

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2010 年 9 月 23 日(23.09.2010)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2010/106826 A1

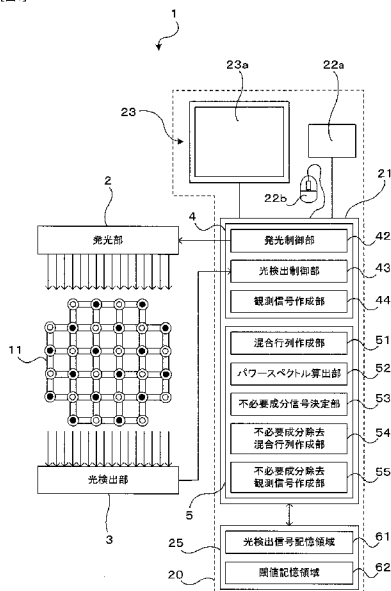
- (51) 国際特許分類:
A61B 10/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/050205
- (22) 国際出願日: 2010 年 1 月 12 日(12.01.2010)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2009-068351 2009 年 3 月 19 日(19.03.2009) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 島津製作所 (SHIMADZU CORPORATION) [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町 1 番地 Kyoto (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 石川 亮宏 (ISHIKAWA Akihiro) [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町 1 番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP).
- (74) 代理人: 喜多 俊文, 外(KITA, TOSHIFUMI et al.); 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町 1 番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ,

[続葉有]

(54) Title: PHOTOBIOLOGICAL MEASURING DEVICE AND ANALYZING METHOD

(54) 発明の名称: 光生体計測装置及び解析方法

[図1]



- 2 LIGHT EMITTING UNIT
3 LIGHT DETECTING UNIT
4 LIGHT EMISSION CONTROL UNIT
5 LIGHT DETECTION CONTROL UNIT
6 OBSERVATION SIGNAL GENERATING UNIT
7 MIXING MATRIX MAKING UNIT
8 POWER SPECTRUM COMPUTING UNIT
9 UNWANTED COMPONENT SIGNAL DETERMINING UNIT
10 UNWANTED COMPONENT REMOVAL MIXING MATRIX MAKING UNIT
11 UNWANTED COMPONENT REMOVAL OBSERVATION SIGNAL GENERATING UNIT
12 LIGHT DETECTING SIGNAL STORAGE AREA
13 THRESHOLD STORAGE AREA

(57) Abstract: Disclosed is a photobiological measuring device enabling removal of the signal corresponding to the unwanted component from an observation signal. The photobiological measuring device (1) provided with a computing unit (5) for generating an unwanted component removal observation signal by removing the signal corresponding to the unwanted component from an observation signal is characterized in that the computing unit (5) is provided with mixing matrix making unit (51) for separating observation signals into the products of a mixing matrix and independent component signals by independent component analysis, a power spectrum computing unit (52) for generating transform independent component signals which are functions of frequency and intensity by Fourier-transforming the independent component signals which are functions of time and intensity and computing power spectra in predetermined frequency bands of the transform independent component signals and an unwanted component signal determining unit (53) for detecting the independent component signal corresponding to the unwanted component from among the independent component signals by comparing the power spectrum in the predetermined frequency band of each transform independent component signal with a threshold.

(57) 要約: 観測信号から不必要成分に対応する信号を除去することができる光生体計測装置の提供。観測信号から、不必要成分に対応する信号を除去して不必要成分除去観測信号を作成する演算部5を備える光生体計測装置1であって、演算部5は、独立成分分析によって複数の観測信号を、混合行列と、複数の独立成分信号との積に分離する混合行列作成部51と、時間と強度との関数である複数の独立成分信号をフーリエ変換して周波数と強度との関数である複数の変換独立成分信号を作成し、各変換独立成分信号における所定の周波数帯域のパワースペクトルを各々算出するパワースペクトル算出部52と、各変換独立成分信号における所定の周波数帯域のパワースペクトルと閾値とを各々比較することで、複数の独立成分信号の中から、不必要成分に対応する独立成分信号を見つけて出す不必要成分信号決定部53とを備えることを特徴とする。

WO 2010/106826 A1



CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, 添付公開書類:
TD, TG).

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：光生体計測装置及び解析方法

技術分野

[0001] 本発明は、光を用いて測定部位に関する経時変化を示す観測信号を取得する光生体計測装置及び解析方法に関する。特に本発明は、近赤外光を用いて非侵襲で、脳の測定部位の活動状況を計測する光脳機能イメージング装置や、生体中の測定部位の酸素消費量をモニタリングする酸素モニタとして用いられる。

背景技術

[0002] ヘモグロビン濃度が生体内部の酸素代謝機能に対応することを利用することにより、生体内部を簡便に非侵襲で計測する光生体計測方法が知られている。このような光生体計測方法では、ヘモグロビン濃度は、可視光から近赤外領域までの波長の光を生体に照射することにより、生体を透過して得られる光の量から求められる。さらに、ヘモグロビンは、酸素と結合してオキシヘモグロビンとなり、一方、酸素と離れてデオキシヘモグロビンとなる。脳内では、血流再配分作用によって活性化している部位には酸素供給が行われ、酸素と結合したオキシヘモグロビン濃度が増加することも知られている。よって、オキシヘモグロビン濃度を計測することにより、脳活動の観察に応用することができる。オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンとは、可視光から近赤外領域にかけて異なる分光吸収スペクトル特性を有しているので、異なる2波長（例えば、780nmと850nm）の近赤外光を用いてオキシヘモグロビン濃度とデオキシヘモグロビン濃度とをそれぞれ求めることができる。

