大きくなる（100に近づく）。推定結果と計測結果が一致するようなハイパーパラメータを選択するための判断材料としてGoFを用いた。第二の指標については、fMRIの活動が期待される位置では、脳内の神経活動も大きくなることが期待される。そのため、fMRIの活動強度情報と平均電流分散には対応関係があると考えられる（ふたつの相関係数が最も大きくなることが期待される）。第一の指標と第二の指標の条件をできるだけ満たすようなハイパーパラメータの組を選択することでアーチファクト源の電流強度に関する粗い情報をあらかじめ設定し、アーチファクト事前情報取得手段は、ダイポールに関する事前分散（アーチファクト事前情報）を推定し、取得するものとする。

【 0 0 6 0 】

アーチファクト事前情報格納部123は、不揮発性の記録媒体が好適であるが、揮発性の記録媒体でも実現可能である。アーチファクト事前情報格納部123にアーチファクト事前情報が記憶される過程は問わない。例えば、記録媒体を介してアーチファクト事前情報がアーチファクト事前情報格納部123で記憶されるようになってよく、通信回線等を介して送信されたアーチファクト事前情報がアーチファクト事前情報格納部123で記憶されるようになってよく、あるいは、入力デバイスを介して入力されたアーチファクト事前情報がアーチファクト事前情報格納部123で記憶されるようになってよくよい。

【 0 0 6 1 】

脳活動情報取得部124は、計測脳信号情報格納部121に格納されている計測脳信号情報と、脳事前情報格納部122に格納されている脳事前情報とを用いて、脳活動の情報である脳活動情報を推定し、取得する。脳活動情報取得部124は、複数のダイポール位置での電流についての情報である脳活動情報を、計測脳信号情報（例えば、 B ）と脳事前情報（例えば、 $P_0(j)$ ）とを用いた階層ベイズ推定を用いて推定し、取得することは好適である。例えば、脳活動情報取得部124は、上述した数式3の情報を格納しており、当該数式3を用いて、電流 J の事後分布（ $P(J|B)$ ）を取得する。電流 J の事後分布（ $P(J|B)$ ）は、脳活動情報である。脳活動情報取得部124は、通常、MPUやメモリ等から実現され得る。脳活動情報取得部124の処理手順は、通常、ソフトウェア

10

20

30

40

50

で実現され、当該ソフトウェアはROM等の記録媒体に記録されている。但し、ハードウェア（専用回路）で実現しても良い。

【0062】

アーチファクト情報取得部125は、計測脳信号情報と、1以上のアーチファクト事前情報とを用いて、アーチファクト源の情報である1以上のアーチファクト情報を推定し、取得する。アーチファクト情報取得部125は、複数のアーチファクト源ごとに、アーチファクト情報を推定し、複数のアーチファクト情報を取得することは好適である。アーチファクト情報取得部125は、アーチファクト源のダイポール位置での電流についての情報である1以上のアーチファクト情報を、計測脳信号情報と、1以上のアーチファクト事前情報とを用いた階層ベイズ推定を用いて推定し、取得することは好適である。アーチファクト情報取得部125は、事前情報が異なるが、脳活動情報取得部124と同様の動作を行う。つまり、アーチファクト情報取得部125は、数式3を用いて、各アーチファクト源に対応する電流Jの事後分布($P(J|B)$)を取得する。アーチファクト情報取得部125は、通常、MPUやメモリ等から実現され得る。アーチファクト情報取得部125の処理手順は、通常、ソフトウェアで実現され、当該ソフトウェアはROM等の記録媒体に記録されている。但し、ハードウェア（専用回路）で実現しても良い。

10

【0063】

出力脳活動情報取得部126は、計測脳信号情報と脳活動情報と1以上のアーチファクト情報とを用いて、計測脳信号情報からアーチファクトの影響を取り除く処理を行い、出力される脳活動の情報である出力脳活動情報を取得する。つまり、アーチファクトの影響を取り除くために、脳皮質のダイポールとアーチファクト源のダイポールの推定を同時に行うこととなる。なお、脳皮質のダイポールの推定とは、脳活動情報取得部124が脳活動情報を取得する処理である。アーチファクト源のダイポールの推定とは、アーチファクト情報取得部125が、アーチファクト源の情報である1以上のアーチファクト情報を取得する処理である。

20

【0064】

また、出力脳活動情報取得部126は、計測脳信号情報と脳活動情報と複数のアーチファクト情報とを用いて、計測脳信号情報から複数のアーチファクトの影響を取り除く処理を行い、出力される脳活動の情報である出力脳活動情報を取得することは好適である。

【0065】

さらに、出力脳活動情報取得部126は、計測脳信号情報から、脳活動情報のうちの脳の活動が無いと考えられる位置に配置されたダイポールに対応する脳活動情報とアーチファクト情報とを除く処理を行い、出力脳活動情報を取得することは好適である。なお、脳の活動が無いと考えられる位置に配置されたダイポールの情報は、予め設定されていても良いし、ユーザが手入力により与えるなどしても良い。

30

【0066】

以下、出力脳活動情報取得部126等の具体的な動作例について説明する。今、脳皮質とアーチファクト源のダイポールをそれぞれ J_{brain} 、 J_{noise} 、リードフィールド行列を G_{brain} 、 G_{noise} 、ダイポールの事前分散を $A^{?1}_{\text{brain}}$ 、 $A^{?1}_{\text{noise}}$ とすると、以下の式12から14を用いて、脳活動情報取得部124、およびアーチファクト情報取得部125は、それぞれ脳皮質とアーチファクト源のダイポールJを推定する。

40

【数12】

$$J = \begin{pmatrix} J_{\text{brain}} \\ J_{\text{noise}} \end{pmatrix}$$

【数13】

$$G = \begin{pmatrix} G_{\text{brain}} & G_{\text{noise}} \end{pmatrix}$$

【数 1 4】

$$A = \begin{pmatrix} A_{\text{brain}} & 0 \\ 0 & A_{\text{noise}} \end{pmatrix}$$

【0 0 6 7】

つまり、脳活動情報取得部 1 2 4 とアーチファクト情報取得部 1 2 5 により、階層ベイズ推定法でアーチファクト源と脳皮質のダイポールを同時に推定した後に、出力脳活動情報取得部 1 2 6 は、fMRI の活動がない位置に配置されたダイポールのみが作る磁場を、数式 1 5 にしたがって観測磁場 B から取り除き、 B_{pruned} を算出し、メモリ上に配置する。なお、観測磁場 B は、計測脳信号情報の一例であり、 B_{pruned} は、出力脳活動情報の一例である。

10

【数 1 5】

$$B_{\text{pruned}} = B - (G_{\text{bg}} \quad G_{\text{noise}}) \begin{pmatrix} J_{\text{bg}} \\ J_{\text{noise}} \end{pmatrix}$$

【0 0 6 8】

出力脳活動情報取得部 1 2 6 は、通常、MPU やメモリ等から実現され得る。出力脳活動情報取得部 1 2 6 の処理手順は、通常、ソフトウェアで実現され、当該ソフトウェアはROM等の記録媒体に記録されている。但し、ハードウェア（専用回路）で実現しても良い。

20

【0 0 6 9】

ノイズ除去精度情報取得部 1 2 7 は、出力脳活動情報取得部 1 2 6 が取得した出力脳活動情報と、計測脳信号情報とを用いて、当該出力脳活動情報におけるノイズ除去の精度に関する情報であるノイズ除去精度情報を取得する。ノイズ除去精度情報取得部 1 2 7 の具体的な処理の例は、後述する。ノイズ除去精度情報取得部 1 2 7 は、通常、MPU やメモリ等から実現され得る。ノイズ除去精度情報取得部 1 2 7 の処理手順は、通常、ソフトウェアで実現され、当該ソフトウェアはROM等の記録媒体に記録されている。但し、ハードウェア（専用回路）で実現しても良い。

【0 0 7 0】

出力部 1 2 8 は、出力脳活動情報を出力する。出力部 1 2 8 は、ノイズ除去精度情報が、予め格納されている閾値と比較して高い精度である場合のみ、出力脳活動情報を出力しても良い。ここで、出力とは、ディスプレイへの表示、プロジェクターを用いた投影、プリンタへの印字、音出力、外部の装置への送信、記録媒体への蓄積、他の処理装置や他のプログラム等への処理結果の引渡し等を含む概念である。出力部 1 2 8 は、ディスプレイやスピーカー等の出力デバイスを含むと考えても含まないと考えても良い。出力部 1 2 8 は、出力デバイスのドライバーソフトまたは、出力デバイスのドライバーソフトと出力デバイス等で実現され得る。

30

【0 0 7 1】

アーチファクト事前情報決定部 1 2 9 は、アーチファクト源の信号強度に関する事前分布を取得し、かつ、当該事前分布を用いて当該アーチファクト源の信号強度に関する事後分布を推定し、事前分布と事後分布との差を算出し、当該差が予め決められた範囲以内の小さな差である信号強度に関する情報を有する 1 以上のアーチファクト事前情報を取得し、アーチファクト事前情報格納部 1 2 3 に蓄積する。

40

【0 0 7 2】

なお、アーチファクト事前情報決定部 1 2 9 は、アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 と脳活動信号強度推定手段 1 2 9 3 の処理により、アーチファクト事前情報を取得し、アーチファクト事前情報格納部 1 2 3 に蓄積することはさらに好適である。つまり、アーチファクト事前情報決定部 1 2 9 は、以下の 2 つの基準を満たすアーチファクト事前情報を取得することは好適である。第一の基準は、統計モデルの妥当性であり、第二の基準は、fMRI と推定電流の信号強度情報との相関である。つまり、アーチファクト事

50

前情報決定部 129 は、アーチファクト信号強度情報推定手段 1291 により、統計モデルが妥当なアーチファクト事前情報を取得する。また、アーチファクト事前情報決定部 129 は、脳活動信号強度推定手段 1293 により、fMRI と推定電流の信号強度情報との相関性が高いアーチファクト事前情報を取得する。

【0073】

アーチファクト信号強度情報推定手段 1291 は、アーチファクト源の信号強度に関する事前分布を取得し、かつ、当該事前分布を用いて当該アーチファクト源の信号強度に関する事後分布を推定し、前記事前分布と前記事後分布との差を算出し、当該差が予め決められた範囲以内の小さな差である信号強度に関する情報を有する 1 以上のアーチファクト事前情報の候補を取得する。アーチファクト源の電流強度に関する情報（事前電流分散（上記の v_{0i} バー）が妥当ならば、それに基づいて推定される電流強度（事後電流分散 v_i バー）も同じになる。そのため、アーチファクト信号強度情報推定手段 1291 は、アーチファクト源を表すそれぞれのダイポールの事前分散 v_{0i} バー $\times \rho_{base}$ と信頼度のパラメータ y_{0i} を変化させて電流推定を行い、以下の数式 16 に基づき、指標を計算する。そして、アーチファクト信号強度情報推定手段 1291 は、1 以上のアーチファクト事前情報の候補を取得する。

【数 16】

$$O_{i,pri} = \log_{10}(\bar{v}_{0i} \cdot \rho_{base})$$

$$O_{i,post} = \log_{10}(\bar{v}_i \cdot \rho_{base})$$

$$O_{i,diff} = O_{i,post} - O_{i,pri}$$

【0074】

数式 16 において、 i はアーチファクト源のダイポール番号、 $O_{i,pri}$ は事前分散のオーダー、 $O_{i,post}$ は事後分散のオーダー、 $O_{i,diff}$ は事前分散と事後分散のオーダーの差、 v_{0i} バーは事前電流分散、 v_i バーは事後電流分散、 ρ_{base} は観測ノイズ分散を表す。

【0075】

アーチファクト信号強度情報推定手段 1291 は、例えば、事前分散と y_{0i} はそれぞれ $1 \sim 10^{11} \text{ nAm}^2$ 、 $1 \sim 10^6$ の範囲で変化させ（事前分散 12 種類、 y_{0i} 13 種類、合計 156 通り）、階層ベイズ法の計算を行う。そして、アーチファクト信号強度情報推定手段 1291 は、例えば、 $O_{i,diff}$ がゼロに近い値のハイパーパラメータの組合せを計算結果から選択し、アーチファクト事前情報の候補として取得する。

