(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
2014 年 5 月 22 日(22.05.2014)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2014/076795 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 10/00 (2006.01) *A61B 5/145* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2012/079654

(22) 国際出願日: 2012 年 11 月 15 日(15.11.2012)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(71) 出願人: 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 Kyoto (JP).

(72) 発明者: 石川　亮宏 (ISHIKAWA, Akihiro); 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町１ 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 鹿島　義雄 (KASHIMA, Yoshio); 〒5300052 大阪府大阪市北区南扇町７－２　ユニ東梅田４０９号　新生国際特許事務所内 Osaka (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, BN, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, 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.

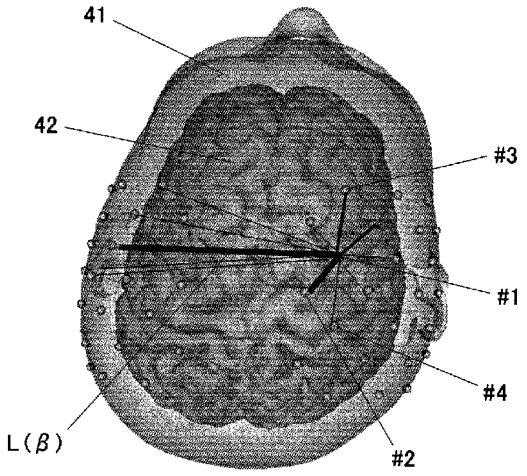
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

(54) **Title**: OPTICAL BIOMETRIC DEVICE

(54) 発明の名称 : 光生体計測装置



(57) **Abstract**: This optical biometric device (1) is equipped with: a plurality of light-transmitting probes (12) and light-receiving probes (13) to be arranged on the surface of the scalp of a subject to be tested; a transmitting/receiving-light control unit (21) for obtaining a plurality of units of received-light-amount information pertaining to a plurality of measurement sites, by controlling in a manner such that the light-transmitting probes (12) emit light onto the scalp surface, and the light-receiving probes (13) detect light emitted from the scalp surface; a calculation unit (22) for obtaining a plurality of measurement data on the basis of the plurality of units of received-light-amount information; and a correlation-coefficient calculation unit (23) for calculating a correlation coefficient expressing the strength of the correlation between each measurement datum. This optical biometric device (1) is further equipped with: a 3D-image-display control unit (32) for obtaining and displaying a 3D-scalp-surface image (41) and/or a 3D-brain-surface image (42); and a correlation-coefficient-display control unit (24) for displaying the measurement points from which measurement data is obtained, on the 3D-scalp-surface image (41) and/or 3D-brain-surface image (42), and also displaying in a manner such that a line segment expressing the size of the correlation coefficient connects the measurement points.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2014/076795 A1

被検者の頭皮表面上に配置される複数個の送光プローブ１２及び受光プローブ１３と、送光プローブ１２が頭皮表面に光を照射するとともに、受光プローブ１３が頭皮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、複数個の測定部位に関する複数個の受光量情報を取得する送受光用制御部２１と、複数個の受光量情報に基づいて、複数個の測定データを取得する演算部２２と、各測定データ間の相関の強さを示す相関係数値を算出する相関係数算出部２３とを備える光生体計測装置１であって、３次元頭皮表面画像４１及び／又は３次元脳表面画像４２を取得して表示する３次元画像表示制御部３２と、３次元頭皮表面画像４１及び／又は３次元脳表面画像４２上に、測定データが得られる測定関連点を表示するとともに、相関係数値の大きさを示す線分で測定関連点と測定関連点とを結ぶように表示する相関係数表示制御部２４とを備える。

明　細　書

発明の名称 ： 光生体計測装置

技術分野

[0001] 本発明は、光生体計測装置に関し、さらに詳細には非侵襲で脳活動を測定する光生体計測装置に関する。

背景技術

[0002] 近年、脳の活動状況を観察するために、光を用いて簡便に非侵襲で測定する光脳機能イメージング装置が開発されている。このような光脳機能イメージング装置では、被検者の頭皮表面上に配置した送光プローブにより、異なる３種類の波長λ_1、λ_2、λ_3（例えば、７８０ｎｍと８０５ｎｍと８３０ｎｍ）の近赤外光を脳に照射するとともに、頭皮表面上に配置した受光プローブにより、脳から放出された各波長λ_1、λ_2、λ_3の近赤外光の強度変化（受光量情報）ΔＡ（λ_1）、ΔＡ（λ_2）、ΔＡ（λ_3）をそれぞれ検出する。