[0003] そこで、複数の送光プローブと複数の受光プローブとを有するホルダ（送受光部）を備える光計測装置が開発されている（例えば、特許文献1参照）。光計測装置では、被検体の頭皮表面上に配置した送光プローブにより、脳に近赤外光を照射するとともに、頭皮表面上に配置した受光プローブにより

、脳から放出された近赤外光の光量を検出する。また、ホルダには、貫通孔が複数個設けられ、送光プローブと受光プローブとがそれらの貫通孔に挿入されることによって、送光プローブと受光プローブとの間の距離（チャンネル）が一定となり、頭皮表面から特定の深度となる複数箇所の脳部位から光量（光検出信号）が得られるようになっている。

[0004] 図2は、ホルダにおける16個の送光プローブと16個の受光プローブとの位置関係を示す平面図である。ホルダ11において送光プローブ12と受光プローブ13とが行方向及び列方向に交互となるように正方格子状に配置されている。ホルダ11は、頭皮から脳までの距離が考慮されて設計されているため、被検体が成人であれば、送光プローブ12と受光プローブ13との間の距離（チャンネル）を30mmとしたものが用いられている。チャンネルが30mmである場合には、チャンネルの midpoint からの深度15mm～20mmの位置からの光検出信号が得られると考えられている。すなわち、頭皮表面から深度15mm～20mmの位置は脳表部位にほぼ対応し、52箇所の脳表部位（#1～#52）に関する経時変化を示す52個の光検出信号が得られる。なお、送光プローブ12から照射された光は、隣接する受光プローブ13以外の離れた受光プローブ13でも検出されるが、ここでは説明を簡単にするため、隣接する受光プローブ13のみで検出されることとする。

[0005] そして、このようにして得られた52個の光検出信号に基づいて、52箇所の脳表部位（#1～#52）のオキシヘモグロビン濃度（観測信号） $X_n(t)$ （ $n=1, 2, \dots, 52$ ）、デオキシヘモグロビン濃度（観測信号）、さらにはこれらから算出される全ヘモグロビン濃度（観測信号）が求められる。図3は、光生体計測装置により52個（#1～#52）のオキシヘモグロビン濃度 $X_n(t)$ が表示されたモニタ画面を示す図である。なお、1個の観測信号 $X_n(t)$ における縦軸はオキシヘモグロビン濃度を示し、横軸は時間 t を示す。

[0006] ところで、図3に示すように表示された52個の観測信号 $X_n(t)$ は、脳

賦活に伴う血流に基づく信号の他、皮膚血流や心拍変動や脈動・呼吸等の変化に基づく信号も重畳されている。

そこで、医師等の観察者は、脳虚血等の病状が生じているか否かを容易に診察することができるように、観測信号 $X_n(t)$ において脳賦活に伴う血流に基づく信号と、それ以外の信号とを峻別することを視覚的評価で行っている。例えば、タスクに同期している信号のみを脳賦活信号として扱ったり、脳内の生理学的変化と考えにくい信号をアーチファクトとして処理したりする。さらに、ランダムノイズに関しては、測定の繰返し回数を多くし、積算処理によって除去している。

また、脳虚血等の病状が生じているか否かを容易に診察する他の方法として、観測信号 $X_n(t)$ を一次線形モデル (GLM) で統計解析して、基準観測信号と比較することにより、基準観測信号と観測信号 $X_n(t)$ との類似性、及び、統計的有意性の評価量 (P 値) を統計結果として算出するようにしている (例えば、特許文献 2 参照)。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特開 2006-109964 号公報

特許文献2：特開 2003-265442 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] しかしながら、上述したような視覚的評価では、歩行等の運動をタスクとして与えた場合に被検体の脳活動を測定したときに、心拍数が変化し、皮膚血流の変化に基づく信号もタスクに同期するので、タスクに同期している信号のみを脳賦活信号として扱うと、脳虚血等の病状が生じているか否かを正確に診察することができないことがあった。

また、上述したような統計解析では、観測信号 $X_n(t)$ について類似性及び評価量 (P 値) がわかるが、観測信号 $X_n(t)$ には脳賦活に伴う血流に基

づく信号の他、皮膚血流や心拍変動や脈動・呼吸等の変化に基づく信号も重畳されたままであるので、脳虚血等の病状が生じているか否かを正確に診察することができないことがあった。