【0076】

アーチファクト事前情報決定部 129 は、通常、MPU やメモリ等から実現され得る。アーチファクト事前情報決定部 129 の処理手順は、通常、ソフトウェアで実現され、当該ソフトウェアは ROM 等の記録媒体に記録されている。但し、ハードウェア（専用回路）で実現しても良い。

【0077】

fMRI 活動強度格納手段 1292 は、fMRI の活動強度を格納し得る。fMRI 活動強度格納手段 1292 は、脳事前情報格納部 122 と同様であっても良い。かかる場合、脳事前情報は、fMRI 強度情報を電流分散とし、当該電流分布に対する事前知識を表す事前分布である。fMRI 活動強度格納手段 1292 は、不揮発性の記録媒体が好適であるが揮発性の記録媒体でも良い。

【0078】

脳活動信号強度推定手段 1293 は、アーチファクト信号強度情報推定手段 1291 が取得した 1 以上の各アーチファクト事前情報の候補が有する 1 以上の信号強度を取得し、当該 1 以上の各信号強度と前記 fMRI の活動強度との相関に関する情報を算出し、当該相関に関する情報が最大の信号強度を有するアーチファクト事前情報を、アーチファクト信号強度情報推定手段 1291 が取得した 1 以上のアーチファクト事前情報の候補から選択し、当該選択したアーチファクト事前情報をアーチファクト事前情報格納部 123 に蓄

10

20

30

40

50

積する

【 0 0 7 9 】

さらに具体的には、脳活動信号強度推定手段 1 2 9 3 は、以下の数式 1 7 から数式 1 9 を用いて、アーチファクト事前情報を選択する。

【 数 1 7 】

$$J_{n,i} = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T |J_{n,i}(t)|$$

【 数 1 8 】

$$\text{corr}_n = \frac{\sum_{i=1}^I J_{n,i} f_i}{\sqrt{\sum_{i=1}^I J_{n,i}^2} \sqrt{\sum_{i=1}^I f_i^2}}$$

【 数 1 9 】

$$\text{corr} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \text{corr}_n$$

【 0 0 8 0 】

数式 1 7 から数式 1 9 は、fMRI の活動がある位置では、脳内での神経活動も大きくなると期待されることを利用した数式である。数式 1 7 から数式 1 9 は、fMRI の活動強度情報 f_i (fMRI 活動強度格納手段 1 2 9 2 に格納されている) と、1 以上の各アーチファクト事前情報の候補が有する 1 以上の電流強度 $J_{n,i}$ の相関指標を算出する式である。数式 1 7 から数式 1 9 において、 i は皮質のダイポール番号、 n は試行番号、 T はサンプル数、 N は試行数を表す。脳活動信号強度推定手段 1 2 9 3 は、単一試行毎に推定電流強度と fMRI 信号強度の相関係数 corr_n を計算する。そして、脳活動信号強度推定手段 1 2 9 3 は、その平均値 corr を算出し、当該平均値 corr が最大となるアーチファクト事前情報を取得する。また、アーチファクト事前情報決定部 1 2 9 は、それぞれのダイポールに対して選んだハイパーパラメータを使い、数式 1 6 による処理 (適切な統計モデルを選択する処理) と数式 1 7 から数式 1 9 による処理 (fMRI と推定電流の信号強度情報との相関性が高いものを選択する処理) を、ハイパーパラメータの値が変化しなくなるまで繰り返し、最終的なハイパーパラメータの組を決定する。そして、このハイパーパラメータの組が、例えば、アーチファクト事前情報となる。また、数式 1 8 において、 I はダイポール番号の最大値 (アーチファクト源の総数) である。

【 0 0 8 1 】

脳活動信号強度推定手段 1 2 9 3 は、通常、MPU やメモリ等から実現され得る。脳活動信号強度推定手段 1 2 9 3 の処理手順は、通常、ソフトウェアで実現され、当該ソフトウェアは ROM 等の記録媒体に記録されている。但し、ハードウェア (専用回路) で実現しても良い。

【 0 0 8 2 】

次に、脳活動情報出力システムを構成する脳活動情報出力装置 1 2 の動作について、図 2 のフローチャートを用いて説明する。

【 0 0 8 3 】

(ステップ S 2 0 1) 脳活動情報取得部 1 2 4 は、計測脳信号情報格納部 1 2 1 から計測脳信号情報を読み出す。

【 0 0 8 4 】

(ステップ S 2 0 2) 脳活動情報取得部 1 2 4 は、脳事前情報格納部 1 2 2 から脳事前情報を読み出す。

【 0 0 8 5 】

(ステップ S 2 0 3) 脳活動情報取得部 1 2 4 は、予め格納している数式であり、脳活動情報等の推定のための数式を、メモリ上に読み出す。かかる数式は、例えば、階層ベ

10

20

30

40

50

ズ推定を実現するための式である。

【 0 0 8 6 】

(ステップ S 2 0 4) 脳活動情報取得部 1 2 4 は、ステップ S 2 0 3 で読み出した式に対して、ステップ S 2 0 1 で読み出した計測脳信号情報と、ステップ S 2 0 2 で読み出した脳事前情報を代入し、当該式を実行し、脳活動情報を取得し、メモリ上に配置する。

【 0 0 8 7 】

(ステップ S 2 0 5) アーチファクト情報取得部 1 2 5 は、カウンタ i に 1 を代入する。

【 0 0 8 8 】

(ステップ S 2 0 6) アーチファクト情報取得部 1 2 5 は、アーチファクト事前情報格納部 1 2 3 に、 i 番目のアーチファクト事前情報が存在するか否かを判断する。 i 番目のアーチファクト事前情報が存在すればステップ S 2 0 7 に行き、存在しなければステップ S 2 1 0 に行く。

10

【 0 0 8 9 】

(ステップ S 2 0 7) アーチファクト情報取得部 1 2 5 は、アーチファクト事前情報格納部 1 2 3 から、 i 番目のアーチファクト事前情報を読み出す。

【 0 0 9 0 】

(ステップ S 2 0 8) アーチファクト情報取得部 1 2 5 は、ステップ S 2 0 3 でメモリ上に読み出された数式に、ステップ S 2 0 1 で読み出された計測脳信号情報と、ステップ S 2 0 7 で読み出したアーチファクト事前情報を代入し、当該式を実行し、アーチファクト情報を取得し、メモリ上に配置する。

20

【 0 0 9 1 】

(ステップ S 2 0 9) アーチファクト情報取得部 1 2 5 は、カウンタ i を 1、インクリメントし、ステップ S 2 0 6 に戻る。

【 0 0 9 2 】

(ステップ S 2 1 0) 出力脳活動情報取得部 1 2 6 は、ステップ S 2 0 4 で取得された脳活動情報から、fMRI 活動のない位置のダイボールに対する情報を取り除く。

【 0 0 9 3 】

(ステップ S 2 1 1) 出力脳活動情報取得部 1 2 6 は、ステップ S 2 1 0 で残った情報から、ステップ S 2 0 8 で取得された 1 以上のアーチファクト情報を取り除く。そして、出力脳活動情報取得部 1 2 6 は、出力脳活動情報を得る。

30

【 0 0 9 4 】

(ステップ S 2 1 2) 出力部 1 2 8 は、ステップ S 2 1 1 で取得された出力脳活動情報を出し、処理を終了する。

【 0 0 9 5 】

なお、図 2 のフローチャートにおいて、ステップ S 2 1 0、ステップ S 2 1 1 における処理の順序、タイミングは問わない。ステップ S 2 1 0、ステップ S 2 1 1 における処理は、例えば、上述した数式 1 5 を用いて行われる。

【 0 0 9 6 】

また、図 2 のフローチャートにおいて、ノイズ除去精度情報取得部 1 2 7 の処理は行わなかった。しかし、図 2 のフローチャートにおいて、出力部 1 2 8 は、ノイズ除去精度情報が、予め格納されている閾値と比較して高い精度である場合のみ、出力脳活動情報を出ししても良い。

40

【 0 0 9 7 】

また、以下、脳活動情報出力装置 1 2 が、適切なアーチファクト事前情報をアーチファクト事前情報格納部 1 2 3 に蓄積する動作について、図 3 のフローチャートを用いて説明する。

【 0 0 9 8 】

(ステップ S 3 0 1) アーチファクト事前情報決定部 1 2 9 は、カウンタ i に 1 を代入する。

50

【 0 0 9 9 】

(ステップ S 3 0 2) アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、i 番目のアーチファクト源が存在するか否かを判断する。i 番目のアーチファクト源が存在すればステップ S 3 0 3 に行き、存在しなければステップ S 3 1 2 に行く。

【 0 1 0 0 】

(ステップ S 3 0 3) アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、i 番目のアーチファクト源の信号強度に関する事前分布を、アーチファクト事前情報格納部 1 2 3 から取得する。ここで、信号強度に関する事前分布は、例えば、電流強度に関する情報(事前電流分散)である。

【 0 1 0 1 】

10

(ステップ S 3 0 4) アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、ステップ S 3 0 3 で取得した事前分布を用いて、i 番目のアーチファクト源の信号強度に関する事後分布を、1 以上取得する。ここで、事後分布は、例えば、i 番目のアーチファクト源の事前電流分散に基づいて推定される電流強度(事後電流分散)である。なお、この処理を、事後分布取得処理という。

【 0 1 0 2 】

(ステップ S 3 0 5) アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、カウンタ j に 1 を代入する。

【 0 1 0 3 】

(ステップ S 3 0 6) アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、ステップ S 3 0 4 で取得された事後分布のうち、j 番目の事後分布が存在するか否かを判断する。j 番目の事後分布が存在すればステップ S 3 0 7 に行き、存在しなければステップ S 3 1 1 に行く。

20

【 0 1 0 4 】

(ステップ S 3 0 7) アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、i 番目のアーチファクト源の信号強度に関する事前分布と、j 番目の信号強度に関する事後分布との差を算出する。

【 0 1 0 5 】

(ステップ S 3 0 8) アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、ステップ S 3 0 7 で算出した差が、予め決められた閾値(例えば、「0」や「0.1」など)以内であるか否かを判断する。予め決められた閾値以内であればステップ S 3 0 9 に行き、予め決められた閾値より大きければステップ S 3 1 0 に行く。

30

【 0 1 0 6 】

(ステップ S 3 0 9) アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、i 番目のアーチファクト源の信号強度に関する事前分布を、バッファに一時格納する。なお、ここで、アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、i 番目のアーチファクト源の信号強度に関する事前分布と、信頼度のパラメータ($\gamma_{0,i}$)とを、バッファに一時格納することは好適である。また、ここで、ループを抜けて、ステップ S 3 1 1 に行っても良い。また、ここでバッファに格納されたアーチファクト源の信号強度に関する事前分布は、最終的にアーチファクト事前情報格納部 1 2 3 に格納されるアーチファクト事前情報(または、その一部)の候補となる情報である。

40

【 0 1 0 7 】

(ステップ S 3 1 0) アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、カウンタ j を 1、インクリメントする。ステップ S 3 0 6 に戻る。

【 0 1 0 8 】

(ステップ S 3 1 1) アーチファクト事前情報決定部 1 2 9 は、カウンタ i を 1、インクリメントする。ステップ S 3 0 2 に戻る。

【 0 1 0 9 】

(ステップ S 3 1 2) 脳活動信号強度推定手段 1 2 9 3 は、カウンタ i に 1 を代入する。

50

【 0 1 1 0 】

(ステップ S 3 1 3) 脳活動信号強度推定手段 1 2 9 3 は、ステップ S 3 0 9 でバッファに格納されたアーチファクト事前情報の候補に、 i 番目の候補が存在するか否かを判断する。 i 番目の候補が存在すればステップ S 3 1 4 に行き、存在しなければステップ S 3 2 2 に行く。

【 0 1 1 1 】

(ステップ S 3 1 4) 脳活動信号強度推定手段 1 2 9 3 は、カウンタ j に 1 を代入する。

【 0 1 1 2 】

(ステップ S 3 1 5) 脳活動信号強度推定手段 1 2 9 3 は、 j 番目の試行が存在するか否かを判断する。 j 番目の試行が存在すればステップ S 3 1 6 に行き、存在しなければステップ S 3 2 0 に行く。

10

【 0 1 1 3 】

(ステップ S 3 1 6) 脳活動信号強度推定手段 1 2 9 3 は、 i 番目のアーチファクト事前情報の、 j 番目の試行の信号強度 (例えば、電流強度) を取得する。ここで、信号強度は、数式 1 7 により算出される。