そして、このようにして得られた受光量情報ΔＡ（λ_1）、ΔＡ（λ_2）、ΔＡ（λ_3）から、脳血流中のオキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[oxyHb]と、デオキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[deoxyHb]とを求めるために、例えば、ModifiedBeerLambert則を用いて関係式（１）（２）（３）に示す連立方程式を作成して、この連立方程式を解いている。さらには、オキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[oxyHb]と、デオキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[deoxyHb]とから総ヘモグロビンの濃度変化・光路長積（[oxyHb]＋[deoxyHb]）を算出している。

$$\Delta A(\lambda_1) = E_O(\lambda_1) \times [oxyHb] + E_d(\lambda_1) \times [deoxyHb] \cdots (1)$$

$$\Delta A(\lambda_2) = E_O(\lambda_2) \times [oxyHb] + E_d(\lambda_2) \times [deoxyHb] \cdots (2)$$

$$\Delta A(\lambda_3) = E_O(\lambda_3) \times [oxyHb] + E_d(\lambda_3) \times [deoxyHb] \cdots (3)$$

なお、$E_O(\lambda m)$は、波長λｍの光におけるオキシヘモグロビンの吸光度係数であり、$E_d(\lambda m)$は、波長λｍの光におけるデオキシヘモグロビンの吸光度係数である。

[0003] ここで、送光プローブと受光プローブとの間の距離と、測定部位との関係について説明する。図４は、一対の送光プローブ及び受光プローブと、測定部位との関係を示す図である。送光プローブ１２が被検者の頭皮表面の送光点Ｔに押し当てられるとともに、受光プローブ１３が被検者の頭皮表面の受光点Ｒに押し当てられる。そして、送光プローブ１２から光を照射させるとともに、受光プローブ１３に頭皮表面から放出される光を入射させる。このとき、頭皮表面の送光点Ｔから照射された光のうちで、バナナ形状（測定領域）を通過した光が頭皮表面の受光点Ｒに到達する。これにより、測定領域の中でも、特に送光点Ｔと受光点Ｒとを被検者の頭皮表面に沿って最短距離で結んだ線の中点（頭皮表面上の測定関連点）Ｍから、送光点Ｔと受光点Ｒとを被検者の頭皮表面に沿って最短距離で結んだ線の距離の半分の深さである被検者の測定部位（脳表面上の測定関連点）Ｓに関する受光量情報Ａ（λ_1）、Ａ（λ_2）、Ａ（λ_3）が得られるとしている。

[0004] また、光脳機能イメージング装置では、脳の複数箇所の測定部位に関するオキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[oxyHb]、デオキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[deoxyHb]及び総ヘモグロビンの濃度変化・光路長積（[oxyHb]＋[deoxyHb]）をそれぞれ測定することが行われている。

このような光脳機能イメージング装置においては、１５個の送光プローブと１５個の受光プローブとを所定の配列で被検者の頭皮表面に接触させるために、ホルダが使用される。図５は、１５個の送光プローブと１５個の受光プローブとが挿入されるホルダの一例を示す平面図である。

送光プローブ12_{T1}～12_{T15}と受光プローブ13_{R1}～13_{R15}とは、縦方向に５個と横方向に６個とに交互となるように配置されている。このとき、送光プローブ12_{T1}～12_{T15}と受光プローブ13_{R1}～13_{R15}との間の間隔は、３０ｍｍとなっている。これにより、脳の４９箇所の測定部位に関する受光量情報$\Delta A_n(\lambda_1)$、$\Delta A_n(\lambda_2)$、$\Delta A_n(\lambda_3)$（ｎ＝１、２、・・・、４９）を得ている。

[0005] そして、４９個の受光量情報$\Delta A_n(\lambda_1)$、$\Delta A_n(\lambda_2)$、$\Delta A_n(\lambda_3)$

を所定時間間隔Δｔで得ていくことで、関係式（１）（２）（３）を用いて、オキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[oxyHb]の経時変化（測定データ）X_n（ｔ）、デオキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[deoxyHb]の経時変化（測定データ）Y_n（ｔ）及び総ヘモグロビンの濃度変化・光路長積（[oxyHb]＋[deoxyHb]）の経時変化（測定データ）Z_n（ｔ）（ｎ＝１、２、・・・、４９）を求めている。