そこで、本発明は、観測信号から不必要成分に対応する信号を除去することができる光生体計測装置及び解析方法を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0009] 上記課題を解決するためになされた本発明の光生体計測装置は、被検体の皮膚表面上に配置される複数の送光プローブと、当該皮膚表面上に配置される複数の受光プローブとを有する送受光部と、前記送光プローブが皮膚表面に光を照射するとともに、前記受光プローブが皮膚表面から放出される光を検出するように制御することで、前記被検体中の測定部位に関する経時変化を示す観測信号を取得する送受光部制御部と、前記観測信号から、不必要成分に対応する信号を除去することにより、不必要成分除去観測信号を作成する演算部とを備える光生体計測装置であって、前記演算部は、独立成分分析によって複数の観測信号を、混合行列と、複数の独立成分信号との積に分離する混合行列作成部と、時間と強度との関数である複数の独立成分信号をフーリエ変換することで、周波数と強度との関数である複数の変換独立成分信号を作成することにより、各変換独立成分信号における所定の周波数帯域のパワースペクトルをそれぞれ算出するパワースペクトル算出部と、各変換独立成分信号における所定の周波数帯域のパワースペクトルと閾値とをそれぞれ比較することで、複数の独立成分信号の内から、不必要成分に対応する独立成分信号を見つけ出す不必要成分信号決定部とを備えるようにしている。

[0010] ここで、「観測信号」とは、受光プローブで検出された光検出信号であってもよく、光検出信号から算出されたオキシヘモグロビン濃度やデオキシヘモグロビン濃度や全ヘモグロビン濃度であってもよい。

また、「不必要成分に対応する信号」とは、脳賦活に伴う血流に基づく信号以外の信号のことをいい、例えば、皮膚血流に基づく信号や、心拍変動に基づく信号や、脈動・呼吸に基づく信号等のことをいう。

さらに、「所定の周波数帯域」とは、予め設定される任意の周波数帯域のことをいい、例えば、「所定の周波数帯域」として、皮膚血流を示す周波数帯域（0.03～0.15Hz）や、心拍変動を示す周波数帯域（0.15～0.5Hz）や、脈動・呼吸を示す周波数帯域（0.8～2.0Hz）等が設定されることになる。

[0011] 本発明の光生体計測装置によれば、送受光部制御部は、送光プローブが皮膚表面に光を照射するとともに、受光プローブが皮膚表面から放出される光を検出するように制御することで、N個の測定部位に関するN個の観測信号 $X_n(t)$ を取得する。なお、観測信号 $X_n(t)$ は、脳賦活に伴う血流に基づく信号の他、皮膚血流や心拍変動や脈動・呼吸等の変化に基づく信号も重畳されている。

[0012] そこで、演算部は、観測信号 $X_n(t)$ から、不必要成分に対応する信号を除去することになる。まず、混合行列作成部は、下記式（1）で示すように、独立成分分析（ICA）によってN個の観測信号 $X_n(t)$ を、 $N \times N$ の混合行列と、N個の独立成分信号 $S_n(t)$ との積に分離する。

[0013] [数1]

$$\begin{array}{ccc}
 \text{観測信号} & \text{混合行列} & \text{独立成分信号} \\
 \begin{pmatrix} X_1(t) \\ X_2(t) \\ \vdots \\ X_n(t) \end{pmatrix} & = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & \cdots & a_{1n} \\ a_{21} & a_{22} & \cdots & a_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{n1} & a_{n2} & \cdots & a_{nn} \end{pmatrix} & \begin{pmatrix} S_1(t) \\ S_2(t) \\ \vdots \\ S_n(t) \end{pmatrix} \quad \cdots (1)
 \end{array}$$

[0014] なお、混合行列における列ベクトルは、測定部位における特定の独立成分信号 $S_n(t)$ の重みを表わしている。すなわち、観測信号 $X_n(t)$ は、それぞれ独立な信号発生源からのN個の独立成分信号 $S_n(t)$ が、混合行列の各要素を重み係数として、線形的に結合されたものとなる。

[0015] ここで、脳賦活に伴う血流に基づく信号とは無関係である皮膚血流に基づく信号の信号発生源が存在すれば、N個の独立成分信号 $S_n(t)$ の内のいず

れかが、その信号発生源からの皮膚血流に基づく信号であると考えられる。

一般に皮膚血流に基づく信号は、所定の周波数帯域 λ_1 に現れることがわかっている。よって、 N 個の独立成分信号 $S_n(t)$ の内から、不必要成分に対応する独立成分信号 $S_n(t)$ を見つけ出すために、パワースペクトル算出部は、 N 個の独立成分信号 $S_n(t)$ をフーリエ変換することで、 N 個の変換独立成分信号 $S_n(\lambda)$ を作成する。そして、 N 個の変換独立成分信号 $S_n(\lambda)$ における所定の周波数帯域 λ_1 のパワースペクトル $S_n(\lambda_1)$ を算出する。

次に、不必要成分信号決定部は、 N 個のパワースペクトル $S_n(\lambda_1)$ と閾値 T とをそれぞれ比較することで、 N 個の独立成分信号 $S_n(t)$ の内から、不必要成分に対応する独立成分信号 $S_n(t)$ を見つけ出す。例えば、パワースペクトル $S_1(\lambda_1)$ が閾値 T 以上であるときには、独立成分信号 $S_1(t)$ を、不必要成分に対応する信号であると判定し、一方、パワースペクトル $S_1(\lambda_1)$ が閾値 T 未満であるときには、独立成分信号 $S_1(t)$ を、脳賦活に伴う血流に基づく信号であると判定する。なお、不必要成分に対応する信号であると判定する数は、1つに限らず、複数になることもありうる。