【 0 1 1 4 】

(ステップ S 3 1 7) 脳活動信号強度推定手段 1 2 9 3 は、 i 番目のダイポールの $fMRI$ 信号強度を取得する。なお、本ステップは j のループの中にあるが、 j のループの外に出しても良い。

20

【 0 1 1 5 】

(ステップ S 3 1 8) 脳活動信号強度推定手段 1 2 9 3 は、 j 番目の試行の相関係数 (相関に関する情報の一例) を算出し、バッファに一時格納する。相関係数は、数式 1 8 により算出される。

【 0 1 1 6 】

(ステップ S 3 1 9) 脳活動信号強度推定手段 1 2 9 3 は、カウンタ j を 1、インクリメントする。ステップ S 3 1 5 に戻る。

【 0 1 1 7 】

(ステップ S 3 2 0) 脳活動信号強度推定手段 1 2 9 3 は、ステップ S 3 1 8 において、バッファに一時格納した相関係数の平均値を算出する (数式 1 9 参照)。そして、脳活動信号強度推定手段 1 2 9 3 は、相関係数の平均値をバッファに一時格納する。

30

【 0 1 1 8 】

(ステップ S 3 2 1) 脳活動信号強度推定手段 1 2 9 3 は、カウンタ i を 1、インクリメントする。ステップ S 3 1 3 に戻る。

【 0 1 1 9 】

(ステップ S 3 2 2) 脳活動信号強度推定手段 1 2 9 3 は、ステップ S 3 2 0 でバッファに格納した相関係数の平均値のうちで、最大の相関係数の平均値に対応するアーチファクト事前情報 (事前電流分布、または事前電流分布と信頼度のパラメータ等) を取得し、バッファに一時格納する。上位処理にリターンする。

【 0 1 2 0 】

また、以下、ステップ S 3 0 4 の事後分布取得処理について、図 4 のフローチャートを用いて説明する。

40

【 0 1 2 1 】

(ステップ S 4 0 1) アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、カウンタ i に 1 を代入する。

【 0 1 2 2 】

(ステップ S 4 0 2) アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、 i 番目の事前分布が存在するか否かを判断する。 i 番目の事前分布が存在すればステップ S 4 0 3 に行き、存在しなければ上位処理にリターンする。なお、アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、例えば、事前分散を、 $1 \sim 10^{-11} \text{ nAm}^2$ の範囲で 12 種類 (i は 1 か

50

ら 1 2 まで)、変化させる。

【 0 1 2 3 】

(ステップ S 4 0 3) アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、i 番目の事前分布を取得する。

【 0 1 2 4 】

(ステップ S 4 0 4) アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、カウンタ j に 1 を代入する。

【 0 1 2 5 】

(ステップ S 4 0 5) アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、j 番目の信頼度が存在するか否かを判断する。j 番目の信頼度が存在すればステップ S 4 0 6 に行き、存在しなければステップ S 4 0 9 に行く。なお、アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、例えば、信頼度を、 $1 \sim 10^6$ の範囲で 1 3 種類 (j は 1 から 1 3 まで)、変化させる。

10

【 0 1 2 6 】

(ステップ S 4 0 6) アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、j 番目の信頼度を取得する。

【 0 1 2 7 】

(ステップ S 4 0 7) アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、階層ベイズ法により、i 番目の事前分布と j 番目の信頼度とを用いて、事後分散 (例えば、事後電流分散) を取得する。

20

【 0 1 2 8 】

(ステップ S 4 0 8) アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、カウンタ j を 1、インクリメントする。ステップ S 4 0 5 に戻る。

【 0 1 2 9 】

(ステップ S 4 0 9) アーチファクト信号強度情報推定手段 1 2 9 1 は、カウンタ j を 1、インクリメントする。ステップ S 4 0 2 に戻る。

【 0 1 3 0 】

以下、本実施の形態における脳活動情報出力システムを用いた実験結果について説明する。被験者は、正常な視覚を有する健常男性 3 名である。被験者 3 名 (X, Y, Z) が、MEG 計測実験と fMRI 計測実験の両方に参加した。実験に先だって、被験者には実験内容についての説明を行い、同意を得た上で実験を行った。

30

【 0 1 3 1 】

MEG 計測実験とは、以下のような実験である。脳信号計測装置 1 1 は、全頭型の 2 0 8 チャンネルセンサを有する市販の脳磁計測装置である。そして、脳信号計測装置 1 1 により、1 0 0 0 H z で MEG データが記録した。なお、MEG データは、計測脳信号情報の一例であるとも考えられる。

【 0 1 3 2 】

そして、実験課題として、被験者は運動する視標を、固視点を注視したまま、心的に追従する課題 (covert pursuit task) を行った。視標は、正弦波を基礎として 4 分の 1 周期毎に速度が 0 になるとその周波数が変更されるようにした。ここで、実験で被験者に提示した視標の速度波形を、図 5 に示す。また、視標運動の 1 試行あたり平均周波数は 0 . 5 H z であり、赤色の点とした。具体的には、以下の (a) から (d) の流れで課題を遂行した。

40

【 0 1 3 3 】

(a) 被験者は、準備が出来たら、タスク開始のボタンを押す。(b) 固視点と視標が画面中央に現れる (1000 ± 500 m s 間待つ)。(c) その後、視標が水平方向に動き始める。被験者は、固視点を見つめながら視標を心の中で追従するように指示された。視標は 4 0 0 0 m s 間動き続けた。(d) 視標が消え、被験者は休憩する。そして、(a) から (d) の流れを 1 試行とした。指標の運動パターンは 3 種類あり、それぞれ 3 0 試行ずつランダムに提示した (3 種類 $\times$ 3 0 試行 = 合計 9 0 試行)。これを 1 セッションと

50

して、被験者は合計で3セッション(1セッション90試行×3セッション=合計270試行)課題を遂行した。

【0134】

次に、fMRI計測実験について説明する。fMRI計測には市販の1.5TのMRIスキャナを用いた。視覚刺激は眼前から370mm離れた位置に設置したスクリーンに提示した。被験者は、正弦波の動きをする指標を、目を動かさずに心的に追従するテストブロックと、静止する固視点を注視しつづけるコントロールブロックを、それぞれ15秒間ずつ繰り返した。テストブロックでは、MEG計測実験と同じ視標を用いた。

【0135】

まず、最初に、脳信号計測装置11が計測し、取得したMEGデータは、リファレンスセンサの値を用いて、図示しない低周波ドリフト除去手段(脳信号計測装置11が有する)により、低周波のドリフトの影響が除去された。次に、図示しないデータ切出手段(脳信号計測装置11が有する)により、指標の提示時刻を基準にして-400~+4000msのデータを切り出し、これを1試行のデータとした。データ切出手段により、切り出されたMEGデータの最初の400ms間は指標が動き出す前の状態であり(pretrigger期間)、図示しない補正手段(脳信号計測装置11が有する)により、この期間の平均値を用いて基線補正を行った。上記の前処理をしたMEGデータが、計測脳信号情報格納部121に格納された計測脳信号情報の例であり、上述した階層ベイズ推定により、後述する電流推定に用いられた。

【0136】

また、解析の際、ひとつ以上のセンサのデータが、計測可能な値の範囲の95%以上の値をとった場合に、その試行データは除外した。また、実験中に被験者が眠ったセッションのデータも除外した。そのため、被験者A、B、Cから計測されたデータのうち、それぞれ169試行(全試行の62.59%)、251試行(92.96%)、267試行(98.89%)のデータが解析に用いられた。

【0137】

fMRIデータの解析はSPM5(The Wellcome Department of Cognitive Neurology)を用いて行われた。静止する固視点のみが提示され、それを注視している条件と、固視点を注視したままその上側で運動する指標を心の中で追従している条件での脳活動の有意差検定をt検定で行った。

【0138】

あらかじめ計測しておいた被験者のMRI構造画像をもとに、Brain Voyager(Brain Innovation)を用いて大脳表面モデルを作成した。その全脳モデル上に、その全脳モデル上にダイポールが配置された(図6の皮質上(cortex)の点)。皮質表面モデル上に配置された格子点の数は、被験者A、B、Cでそれぞれ、13,755点、13,160点、12,370点であった。

【0139】

また、本実験では、主なアーチファクト源として、以下に示す理由により、眼球付近の位置2箇所、頸動脈付近の左右1箇所ずつ、心臓の位置を仮定し、それぞれの場所にダイポールを仮定した。

【0140】

まず、眼球は、定常的に電氣的な極性があり、角膜側を正電位、網膜側が負電位となっている。このため、眼球は角膜を正極、網膜側を負極としたダイポールだと考えることができる。また、MRIの構造画像から眼球の中心位置を決め、ダイポールを配置した。

【0141】

また、心拍成分のR波をトリガ時刻として、計測したMEGデータの時間軸を揃え直し、加算平均波形を求めた。

【0142】

そのデータを用いてムービング・ダイポール法で電流源推定を行った。前交連(anterior commissure, AC)を原点として、前交連と後交連(posterior commissure, PC)を結ぶ直線をz軸とし、前交連と後交連の中間点をy軸とし、前交連と後交連の中間点をx軸とした。

rior commissure, PC) を結ぶ線を y 軸とする座標系を考え (x 軸は正中矢状面に垂直な左右方向, z 軸はこれらに垂直な上下方向)、探索範囲は被験者の上半身付近 ($x = ?20 \sim 20 \text{ cm}$, $y = ?20 \sim 20 \text{ cm}$, $z = ?50 \sim 20 \text{ cm}$) とした。電流源推定の結果、心臓付近と頸部付近に推定された。その結果に基づいて、ダイポールを心臓位置に 1 箇所と頸動脈付近に左右 1 箇所ずつ配置した (図 6 参照)。心臓の位置は、(x, y, z) = ($?5, 0, ?23$) [cm] の位置である。頸動脈の位置は、MRI の構造画像も参考に決定した。

【0143】

計測脳信号情報格納部 121 に格納されている MEG データから、上述した階層ベイズ推定によって電流推定を行う際、fMRI 活動強度情報 (t 値) を階層ベイズ推定の事前知識として用いた。つまり、脳事前情報格納部 122 には、fMRI 活動強度情報 (t 値) を含む脳事前情報が格納されている。脳事前情報として、fMRI 活動強度の大きいダイポールには大きな事前分散を与え、逆に活動強度が小さければ小さい事前分散を与えた。また、皮質上に配置したダイポールに対するハイパーパラメータは、皮質に対する事前分散の倍率のパラメータ「 $m_0 = 500$ 」、各ダイポールに対する信頼度のパラメータ「 $\gamma_{0i} = 500$ 」を用いた。

【0144】

アーチファクトの信号強度は未知である。アーチファクト源の電流分散に対するハイパーパラメータを決定するため、上述したように、二つの基準を設けた。一つは (a) 統計モデルの妥当性であり、もう一つは (b) fMRI と推定電流の信号強度情報との相関である。

【0145】

まず、第一の基準を満たすために、以下のようにした。アーチファクト源の電流強度に関する情報 (事前電流分散 v_{0i} バー) が妥当ならば、それに基づいて推定される電流強度 (事後電流分散 v_i バー) も同じになる。アーチファクト源を表すそれぞれのダイポールの事前分散 v_{0i} バー $\times \rho_{base}$ と信頼度のパラメータ γ_{0i} を変化させて電流推定を行い、上述した数式 17 から数式 19 を用いて、指標を計算した。

【0146】

アーチファクト信号強度情報推定手段 1291 は、事前分散と γ_{0i} はそれぞれ $1 \sim 10^{11} \text{ nAm}^2$, $1 \sim 10^6$ の範囲で変化させ (事前分散 12 種類, γ_{0i} 13 種類, 合計 156 通り)、階層ベイズ法の計算を行った。そして、アーチファクト信号強度情報推定手段 1291 は、例えば、 $O_{i, diff}$ がゼロに近い値のハイパーパラメータの組合せを計算結果から選択し、アーチファクト事前情報の候補として取得した。その結果、アーチファクト事前情報の候補を、図 7 に示す線 (1) 上の点の集合のように得た。

【0147】

次に、脳活動信号強度推定手段 1293 は、以下のように動作した。つまり、脳活動信号強度推定手段 1293 は、fMRI の活動強度情報 f_i と電流強度 $J_{n,i}$ の相関指標を、数式 17 から数式 19 を用いて、算出した。これは、fMRI の活動がある位置では、脳内での神経活動も大きくなると期待されることを用いたものである。

【0148】

そして、アーチファクト事前情報決定部 129 は、(a) 統計モデルの妥当性、(b) fMRI と推定電流の信号強度情報との相関、の 2 つの基準を同時に満たすハイパーパラメータの組を選択した。具体的には、アーチファクト事前情報決定部 129 は、図 8 の黒点 (1) を選んだ。

【0149】

そして、その後、アーチファクト事前情報決定部 129 は、それぞれのダイポールに対して選んだハイパーパラメータを使い、数式 17 から数式 19 の計算をやり直した。アーチファクト事前情報決定部 129 は、これらの手順をハイパーパラメータの値が変化しなくなるまで繰り返した。そして、アーチファクト事前情報決定部 129 は、最終的なハイパーパラメータの組 (アーチファクト事前情報) を取得した。繰り返した回数は、被験者

10

20

30

40

50

A, B, Cでそれぞれ5回, 3回, 5回であった。つまり、アーチファクト事前情報決定部129は、1以上のアーチファクト事前情報の推定を、所定の条件に合致するまで繰り返すことは好適である。ここで、所定の条件とは、アーチファクト事前情報（例えば、ハイパーパラメータの値）が所定以内の変化（変化しない場合も含む）になることである。

【0150】

また、アーチファクト源のハイパーパラメータを変化させることが電流強度に与える影響を調べるため、数式20を用いて計算した。

【数20】

$$CI_i = \frac{1}{NT} \sum_{n=1}^N \sum_{t=1}^T |J_{n,i}(t)|$$

10

【0151】

ここで、図9はハイパーパラメータの組ごとに、数式20を計算した値をマップとして表している。ハイパーパラメータを変化させることで、アーチファクト源の電流強度は変化する。そのことによって差し引く磁場の大きさも変化するため、ハイパーパラメータの選択がMEGアーチファクト除去の性能に大きな影響を及ぼす。

【0152】

また、3種類の視標運動パターン遂行中のMEGデータのうち、1種類を用いて、アーチファクト源のハイパーパラメータ（アーチファクト事前情報）を決定した。

【0153】

20

また、ハイパーパラメータは、推定電流とfMRI活動強度情報との相関が高くなるように決めているため、パラメータ推定に使ったデータセットを同じデータセットに適用して、アーチファクト除去の精度を推定するのは不適切である。そこで、パラメータの決定に用いなかった残り2種類のMEGデータを使って、アーチファクト除去の精度を評価した。

【0154】

以上により、計測脳信号情報格納部121、脳事前情報格納部122、およびアーチファクト事前情報格納部123に、それぞれの情報が格納された。

【0155】

次に、出力脳活動情報取得部126等は、数式12から数式15を用いて、上述したようなアーチファクト除去を行った。つまり、階層ベイズ推定法でアーチファクト源と大脳皮質の電流モーメントを同時に推定した後、出力脳活動情報取得部126は、数式15に従って、アーチファクトのみが作る磁場を観測磁場Bから取り除き、 B_{pruned} を求めた。

30

【0156】

以下、従来のアーチファクト除去方法について述べる。また、従来のアーチファクト除去方法を用いた場合の実験と、脳活動情報出力装置12によるアーチファクト除去方法を用いた場合の実験について述べる。

【0157】

従来のアーチファクト除去方法とは、主成分分析（PCA）と独立成分分析（ICA）によるアーチファクト除去である。従来方法により、計測したMEGデータは、セッションと視標速度の条件毎にデータセットに分け、それぞれに対してPCAとICAを適用した。

40

【0158】

まず、計測したMEGデータにPCAを適用し、その第一主成分が心拍波形に類似していることを目視で確認した上で、その成分を除去した。図10は、観測したMEGデータにPCAを適用したときの第一主成分の時間波形を表す図である。図11は、第一主成分を頭部マップ上に示した図である。

【0159】

次に、計測した208chのMEGデータにInfomax ICAを適用し、208

50

個の独立成分を抽出した。それらの中で、心拍波形に似た特徴や眼球付近のセンサでのみ変化がある独立成分を目視で確認した場合、それらをアーチファクトとみなした。図 1 2、図 1 3 は、観測した MEG データに ICA を適用したときの独立成分の時間波形を表す。図 1 4、図 1 5 は、各々図 1 2、図 1 3 に対応し、独立成分を頭部マップ上に示した図である。図 1 0 から図 1 5 は、被験者 B の 1 セッション目の一つの視標運動遂行中の MEG データに PCA を適用したときの結果である。図 1 0、図 1 2、図 1 3 では 83 番目のセンサの値を示した。

【 0 1 6 0 】

計測した MEG データからアーチファクトを表す独立成分を差し引き、その値をアーチファクト除去した MEG データとした。被験者 A, B, C でそれぞれ 2 個, 2.00 ± 0.50 個, 1.11 ± 0.33 個の独立成分が除去された。

【 0 1 6 1 】

ICA でアーチファクトとみなした独立成分のうち、心拍アーチファクトの影響が特に大きかった 83 番目のセンサ値から R 波のピーク時刻が検出された。その時刻をトリガとして、観測磁場から $-150 \sim +450$ ms の時間区間が切り出された。被験者 A, B, C でそれぞれ 795, 876, 1100 サイクルの心拍が検出され、その加算平均波形を解析に用いた。なお、ICA で心拍アーチファクトとみなした成分は、R 波のピーク時刻検出にのみ用い、加算平均波形の計算には観測磁場を用いた。なお、83 番目のセンサの位置を、図 1 6 に示す (図 1 6 の (1) の点)。

【 0 1 6 2 】

次に、脳活動情報出力装置 12 によるアーチファクト事前情報の取得について述べる。図 1 7 は、心拍成分の R 波をトリガとして観測磁場を切り出し、加算平均した値を示す図である。図 1 8、図 1 9、図 2 0 は、図 1 7 と同じ R 波のピーク時刻を基準に、心臓、頸動脈 (左)、頸動脈 (右) に配置したダイポールの推定電流を加算平均した波形である。図 1 8、図 1 9、図 2 0 において、各ダイポールの x, y, z 軸成分のそれぞれの波形を示している。観測磁場の心拍成分は、R 波と S 波の区間でインパルス状の波形を示している。推定電流波形も、これらと同じ時間区間で同様の特徴を示した。また、Q 波と T 波の時間区間では、観測磁場は緩やかに変化し、推定電流も同様の変化を示した。このように観測磁場に見られる心拍成分の特徴は、推定電流の時間波形でも確認された。眼球には、角膜を正極、網膜側を負極とした定常的な電位がある (W.R. Miles, "The steady polarity potential of the human eye," Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A., 25,1, pp.25-36, 1939. 参照)。被験者が点滅する光刺激を見ているときの頭部付近の磁場を計測し、その磁場から眼球位置に配置したダイポールの電流モーメントが推定されている。その値は約 10 nAm であったことを示している (T. Katila, R. Maniewski, T. Poutanen, and T. Varpula, "Magnetic fields produced by the human eye," J. Appl. Phys., 52,2, pp. 2565-2571, 1981. 参照)。本実験の観測磁場から推定された眼球位置での電流強度を、数式 17 を用いて試行毎に計算した結果、試行平均値は $1.88 - 8.54 \text{ nAm}$ であり、先行研究と同じオーダーの値が推定された。

【 0 1 6 3 】

追従性眼球運動遂行中の MEG と EOG を計測した従来の実験がある (Y. Fujiwara, O. Yamashita, D. Kawawaki, K. Doya, M. Kawato, K. Toyama, and M.A. Sato, "A hierarchical Bayesian method to resolve an inverse problem of MEG contaminated with eye movement artifacts," NeuroImage, 45, 2, pp. 393-409, 2009. 参照)。従来の実験において、動かす眼球の振幅角は 4 度、振動周波数は 0.7 Hz であり、その実験中の EOG データから眼球アーチファクトの順モデルを求め、観測磁場を実現する電流モーメントを推定した。その推定電流の試行平均値は $21.7 - 36.3 \text{ nAm}$ であった。

【 0 1 6 4 】

脳活動情報出力装置 12 による本実験 (本実験タスク) の場合は、眼球を動かさない実験である。そのため、眼球位置で推定される電流の主な要因は固視微動 (tremor) に起因するものである。tremor の振幅角は約 0.0042 度で、振動周波数は最大

90 Hzである。従来の実験と本実験タスクにおいて、単位時間当りの電荷の移動量（電流）の比は、 $4 \times 0.7 : 0.0042 \times 90 = 1 : 0.135$ となる。従来の実験の結果から換算すると、本実験の場合の眼球位置での推定電流の大きさは2.93 - 4.90 nA mだと推測できる。この値の大きさも、本実験で示した値のそれと一致していた。（実験結果1）

【0165】

実験結果1における実験は、センサーレベルでのアーチファクト除去の実験である。本実験において、推定電流からアーチファクトの磁場を復元し、観測磁場から差し引くことによってアーチファクト除去を試みた。図21Aは、観測磁場とアーチファクトを除去した磁場を比較し、頭部マップ上に示した図である。アーチファクトを除去する前（黒色の線）は頭部外周部で波形が乱れている。しかし、アーチファクト除去後（灰色の線）は波形の乱れは小さい（図21C）。また、頭部中心付近は、外側部分に比べてアーチファクトの影響が小さいと予想されるが、そのような箇所では、アーチファクト除去の前後で波形は似通っている（図21B）。本実験において、脳活動の影響を主に反映しているセンサ位置の磁場は歪めずに、アーチファクトの影響の大きい位置でその影響を小さくすることができた。

10

【0166】

観測磁場を試行全体に渡って加算平均された観測磁場はアーチファクトの影響が抑えられている。この値（ $B_{\text{ハット}}[B \text{ の上に } ^\wedge]$ ）は、真の脳活動の試行平均値と仮定できる。単一試行の観測磁場 B は、アーチファクトの影響もしくは試行毎の脳活動の揺らぎによって $B_{\text{ハット}}$ からばらついていて、と考えられる。各センサ位置での磁場のばらつき SD を、数式21を用いて計算した。

20

【数21】

$$SD = \sqrt{\frac{1}{N} \frac{1}{T} \sum_{n=1}^N \sum_{t=1}^T (B_n(t) - \hat{B}(t))^2}$$

【0167】

数式21において、 T はサンプル数、 N は試行数を表す。

【0168】

図22は典型的な被験者のデータから計算した指標を頭部マップ上に表示した図である。観測磁場（図22A）では、アーチファクトの影響を受けやすい頭部外周部での値が大きいが、ノイズ除去した場合（PCA, ICA, extra-dipole法）は、その値が小さい（図22B, C, D）。また、頭部中心付近では、脳活動を反映した成分が観測磁場に含まれているため、ノイズ除去の前後に関わらず、ある程度大きな値が期待される。しかし、PCA（図22B）では、頭部中心付近の値も外周部と同様に小さい。PCA（図22B）では、アーチファクトだけではなく、脳活動を反映した成分も除去されている可能性がある。なお、図22Dのextra-dipole法は、脳活動情報出力装置12の方法である。

30

【0169】

図23は頭部外周部（71個）のセンサの指標を観測値とPCA, ICA, extra-dipole法を用いた場合で比較した図である。4種類のデータから計算した指標に対して乱塊法による1要因分散分析を行った結果、有意差がみられた（ $F(3, 1914) = 496.64$, $p < 0.0001$ ）。多重比較（TukeyのHSD検定）を行ったところ、extra-dipole法を使ってアーチファクト除去をした場合が、他の解析法に比べて指標が有意に小さかった（図23）。つまり、脳活動情報出力装置12のノイズ除去方法を用いることで、アーチファクトの影響のみを最も効果的に除去できた、ことを示せた。

40

【0170】

タスク遂行中の皮質電流の信号強度を、数式17を用いて計算し、その試行平均値を皮質マップ上に示した（図24）。被験者A, B, Cに共通して電流強度が大きかった領域