発明の効果

[0016] 以上のように、本発明の光生体計測装置によれば、観測信号 $X_n(t)$ から不必要成分に対応する信号を除去することができる。

[0017] (その他の課題を解決するための手段及び効果)

また、本発明の光生体計測装置は、前記演算部は、前記不必要成分信号決定部で見つけ出された不必要成分に対応する独立成分信号に基づいて、前記混合行列における不必要成分に対応する列ベクトルに0を代入した不必要成分除去混合行列を作成する不必要成分除去混合行列作成部と、不必要成分除去混合行列と、複数の独立成分信号とを積算することにより、複数の不必要成分除去観測信号を作成する不必要成分除去観測信号作成部とを備えるようにしてもよい。

[0018] 本発明の光生体計測装置によれば、まず、不必要成分除去混合行列作成部は、不必要成分信号決定部で見つけ出された不必要成分に対応する独立成分

信号 $S_n(t)$ に基づいて、 $N \times N$ の混合行列における不必要成分に対応する列ベクトルに 0 を代入した $N \times N$ の不必要成分除去混合行列を作成する。例えば、パワースペクトル $S_1(\lambda_1)$ が閾値 T 以上であるときには、第 1 列ベクトルに 0 を代入した不必要成分除去混合行列を作成する。

次に、不必要成分除去観測信号作成部は、下記式 (2) で示すように、 $N \times N$ の不必要成分除去混合行列と、 N 個の独立成分信号 $S_n(t)$ とを積算することにより、 N 個の不必要成分除去観測信号 $X_n'(t)$ を作成する。

[0019] [数2]

$$\begin{array}{ccc}
 \text{不必要成分} & \text{不必要成分} & \text{独立成分信号} \\
 \text{除去観測信号} & \text{除去混合行列} & \\
 \begin{pmatrix} X_1'(t) \\ X_2'(t) \\ \vdots \\ X_n'(t) \end{pmatrix} & = & \begin{pmatrix} 0 & a_{12} & \cdot & a_{1n} \\ 0 & a_{22} & \cdot & a_{2n} \\ 0 & \cdot & \cdot & \cdot \\ 0 & a_{n2} & \cdot & a_{nn} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} S_1(t) \\ S_2(t) \\ \cdot \\ S_n(t) \end{pmatrix} \quad \dots (2)
 \end{array}$$

[0020] 以上のように、本発明の光生体計測装置によれば、観測信号 $X_n(t)$ から不必要成分に対応する信号を除去した不必要成分除去観測信号 $X_n'(t)$ を作成することができる。

[0021] また、本発明の光生体計測装置は、前記所定の周波数帯域は、皮膚血流を示す周波数帯域、心拍変動を示す周波数帯域、及び、脈動・呼吸を示す周波数帯域からなる群から選択される少なくとも 1 つの周波数帯域であるようにしてもよい。

そして、本発明の解析方法は、被検体の皮膚表面上に配置される複数の送光プローブと、当該皮膚表面上に配置される複数の受光プローブとを有する送受光部と、前記送光プローブが皮膚表面に光を照射するとともに、前記受光プローブが皮膚表面から放出される光を検出するように制御することで、前記被検体中の測定部位に関する経時変化を示す観測信号を取得する送受光部制御部とを備える光生体計測装置を用いて、前記観測信号から、不必要成

分に対応する信号を除去することにより、不必要成分除去観測信号を作成する解析方法であって、独立成分分析によって複数の観測信号を、混合行列と、複数の独立成分信号との積に分離する混合行列作成工程と、各変換独立成分信号における所定の周波数帯域のパワースペクトルと閾値とをそれぞれ比較することで、複数の独立成分信号の内から、不必要成分に対応する独立成分信号を見つけ出す不必要成分信号決定工程と含むようにしている。

図面の簡単な説明

[0022] [図1]本発明の一実施形態である光生体計測装置の構成を示すブロック図である。

[図2]ホルダにおける16個の送光プローブと、16個の受光プローブとの位置関係を示す平面図である。

[図3]本発明に係る光生体計測装置により表示されたモニタ画面を示す図である。

[図4]本発明に係る光生体計測装置により表示されたモニタ画面を示す図である。

[図5]本発明に係る光生体計測装置により表示されたモニタ画面を示す図である。

発明を実施するための形態

[0023] 以下、本発明の実施形態について図面を用いて説明する。なお、本発明は、以下の実施形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲で種々の態様が含まれることはいうまでもない。

[0024] 図1は、本発明の一実施形態である光生体計測装置の構成を示すブロック図である。また、図2は、ホルダ（送受光部）における16個の送光プローブと、16個の受光プローブとの位置関係を示す平面図である。

さらに、図3～図5は、本発明に係る光生体計測装置により表示されたモニタ画面を示す図である。図3は、光生体計測装置により52個の観測信号 $X_n(t)$ が表示されたモニタ画面であり、図4は、光生体計測装置により52個の独立成分信号 $S_n(t)$ と変換独立成分信号 $S_n(\lambda)$ とが表示された