50

として、中心前溝 (precentral cortex)、内側上前頭回 (medial superior frontal cortex)、頭頂間溝 (intraparietal cortex)、外側後頭側頭野 (Lateral occipitotemporal cortex) が挙げられる。これらの領域はそれぞれ、前頭眼野 (FEF)、補足眼野 (SEF)、頭頂眼野 (PEF)、MT/V5 野といった眼球運動に関わる皮質領域である。また、これらの領域は目を動かさずに視野内の視覚対象に注意を向けるときにも同様に活動することが知られている。大きな電流活動が推定された部位は、心的な視標運動時に関係のある領域と一致していた。

(実験結果 2)

【0171】

実験結果 2 における実験は、推定電流レベルでのアーチファクト除去の実験である。本実験において、観測磁場は、複数のアーチファクトと皮質の神経活動を主に反映している。その磁場を説明できる個々の電流を推定することは、アーチファクトの影響を分離した脳活動を推定することにつながる。ここで、複数のアーチファクトと皮質電流を同時に推定することにより、電流レベルで推定精度が改善しているか否かを検討する。もし、脳活動とアーチファクトの影響を良く分離できていれば、推定された皮質電流は、実際の神経活動により近いはずである。ここでは、真の皮質電流の信号強度は fMRI の信号強度と相関があると仮定し、fMRI の活動強度 (t 値) と推定電流の信号強度 (数式 17 で計算される値) の相関係数を、数式 18 を用いて計算した。また、他のノイズ除去方法の結果と比較するため、ここでは、4 種類の方法で皮質電流を推定した。一つ目はダイポールを皮質のみに配置し観測磁場を用いて皮質電流を推定する方法、二つ目は PCA を用いてアーチファクトを除去した観測磁場から推定する方法、三つめは ICA を用いてアーチファクトを除去した観測磁場から推定する方法、四つ目はダイポールを皮質表面だけではなくアーチファクト源にも配置し観測磁場を用いて電流推定を行う方法である。アーチファクト除去の精度評価には、アーチファクト源の電流分散分布ハイパーパラメータの決定には用いなかった残り 2 種類のデータセットを使った。推定された電流の善し悪しを調べるため、4 種類の方法で求めた推定電流と fMRI の信号強度との相関係数を求め、乱塊法による 1 要因分散分析を行った。その結果、これらの相関係数の間に有意差がみられた ($F(3, 1368) = 5928.48, p < 0.0001$)。多重比較 (Tukey の HSD 検定) を行った結果、拡張ダイポールを用いて推定した場合 (脳活動情報出力装置 12 による方法の場合) にもっとも相関係数が大きかった (図 25)。これは、皮質電流だけでなく、アーチファクトも同時に推定することで精度が向上したことを示している。

【0172】

以上、本実施の形態における脳活動情報出力装置 12 によれば、脳活動とアーチファクトの振舞いを同時に予測し、ノイズ除去を行うことができる。そのため、精度の高い脳活動の情報を出力できる。

【0173】

また、本実施の形態によれば、脳活動とその信号を歪める複数のアーチファクト源の電流波形を同時に推定し、実データからアーチファクトの影響を分離することで脳活動由来の信号を抽出することができた。また、本実施の形態によれば、適切な事前情報を設定することで、アーチファクト成分と皮質電流をより良く推定できた。

【0174】

また、脳活動情報出力装置 12 のアーチファクト除去の手法を用いることで、センサーレベルでのアーチファクト除去に有効であること、さらに電流推定の精度が向上することが示せた。このとき、配置したダイポールの位置は左右の眼球、心臓、左右の頸動脈付近の 5 箇所であることは好適である。また、そのうち、心拍成分を表現するために配置したダイポールの位置はわずか 3 箇所である。それにもかかわらず、効果的にアーチファクトの影響を抑えることができた。

【0175】

また、従来の方法 (Y. Fujiwara, O. Yamashita, D. Kawawaki, K. Doya, M. Kawato, K

10

20

30

40

50

. Toyama, and MA. Sato, "A hierarchical Bayesian method to resolve an inverse problem of MEG contaminated with eye movement artifacts," NeuroImage, 45, 2, pp. 393-409, 2009.) において、眼球位置での電流から E O G への順モデルを事前に求め、その後、観測磁場を説明できる皮質電流を推定している。しかし、この方法を用いるためには、順モデルを求めるための情報（例えば、E O G など）を別に用意する必要がある。生体由来のアーチファクトには様々なものが想定され、それらの M E G への混入の仕方も複雑である。想定される様々なアーチファクト源の電位変化をすべて記録し、それらの順モデルを必要とする上記の手法は、複数のアーチファクトの影響を除去する手法としては現実的でない。それに対して、脳活動情報出力装置 1 2 の手法はアーチファクト源の特性が未知であっても適用することができ、また、その数が複数でも可能である。さらに、例えば、電源ノイズのような電位変化を計測できないアーチファクトに対しても有効である。

10

【 0 1 7 6 】

また、本実施の形態によれば、アーチファクト源や脳活動の信号強度は、それぞれ異なることを考慮し、信号強度に関する情報を事前知識として個別に設定し、電流の推定を行うことにより、より精度の高い脳活動の情報を出力できる。

【 0 1 7 7 】

また、本実施の形態によれば、推定した電流からアーチファクトの磁場を復元し、計測脳信号情報から差し引くことによってアーチファクト除去を行うことができ、精度の高い脳活動の情報を出力できる。

20

【 0 1 7 8 】

また、本実施の形態によれば、計測脳信号情報は、主として、脳磁図（M E G）であった。ただし、計測脳信号情報は、脳波（E E G）でも良いことは言うまでもない。

【 0 1 7 9 】

さらに、本実施の形態によれば、拡張ダイポールを用いてアーチファクト除去を行い、従来の方法と比べて合理的かつ効果的にセンサーレベルでノイズ除去ができる。また、アーチファクトも含めて脳電流を推定することによって、電流レベルでのクリーニングもできる。そのため、精度の高い脳活動の情報を出力できる。

【 0 1 8 0 】

なお、本実施の形態において、上述した数式の情報は、通常、当該数式を用いて演算する部、手段等が、予め保持しており、当該数式を読み出して、実行する。

30

【 0 1 8 1 】

また、出力脳活動情報は、数式 1 5 により算出される例を示した。しかし、出力脳活動情報は、以下に示すように算出されても良い。つまり、脳神経活動の電気的变化に伴って、頭部周辺では微弱な磁場が観測される。神経電流を位置と方向が固定された I b r a i n 個の電流ダイポールでモデル化し、その電流モーメントを I b r a i n 次元ベクトル J b r a i n で表す。また、計測される磁場には、脳活動を反映した成分だけでなく、様々なアーチファクトに起因する成分も含まれている。それらのアーチファクト源を I a r t i f a c t 個のダイポールでモデル化し、その電流モーメントを I a r t i f a c t 次元ベクトル J a r t i f a c t で表す。時刻 τ での電流ダイポールと観測磁場の関係は数式 2 2 のように表すことができる。

40

【 数 2 2 】

$$B(\tau) = G_{\text{brain}} \cdot J_{\text{brain}}(\tau) + G_{\text{artifact}} \cdot J_{\text{artifact}}(\tau) + \varepsilon(\tau)$$

【 0 1 8 2 】

数式 2 2 において、 $B(\tau)$ は M 個の M E G センサ上での観測磁場を表す。 G_{brain} は皮質に関するリードフィールド行列であり、単位電流モーメントによって発生する磁場を表す行列である。脳を囲む頭蓋内部が均一な媒質の球であると仮定すると、リードフィールドの成分は S a r v a s の式によって解析的に計算できる。M E G 信号を生成する主要な脳活動成分は錐体細胞に流れる電流であるという知見に基づき、皮質表面上に垂直な向きを持つ電流ダイポールを仮定した。アーチファクト源のダイポールに関するリードフィールド行列 G_{artifact} は、アーチファクト源での磁場が x, y, z 方向のベ

50

クトル量として表されると考え、Bio-Savartの式によって計算した。また、観測ノイズ $\varepsilon(\tau)$ は平均ゼロのガウス分布に従うと仮定した。

【0183】

さらに、本実施の形態における処理は、ソフトウェアで実現しても良い。そして、このソフトウェアをソフトウェアダウンロード等により配布しても良い。また、このソフトウェアをCD-ROMなどの記録媒体に記録して流布しても良い。なお、このことは、本明細書における他の実施の形態においても該当する。なお、本実施の形態における脳活動情報出力装置を実現するソフトウェアは、以下のようなプログラムである。つまり、このプログラムは、コンピュータを、アーチファクト源の信号強度に関する事前分布を取得し、かつ、当該事前分布を用いて当該アーチファクト源の信号強度に関する事後分布を推定し、前記事前分布と前記事後分布との差を算出し、当該差が予め決められた範囲以内の小さな差である信号強度に関する情報を有する1以上のアーチファクト事前情報を取得し、記憶媒体に蓄積するアーチファクト事前情報決定部と、記憶媒体に格納されている計測脳信号情報と脳事前情報とを用いて、脳活動の情報である脳活動情報を推定し、取得する脳活動情報取得部と、前記計測脳信号情報と、記憶媒体に格納されている1以上のアーチファクト事前情報とを用いて、アーチファクト源の情報である1以上のアーチファクト情報を推定し、取得するアーチファクト情報取得部と、前記計測脳信号情報と前記脳活動情報と前記1以上のアーチファクト情報とを用いて、前記計測脳信号情報からアーチファクトの影響を取り除く処理を行い、出力される脳活動の情報である出力脳活動情報を取得する出力脳活動情報取得部と、前記出力脳活動情報を出力する出力部として機能させるためのプログラム、である。

【0184】

また、上記プログラムにおいて、前記アーチファクト事前情報決定部は、アーチファクト源の信号強度に関する事前分布を取得し、かつ、当該事前分布を用いて当該アーチファクト源の信号強度に関する事後分布を推定し、前記事前分布と前記事後分布との差を算出し、当該差が予め決められた範囲以内の小さな差である信号強度に関する情報を有する1以上のアーチファクト事前情報の候補を取得するアーチファクト信号強度情報推定手段と、fMRIの活動強度を格納し得るfMRI活動強度格納手段と、前記アーチファクト信号強度情報推定手段が取得した1以上の各アーチファクト事前情報が有する1以上の信号強度を取得し、当該1以上の各信号強度と前記fMRIの活動強度との相関に関する情報を算出し、当該相関に関する情報が最大の信号強度を有するアーチファクト事前情報を、前記アーチファクト信号強度情報推定手段が取得した1以上のアーチファクト事前情報の候補から選択し、当該選択したアーチファクト事前情報を前記アーチファクト事前情報格納部に蓄積する脳活動信号強度推定手段とを具備するように、コンピュータを、機能させるためのプログラム、であることは好適である。

【0185】

また、上記プログラムにおいて、前記アーチファクト情報取得部は、複数のアーチファクト源ごとに、アーチファクト情報を推定し、複数のアーチファクト情報を取得し、前記出力脳活動情報取得部は、前記計測脳信号情報と前記脳活動情報と前記複数のアーチファクト情報とを用いて、前記計測脳信号情報から複数のアーチファクトの影響を取り除く処理を行い、出力される脳活動の情報である出力脳活動情報を取得するように、コンピュータを、機能させるためのプログラム、であることは好適である。

【0186】

また、上記プログラムにおいて、前記脳事前情報の強度情報と、前記1以上の各アーチファクト事前情報の各強度情報は、異なることは好適である。

【0187】

また、上記プログラムにおいて、前記1以上のアーチファクト事前情報は、被験者の生体に含まれるアーチファクト源に関する事前の情報である生体アーチファクト事前情報を含むことは好適である。

【0188】

また、上記プログラムにおいて、前記１以上のアーチファクト事前情報は、被験者の生体に含まない外部のアーチファクト源に関する事前の情報である外部アーチファクト事前情報を含むことは好適である。

【０１８９】

また、上記プログラムにおいて、前記脳事前情報は、fMRI強度情報を電流分散とし、当該電流分布に対する事前知識を表す事前分布であり、前記１以上の各アーチファクト事前情報は、fMRI強度情報と比較して大きな電流分散を用い、かつ当該電流分布に対する事前知識を表す事前分布であり、前記脳活動情報取得部は、複数のダイポール位置での電流についての情報である脳活動情報を、前記計測脳信号情報と前記脳事前情報とを用いた階層ベイズ推定を用いて推定し、取得し、前記アーチファクト情報取得部は、アーチファクト源のダイポール位置での電流についての情報である１以上のアーチファクト情報を、前記計測脳信号情報と、前記１以上のアーチファクト事前情報とを用いた階層ベイズ推定を用いて推定し、取得し、前記出力脳活動情報取得部は、前記計測脳信号情報から、前記脳活動情報のうちの脳の活動が無いと考えられる位置に配置されたダイポールに対応する脳活動情報と前記アーチファクト情報とを除く処理を行い、出力脳活動情報を取得するように、コンピュータを、機能させるためのプログラム、であることは好適である。