モニタ画面であり、図5は、光生体計測装置により52個の不必要成分除去観測信号 $X_n'(t)$ が表示されたモニタ画面である。

[0025] 光生体計測装置1は、ホルダ11と、発光部2と、光検出部3と、光生体計測装置1全体の制御を行う制御部（コンピュータ）20とにより構成される。

ホルダ11は、図2に示すように、16個の送光プローブ12と16個の受光プローブ13とを有し、送光プローブ12と受光プローブ13とが縦方向と横方向とに交互となるように配置されたものである。なお、送光プローブ12と受光プローブ13との間の距離は、30mmである。また、16個の送光プローブ12は、光を出射するものであり、一方、16個の受光プローブ13は、光量（光検出信号）を検出するものである。

発光部2は、コンピュータ20から入力された駆動信号により16個の送光プローブ12の内から選択される1個の送光プローブ12に光を送光する。上記光としては、近赤外光（例えば、780nmと850nm）が用いられる。

光検出部3は、16個の受光プローブ13で受光した近赤外光（例えば、780nmと850nm）を個別に検出することにより、16個の光検出信号をコンピュータ20に出力する。

[0026] コンピュータ20においては、CPU21を備え、さらにメモリ25と、モニタ画面23a等を有する表示装置23と、入力装置22であるキーボード22aやマウス22bとが連結されている。

また、CPU21が処理する機能をブロック化して説明すると、発光部2及び光検出部3を制御することで観測信号 $X_n(t)$ を取得する送受光部制御部4と、不必要成分除去観測信号 $X_n'(t)$ を作成する演算部5とを備える。さらに、演算部5は、混合行列作成部51と、パワースペクトル算出部52と、不必要成分信号決定部53と、不必要成分除去混合行列作成部54と、不必要成分除去観測信号作成部55とを有する。

さらに、メモリ25は、光検出信号を記憶する光検出信号記憶領域61と

、所定の周波数帯域 λ_1 と閾値 T とを記憶する閾値記憶領域62とを有する。

[0027] 送受光部制御部4は、発光部2に駆動信号を出力する発光制御部42と、光検出部3からの光検出信号が入力されることにより光検出信号を光検出信号記憶領域61に記憶させる光検出制御部43と、酸素化ヘモグロビン濃度の経時変化を示す観測信号 $X_n(t)$ を作成する観測信号作成部44とを有する。

発光制御部42は、送光プローブ12に光を送光する駆動信号を発光部2に出力する制御を行う。

光検出制御部43は、光検出部3からの光検出信号が入力されることにより、16個の受光プローブ13から検出された16個の光検出信号を光検出信号記憶領域61に記憶させる制御を行う。つまり、1個の送光プローブ12から光が送光されるごとに、16個の光検出信号が光検出信号記憶領域61に記憶されることになる。

[0028] 観測信号作成部44は、光検出信号記憶領域61に記憶された光検出信号において、送光プローブ12と隣接した受光プローブ13への52個の光検出信号を取得して、取得した52個の光検出信号に基づいて、酸素化ヘモグロビン濃度の経時変化を示す観測信号 $X_n(t)$ を作成する制御を行う。

つまり、送光プローブ12と隣接した受光プローブ13への光の光検出信号を、脳の測定部位#1～#52から得られる光検出信号とするので、全ての送光プローブ12から光が送光された後に、256個の光検出信号から選択される52個の光検出信号を得る。そして、このようにして得られた52個の光検出信号に基づいて、52箇所の脳表部位(#1～#52)におけるオキシヘモグロビン濃度(観測信号) $X_n(t)$ ($n=1, 2, \dots, 52$)を求める。これにより、図3に示すような52個(#1～#52)の観測信号 $X_n(t)$ が得られる。

[0029] 混合行列作成部51は、式(1)で示すように、独立成分分析によって52個の観測信号 $X_n(t)$ を、 52×52 の混合行列と、52個の独立成分信号 $S_n(t)$ との積に分離する制御を行う(混合行列作成工程)。

パワースペクトル算出部 52 は、52 個の時間と強度との関数である独立成分信号 $S_n(t)$ をフーリエ変換することで、52 個の周波数と強度との関数である変換独立成分信号 $S_n(\lambda)$ を作成することにより、各変換独立成分信号 $S_n(\lambda)$ における所定の周波数帯域 λ_1 のパワースペクトルをそれぞれ算出する制御を行う。これにより、図 4 に示すような 52 個（#1～#52）の独立成分信号 $S_n(t)$ と変換独立成分信号 $S_n(\lambda)$ とが得られる。

[0030] 不必要成分信号決定部 53 は、各変換独立成分信号 $S_n(\lambda)$ における所定の周波数帯域 λ_1 のパワースペクトルと閾値 T とをそれぞれ比較することで、52 個の独立成分信号 $S_n(t)$ の内から、不必要成分に対応する独立成分信号 $S_n(t)$ を見つけ出す制御を行う（不必要成分信号決定工程）。例えば、パワースペクトル $S_1(\lambda_1)$ が閾値 T 以上であるときには、独立成分信号 $S_1(t)$ を、不必要成分に対応する信号であると判定し、一方、パワースペクトル $S_1(\lambda_1)$ が閾値 T 未満であるときには、独立成分信号 $S_1(t)$ を、脳賦活に伴う血流に基づく信号であると判定する。また、パワースペクトル $S_2(\lambda_1)$ が閾値 T 以上であるときには、独立成分信号 $S_2(t)$ を、不必要成分に対応する信号であると判定し、一方、パワースペクトル $S_2(\lambda_2)$ が閾値 T 未満であるときには、独立成分信号 $S_2(t)$ を、脳賦活に伴う血流に基づく信号であると判定する。このようにして 52 個の独立成分信号 $S_n(t)$ の内から、不必要成分に対応する独立成分信号 $S_n(t)$ を見つけ出す。

[0031] 不必要成分除去混合行列作成部 54 は、不必要成分信号決定部 53 で見つけ出された不必要成分に対応する独立成分信号 $S_n(t)$ に基づいて、混合行列における不必要成分に対応する列ベクトルに 0 を代入した不必要成分除去混合行列を作成する制御を行う。例えば、パワースペクトル $S_1(\lambda_1)$ が閾値 T 以上であるときには、第 1 列ベクトルに 0 を代入した不必要成分除去混合行列を作成する。また、パワースペクトル $S_2(\lambda_1)$ が閾値 T 以上であるときには、第 2 列ベクトルに 0 を代入した不必要成分除去混合行列を作成する。このようにして不必要成分除去混合行列を作成する。

不必要成分除去観測信号作成部 55 は、式 (2) で示すように、不必要成

分除去混合行列と、52個の独立成分信号 $S_n(t)$ とを積算することにより、52個の不必要成分除去観測信号 $X_n'(t)$ を作成する制御を行う。これにより、図5に示すような52個（#1～#52）の不必要成分除去観測信号 $X_n'(t)$ が得られる。

[0032] 以上のように、光生体計測装置1によれば、観測信号 $X_n(t)$ から不必要成分に対応する信号を除去した不必要成分除去観測信号 $X_n'(t)$ を作成することができる。したがって、医師等の観察者は、不必要成分除去観測信号 $X_n'(t)$ を観察することで、脳虚血等の病状が生じているか否かを容易に診察することができる。

[0033] (他の実施形態)

上述した光生体計測装置1では、16個の送光プローブ12と16個の受光プローブ13とを有するホルダ11を示したが、異なる数、例えば12個の送光プローブと12個の受光プローブとを有するホルダとしてもよい。

産業上の利用可能性

[0034] 本発明は、近赤外光を用いて非侵襲で、脳の測定部位の活動状況を計測する光脳機能イメージング装置や、生体中の測定部位の酸素消費量をモニタリングする酸素モニタ等として使用することができる。

符号の説明

[0035] 1 : 光生体計測装置
4 : 送受光部制御部
5 : 演算部
11 : ホルダ（送受光部）
12 : 送光プローブ
13 : 受光プローブ
22 : 入力装置
23 : 表示装置
51 : 混合行列作成部
52 : パワースペクトル算出部

5 3 : 不必要成分信号決定部

請求の範囲

[請求項1]

被検体の皮膚表面上に配置される複数の送光プローブと、当該皮膚表面上に配置される複数の受光プローブとを有する送受光部と、

前記送光プローブが皮膚表面に光を照射するとともに、前記受光プローブが皮膚表面から放出される光を検出するように制御することで、前記被検体中の測定部位に関する経時変化を示す観測信号を取得する送受光部制御部と、

前記観測信号から、不必要成分に対応する信号を除去することにより、不必要成分除去観測信号を作成する演算部とを備える光生体計測装置であって、

前記演算部は、独立成分分析によって複数の観測信号を、混合行列と、複数の独立成分信号との積に分離する混合行列作成部と、

時間と強度との関数である複数の独立成分信号をフーリエ変換することで、周波数と強度との関数である複数の変換独立成分信号を作成することにより、各変換独立成分信号における所定の周波数帯域のパワースペクトルをそれぞれ算出するパワースペクトル算出部と、

各変換独立成分信号における所定の周波数帯域のパワースペクトルと閾値とをそれぞれ比較することで、複数の独立成分信号の内から、不必要成分に対応する独立成分信号を見つけ出す不必要成分信号決定部とを備えることを特徴とする光生体計測装置。

[請求項2]

前記演算部は、前記不必要成分信号決定部で見つけ出された不必要成分に対応する独立成分信号に基づいて、前記混合行列における不必要成分に対応する列ベクトルに0を代入した不必要成分除去混合行列を作成する不必要成分除去混合行列作成部と、

不必要成分除去混合行列と、複数の独立成分信号とを積算することにより、複数の不必要成分除去観測信号を作成する不必要成分除去観測信号作成部とを備えることを特徴とする請求項1に記載の光生体計測装置。

[請求項3] 前記所定の周波数帯域は、皮膚血流を示す周波数帯域、心拍変動を示す周波数帯域、及び、脈動・呼吸を示す周波数帯域からなる群から選択される少なくとも1つの周波数帯域であることを特徴とする請求項1又は請求項2に記載の光生体計測装置。