10

【０１９０】

また、上記プログラムにおいて、前記計測脳信号情報は、頭部周辺で観測された磁場に関する情報であり、前記出力脳活動情報取得部は、前記脳活動情報のうちの脳の活動が無いと考えられる位置に配置されたダイポールに対応する脳活動情報である電流の情報から磁場に関する情報である背景脳磁場情報を取得し、かつ、前記アーチファクト情報である電流の情報から磁場に関する情報であるアーチファクト磁場情報を取得し、前記計測脳信号情報から、前記背景脳磁場情報と前記アーチファクト磁場情報とを除く処理を行い、出力脳活動情報を取得するように、コンピュータを、機能させるためのプログラム、であることは好適である。

20

【０１９１】

さらに、上記プログラムにおいて、前記出力脳活動情報取得部が取得した出力脳活動情報と、前記計測脳信号情報とを用いて、当該出力脳活動情報におけるノイズ除去の精度に関する情報であるノイズ除去精度情報を取得するノイズ除去精度情報取得部をさらに具備し、前記出力部は、前記ノイズ除去精度情報が、予め格納されている閾値と比較して高い精度である場合のみ、前記出力脳活動情報を出力するように、コンピュータを、機能させるためのプログラム、であることは好適である。

30

【０１９２】

また、図２６は、本明細書で述べたプログラムを実行して、上述した実施の形態の脳活動情報出力装置等を実現するコンピュータの外観を示す。上述の実施の形態は、コンピュータハードウェア及びその上で実行されるコンピュータプログラムで実現され得る。図２６は、このコンピュータシステム３４０の概観図であり、図２７は、コンピュータシステム３４０のブロック図である。

【０１９３】

図２６において、コンピュータシステム３４０は、FDドライブ３４１１、CD-ROMドライブ３４１２を含むコンピュータ３４１と、キーボード３４２と、マウス３４３と、モニタ３４４とを含む。

40

【０１９４】

図２７において、コンピュータ３４１は、FDドライブ３４１１、CD-ROMドライブ３４１２に加えて、MPU３４１３と、CD-ROMドライブ３４１２及びFDドライブ３４１１に接続されたバス３４１４と、ブートアッププログラム等のプログラムを記憶するためのROM３４１５と、MPU３４１３に接続され、アプリケーションプログラムの命令を一時的に記憶するとともに一時記憶空間を提供するためのRAM３４１６と、アプリケーションプログラム、システムプログラム、及びデータを記憶するためのハードディスク３４１７とを含む。ここでは、図示しないが、コンピュータ３４１は、さらに、L

50

ANへの接続を提供するネットワークカードを含んでも良い。

【0195】

コンピュータシステム340に、上述した実施の形態の脳活動情報出力装置等の機能を実行させるプログラムは、CD-ROM3501、またはFD3502に記憶されて、CD-ROMドライブ3412またはFDドライブ3411に挿入され、さらにハードディスク3417に転送されても良い。これに代えて、プログラムは、図示しないネットワークを介してコンピュータ341に送信され、ハードディスク3417に記憶されても良い。プログラムは実行の際にRAM3416にロードされる。プログラムは、CD-ROM3501、FD3502またはネットワークから直接、ロードされても良い。

【0196】

プログラムは、コンピュータ341に、上述した実施の形態の脳活動情報出力装置等の機能を実行させるオペレーティングシステム(OS)、またはサードパーティープログラム等は、必ずしも含まなくても良い。プログラムは、制御された態様で適切な機能(モジュール)を呼び出し、所望の結果が得られるようにする命令の部分のみを含んでいれば良い。コンピュータシステム340がどのように動作するかは周知であり、詳細な説明は省略する。

【0197】

また、上記プログラムを実行するコンピュータは、単数であってもよく、複数であってもよい。すなわち、集中処理を行ってもよく、あるいは分散処理を行ってもよい。

【0198】

また、上記各実施の形態において、各処理(各機能)は、単一の装置(システム)によって集中処理されることによって実現されてもよく、あるいは、複数の装置によって分散処理されることによって実現されてもよい。

【0199】

本発明は、以上の実施の形態に限定されることなく、種々の変更が可能であり、それらも本発明の範囲内に包含されるものであることは言うまでもない。

【産業上の利用可能性】

【0200】

以上のように、本発明にかかる脳活動情報出力装置は、精度の高い脳活動の情報を出力できる、という効果を有し、脳活動情報出力装置等として有用である。

【符号の説明】

【0201】

- 11 脳信号計測装置
- 12 脳活動情報出力装置
- 121 計測脳信号情報格納部
- 122 脳事前情報格納部
- 123 アーチファクト事前情報格納部
- 124 脳活動情報取得部
- 125 アーチファクト情報取得部
- 126 出力脳活動情報取得部
- 127 ノイズ除去精度情報取得部
- 128 出力部
- 1291 アーチファクト信号強度情報推定手段
- 1292 fMRI活動強度格納手段
- 1293 脳活動信号強度推定手段

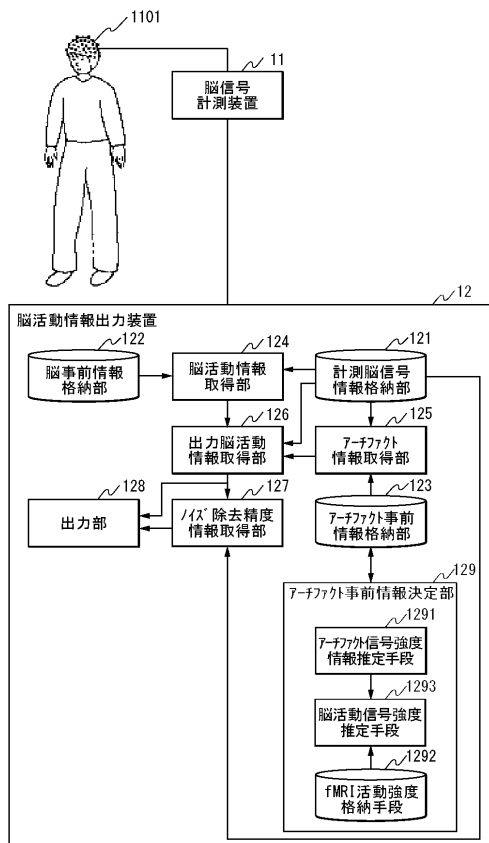
10

20

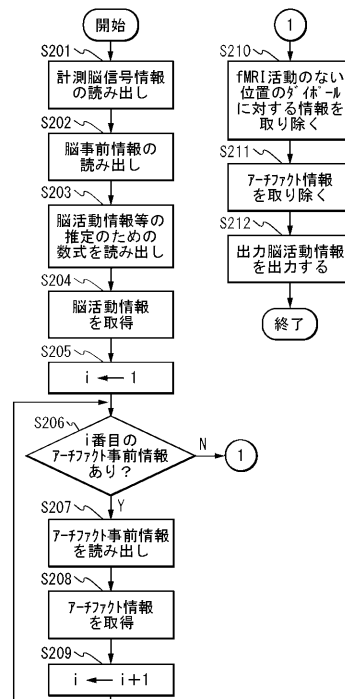
30

40

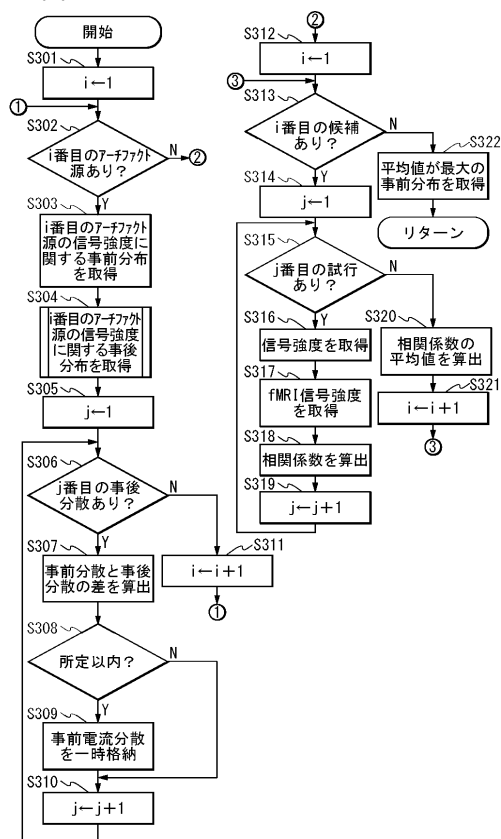
【図 1】



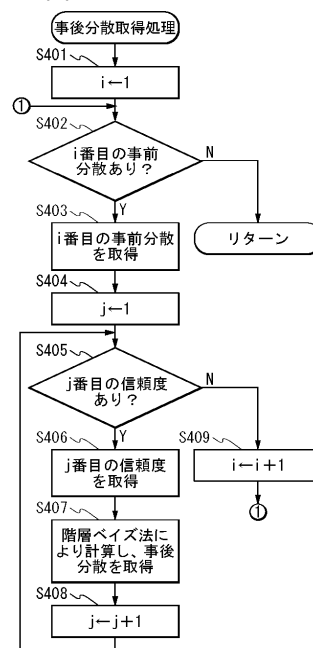
【図 2】



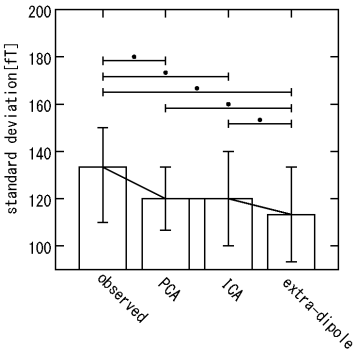
【図 3】



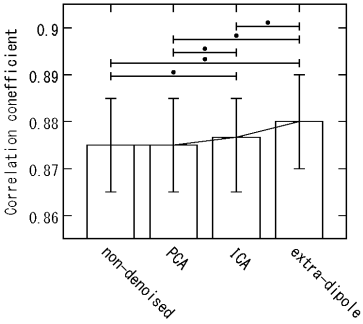
【図 4】



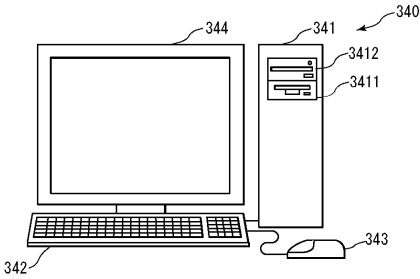
【図 2 3】



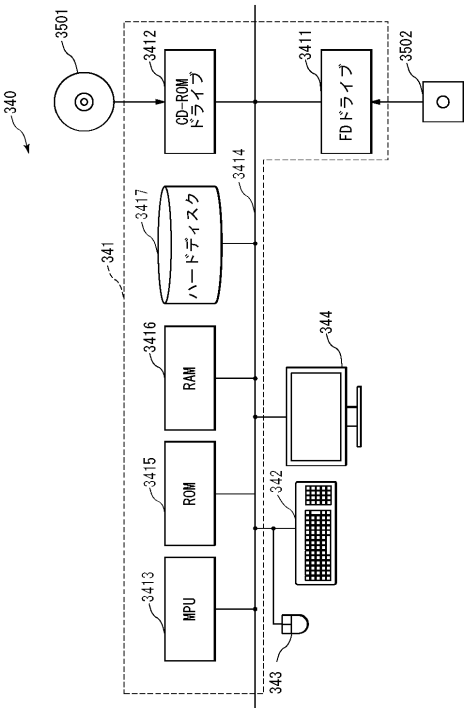
【図 2 5】



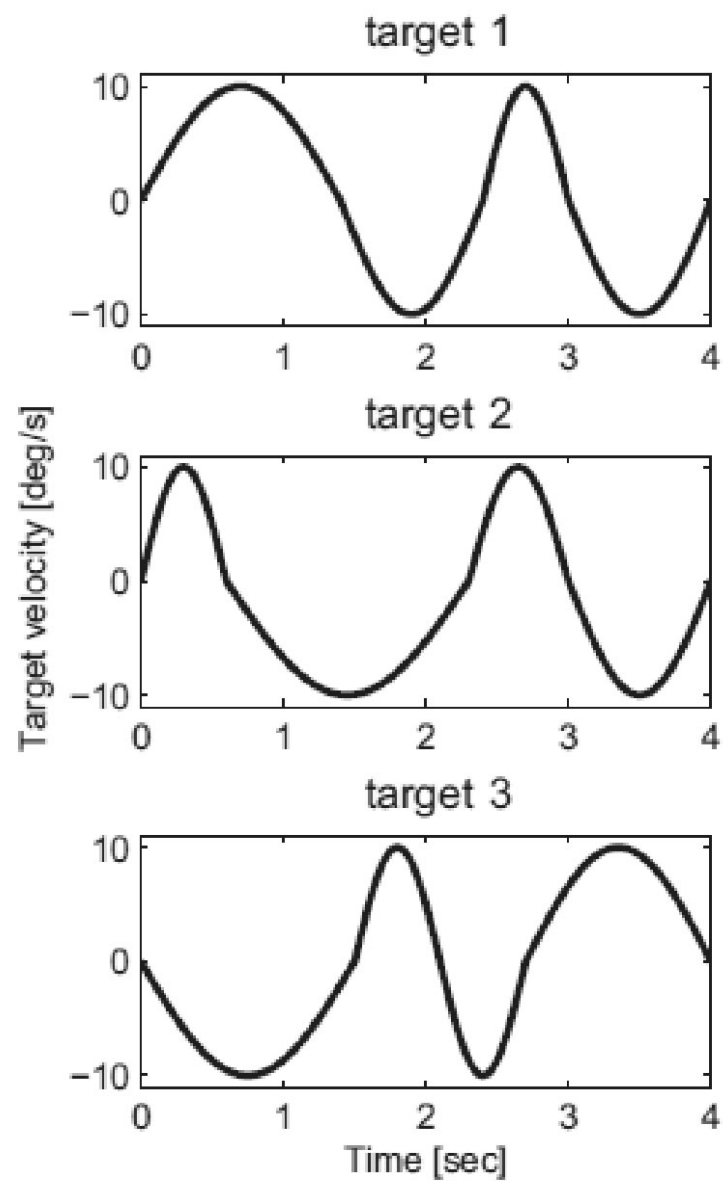
【図 2 6】



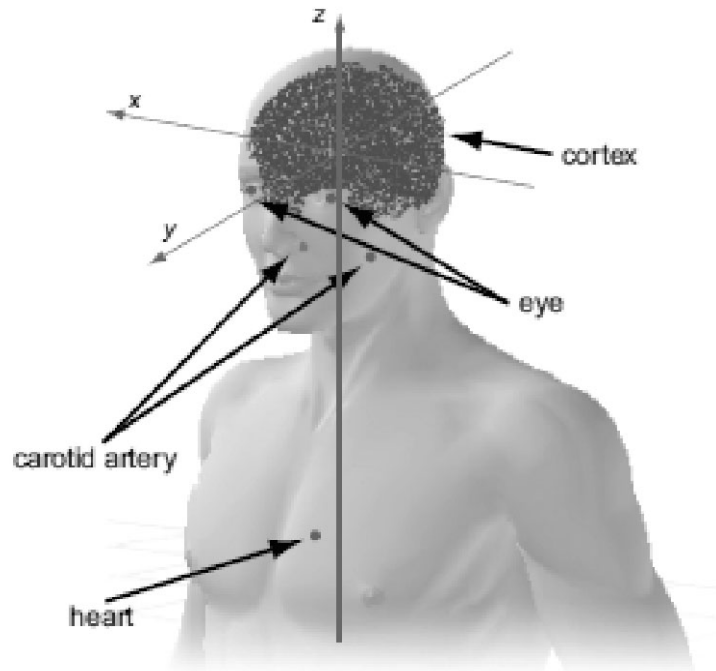
【図 2 7】



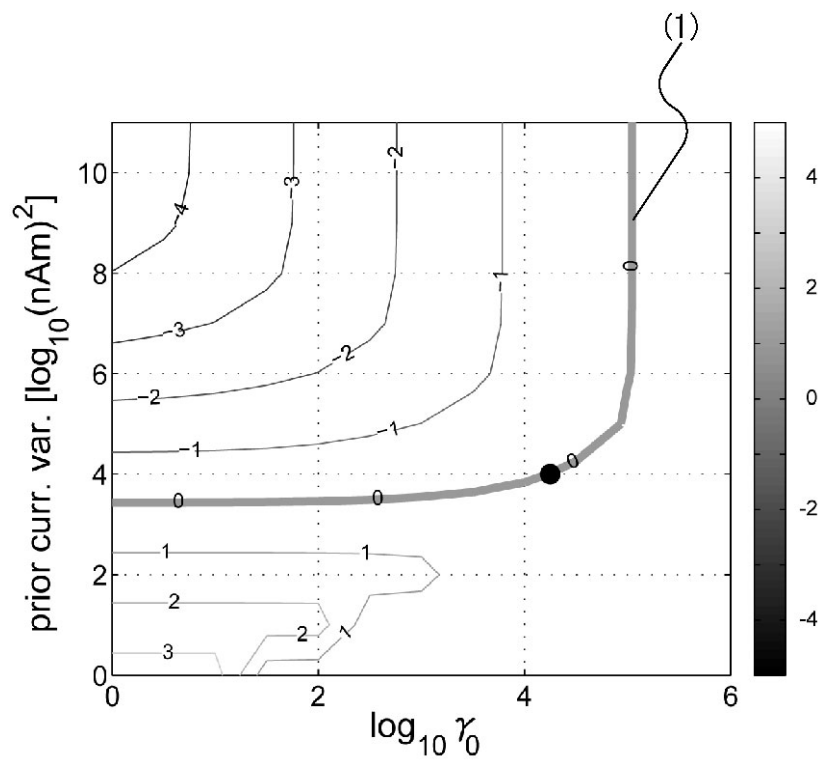
【図5】



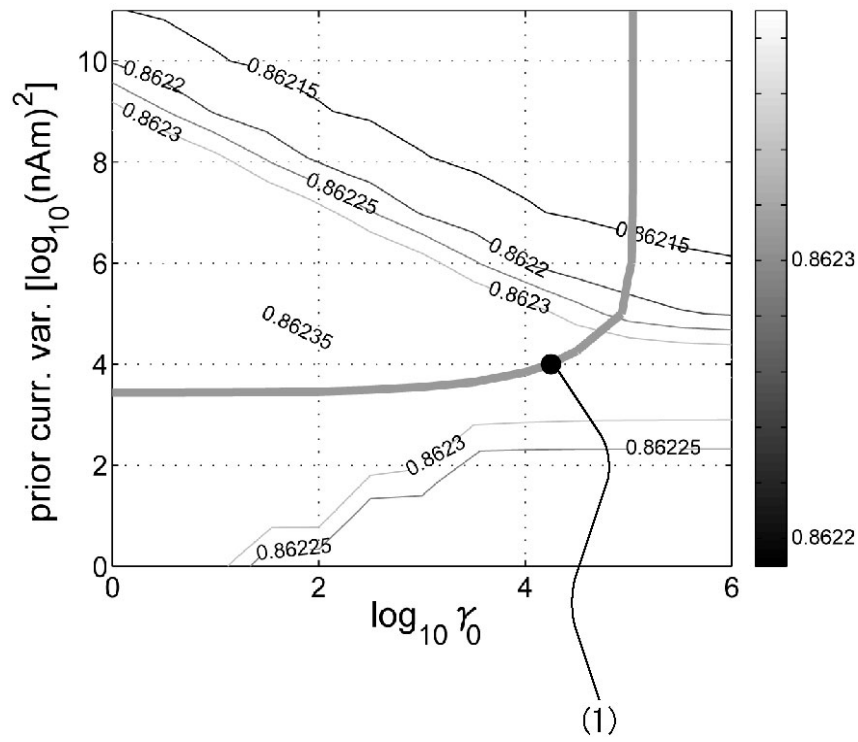
【図 6】



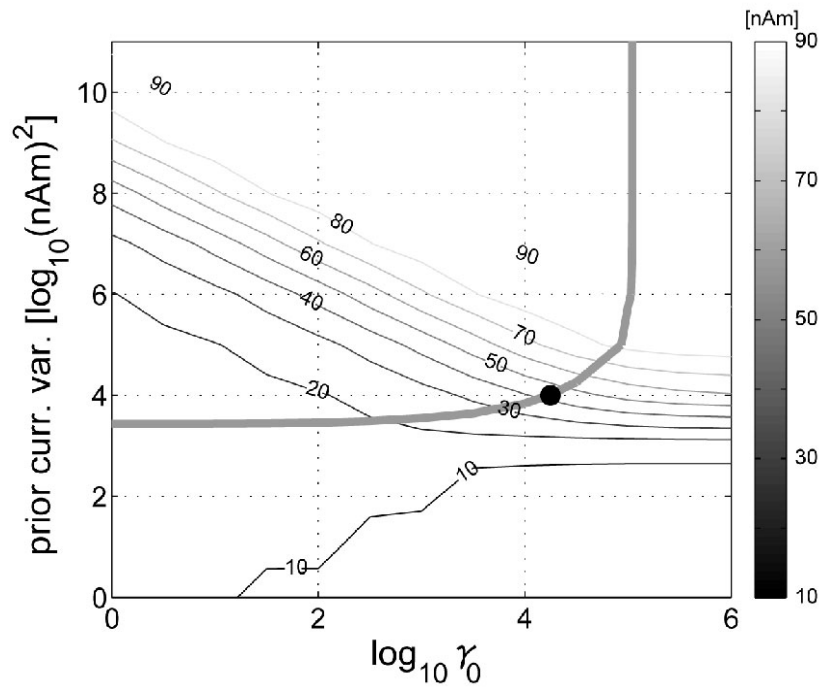
【図 7】



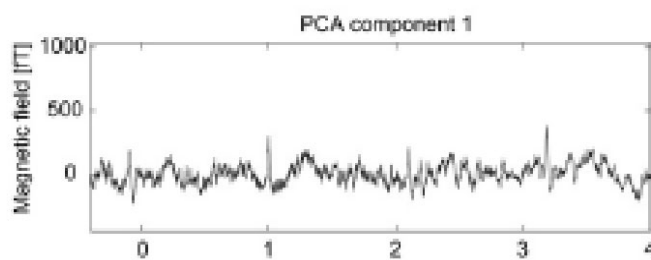
【 図 8 】



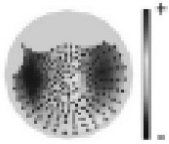
【 図 9 】



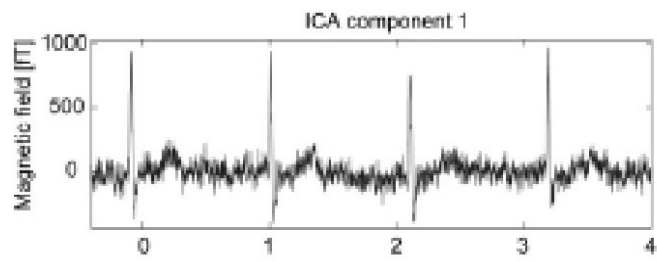
【 図 10 】



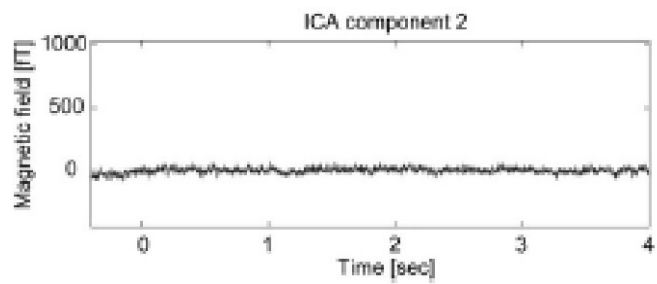
【図 1 1】



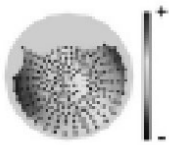
【図 1 2】



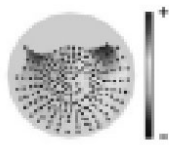