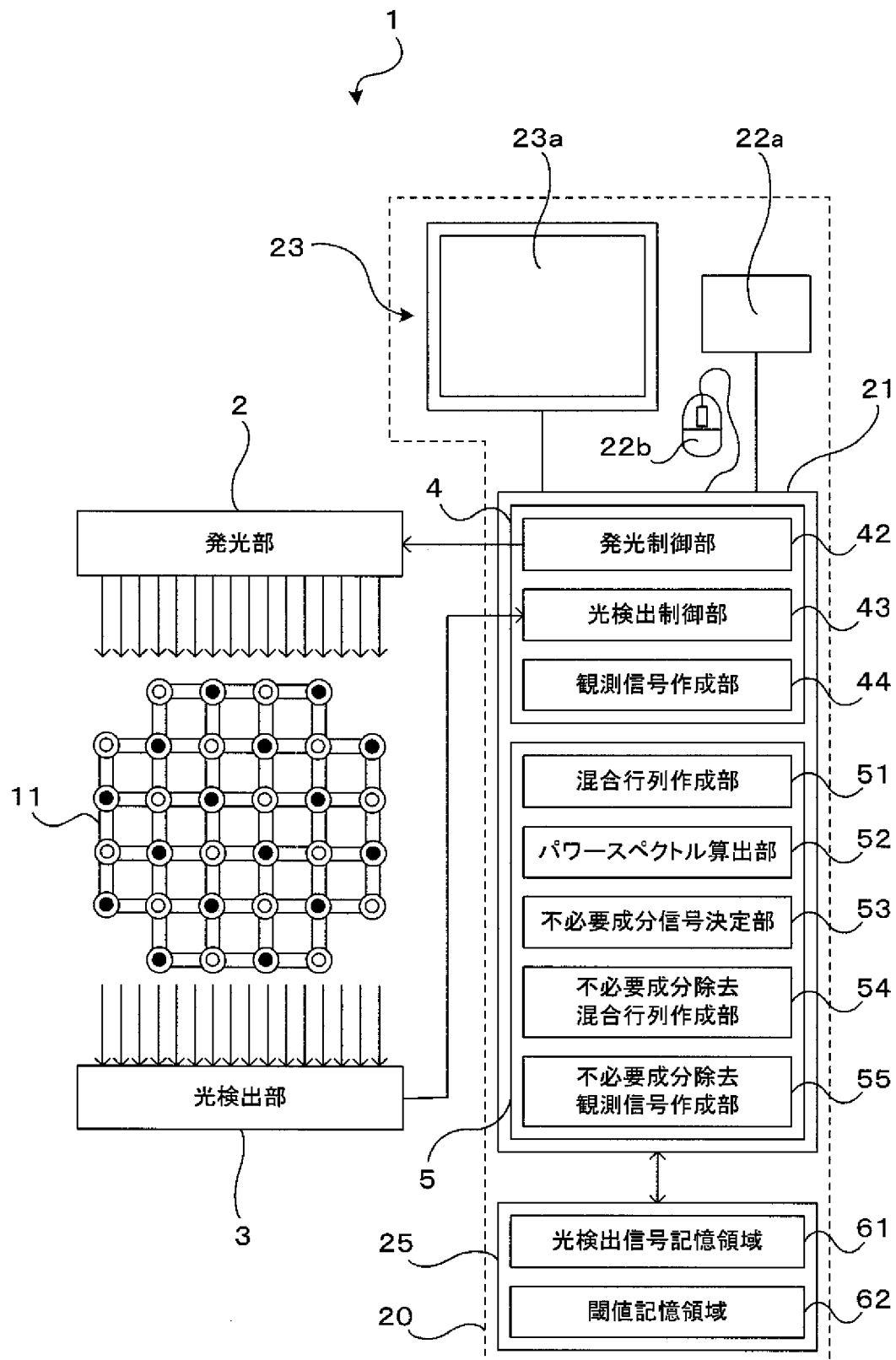
[請求項4] 被検体の皮膚表面上に配置される複数の送光プローブと、当該皮膚表面上に配置される複数の受光プローブとを有する送受光部と、

前記送光プローブが皮膚表面に光を照射するとともに、前記受光プローブが皮膚表面から放出される光を検出するように制御することで、前記被検体中の測定部位に関する経時変化を示す観測信号を取得する送受光部制御部とを備える光生体計測装置を用いて、前記観測信号から、不必要成分に対応する信号を除去することにより、不必要成分除去観測信号を作成する解析方法であって、