【図 1 3】



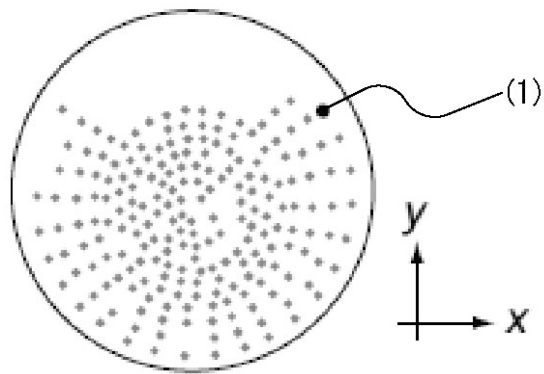
【図 1 4】



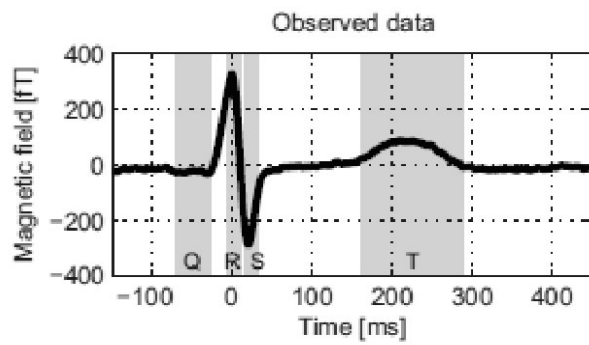
【図 1 5】



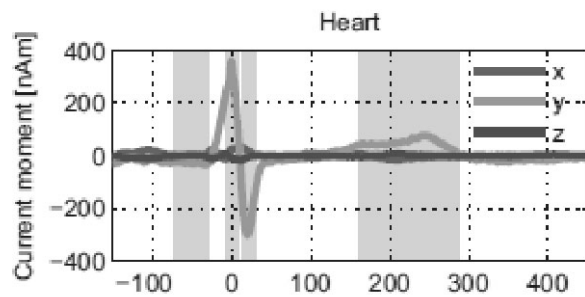
【図 16】



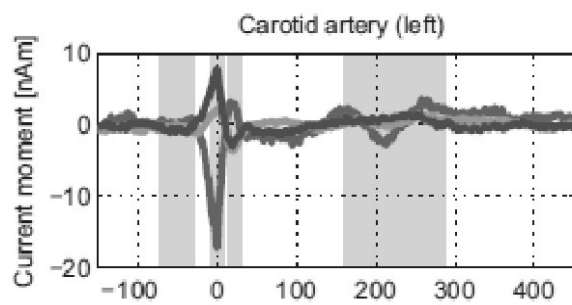
【図 17】



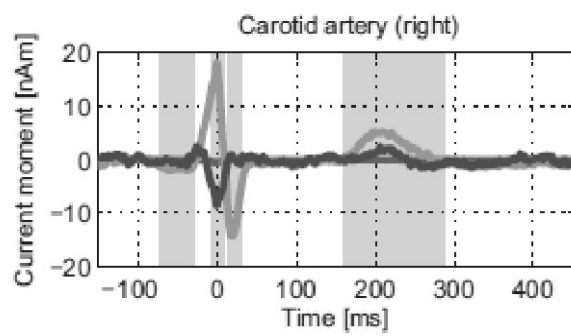
【図 18】



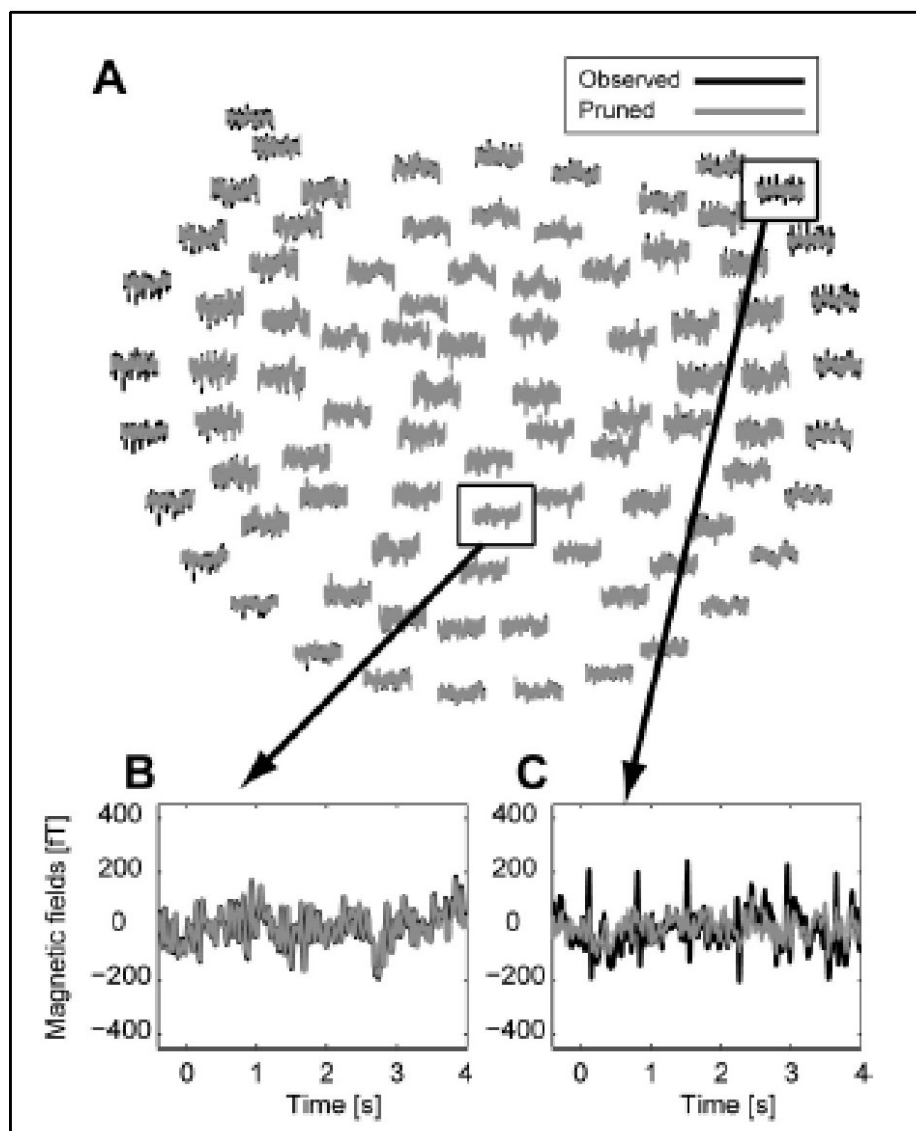
【図 19】



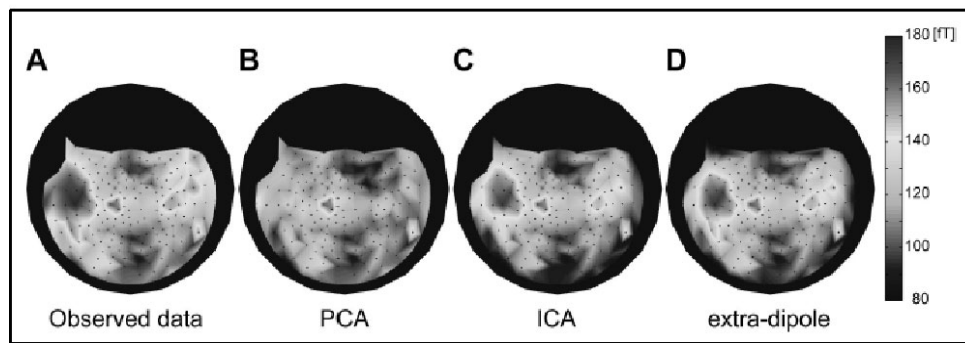
【 図 20 】



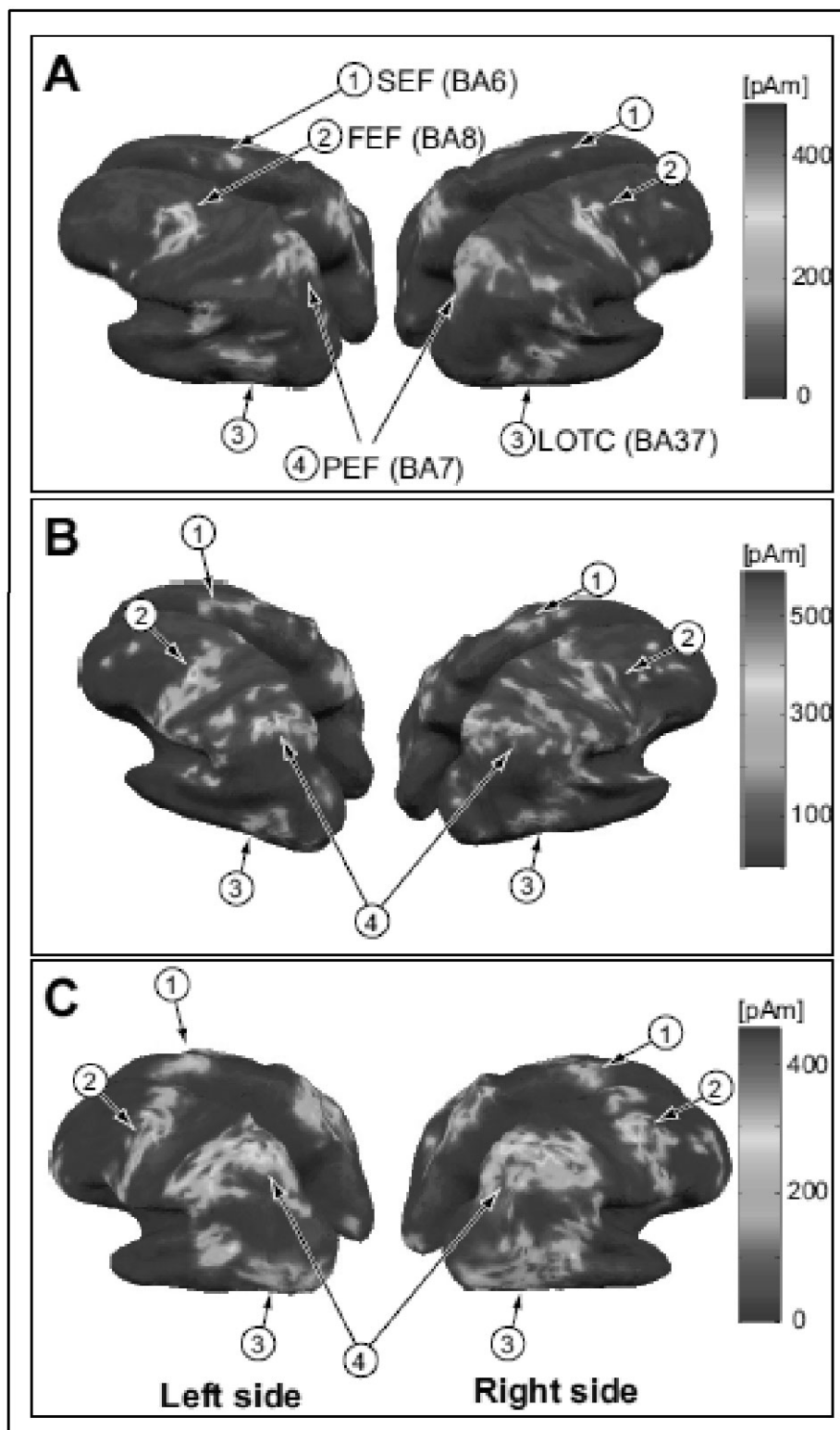
【 図 21 】



【 図 2 2 】



【 図 2 4 】



フロントページの続き

(72)発明者 吉岡 琢

京都府相楽郡精華町光台二丁目2番地2 株式会社国際電気通信基礎技術研究所内

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開2009-297382(JP,A)

森重健一 外4名,複数のノイズ源と大脳皮質の同時電流推定によるMEGアーチファクト除去,電子情報通信学会技術研究報告.NC,ニューロコンピューティング,日本,2008年6月19日,108(101),pp.41-46

森重健一 外4名,脳磁図逆問題における複数のアーチファクト源と脳内電流分布の同時推定法,電子情報通信学会論文誌,日本,2010年2月,Vol.J93-D,No.2,pp.127-138

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 5/0476

A61B 5/05

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)