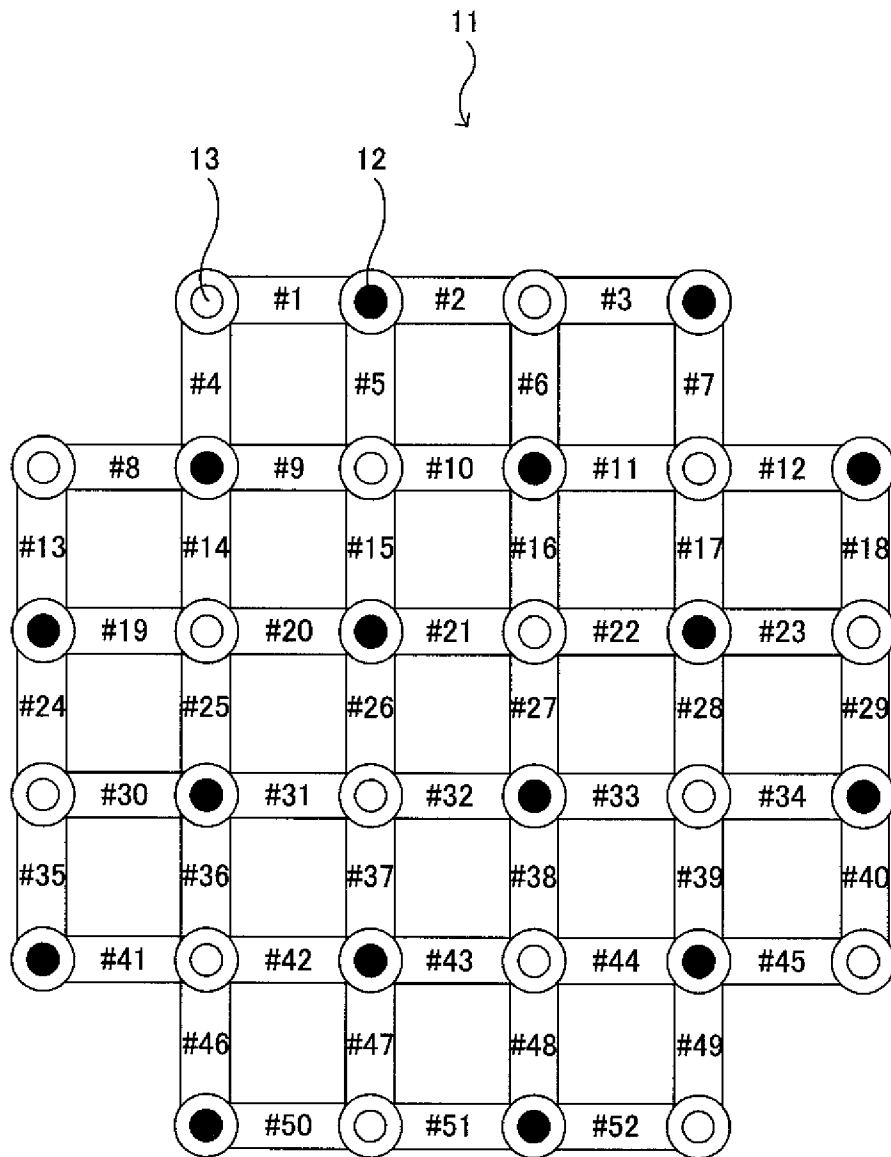
独立成分分析によって複数の観測信号を、混合行列と、複数の独立成分信号との積に分離する混合行列作成工程と、

各変換独立成分信号における所定の周波数帯域のパワースペクトルと閾値とをそれぞれ比較することで、複数の独立成分信号の内から、不必要成分に対応する独立成分信号を見つけ出す不必要成分信号決定工程とを含むことを特徴とする解析方法。

[図1]



[図2]



OMM-3000

測定 解析

波形/設定

波形

分析

波形表示

分析

測定日時 2008/08/22 11:58:25

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/050205

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B10/00 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B10/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-245636 A (Shimadzu Corp.), 15 September 2005 (15.09.2005), (Family: none)	1-4
A	JP 2006-280421 A (Shimadzu Corp.), 19 October 2006 (19.10.2006), (Family: none)	1-4
A	JP 2007-44104 A (Shimadzu Corp.), 22 February 2007 (22.02.2007), (Family: none)	1-4
A	JP 2005-143609 A (Hitachi Medical Corp.), 09 June 2005 (09.06.2005), & US 2007/142719 A1 & EP 1685801 A1	1-4



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
05 February, 2010 (05.02.10)

Date of mailing of the international search report
16 February, 2010 (16.02.10)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/050205

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-148797 A (Hitachi, Ltd.), 03 July 2008 (03.07.2008), & US 2008/146901 A1	1-4
A	JP 2007-289224 A (Hitachi, Ltd.), 08 November 2007 (08.11.2007), & US 2007/287922 A1 & EP 1847215 A1	1-4

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B10/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B10/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2010年 日本国実用新案登録公報 1996-2010年 日本国登録実用新案公報 1994-2010年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示		関連する 請求項の番号
A	JP 2005-245636 A（株式会社島津製作所） 2005.09.15,（ファミリーなし）		1-4
A	JP 2006-280421 A（株式会社島津製作所） 2006.10.19,（ファミリーなし）		1-4
A	JP 2007-44104 A（株式会社島津製作所） 2007.02.22,（ファミリーなし）		1-4
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 05.02.2010		国際調査報告の発送日 16.02.2010	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 小田倉 直人 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2005-143609 A (株式会社日立メディコ) 2005.06.09, & US 2007/142719 A1 & EP 1685801 A1	1 - 4
A	JP 2008-148797 A (株式会社日立製作所) 2008.07.03, & US 2008/146901 A1	1 - 4
A	JP 2007-289224 A (株式会社日立製作所) 2007.11.08, & US 2007/287922 A1 & EP 1847215 A1	1 - 4