[0006] このとき、医師や検査技師等が、被検者へ刺激（以下、「負荷」や「タスク」という）を与えて、被検者の脳を活動させたときの測定データX_n（ｔ）、Y_n（ｔ）、Z_n（ｔ）を得ることも行われている（例えば、特許文献１参照）。

そして、医師や検査技師等は、被検者へタスクを与えたときの脳の活動領域を調べて、どの領域が何の機能を担っているのかを解明しようとする「脳の機能局在研究」も行われている。

[0007] さらに、脳の各領域の機能だけでなく、複数の領域間の関係を調べて、脳内ネットワークの機能を解明しようとする「脳領域間の接続性研究」も行われている。

例えば、下記式（４）を用いて、第一の測定部位S_1で得られた測定データX_1（ｔ）と、第二の測定部位S_2で得られた測定データX_2（ｔ）との相関の強さを示す相関係数値α_{1-2}を求めている。

[0008] [数1]

$$\alpha_{1-2}=\frac{\sum_{t=1}^{T}(X_1t-\overline{X_1})(X_2t-\overline{X_2})}{\sqrt{\sum_{t=1}^{T}(X_1t-\overline{X_1})^2}\sqrt{\sum_{t=1}^{T}(X_2t-\overline{X_2})^2}} \quad \cdots (4)$$

ただし、$\overline{X_1}$, $\overline{X_2}$は、それぞれX_1t, X_2t $(t=1,\cdots,\mathrm{T})$の相加平均である。

[0009] ここで、図６は、第一の測定部位S_1で得られた測定データX_1（ｔ）と、他の測定部位S_nで得られた測定データX_n（ｔ）（ｎ＝２、・・・、４９）との間の相関係数値α_{1-n}を示した表示画面の一例である。図６に示す表示画面では、図５に示した平面図において、送光プローブ12_{T1}～12_{T15}と受光

プローブ１３$_{R1}$～１３$_{R15}$とを最短距離で結んだ線の各中点が、その送光プローブ１２から照射させた光を、その受光プローブ１３で検出させたときに得られた測定点Ｓ$_n$となるようにしている。そして、表示画面に測定点Ｓ$_n$を表示するとともに、測定データＸ$_1$（ｔ）が得られた測定点Ｓ$_1$と、測定データＸ$_n$（ｔ）（ｎ＝２、・・・、４９）が得られた各測定点Ｓ$_n$とを、相関係数値α_{1-n}に応じた太さの直線Ｌ$_{1-n}$で結んでいる。

先行技術文献

特許文献

[0010] 特許文献1：特開２００４－１８４４０２号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0011] しかしながら、図６に示す表示画面では脳を示す表示がないため、脳のどの領域とどの領域との間の相関係数値α_{1-n}が大きいかを把握することが困難であり、さらに、一の直線Ｌ$_{1-n}$と他の直線Ｌ$_{1-n'}$とのオーバーラップにより、医師や検査技師等の観察において誤解を生じることがあった。また、脳の解剖学的構造には個人差があり、脳の形状が各人で違っていることから、脳の領域を正確に判別することができないという問題も生じていた。

そこで、本発明は、脳の領域間の相関関係値を正確に把握することができる光生体計測装置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

[0012] 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、被検者の頭皮表面上に配置される複数個の送光プローブと、当該頭皮表面上に配置される複数個の受光プローブと、前記送光プローブが頭皮表面に光を照射するとともに、前記受光プローブが頭皮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、複数個の測定部位に関する複数個の受光量情報を取得する送受光用制御部と、複数個の受光量情報に基づいて、複数個の測定データを取得する演算部と、各測定データ間の相関の強さを示す相関係数値を算出す

る相関係数算出部とを備える光生体計測装置であって、３次元頭皮表面画像及び／又は３次元脳表面画像を取得して表示する３次元画像表示制御部と、３次元頭皮表面画像及び／又は３次元脳表面画像上に、前記測定データが得られる測定関連点を表示するとともに、前記相関係数値の大きさを示す線分で測定関連点と測定関連点とを結ぶように表示する相関係数表示制御部とを備えることを特徴としている。

[0013] ここで、「測定データ」とは、受光プローブで検出された受光量情報の経時変化自体であってもよく、受光量情報から算出されたオキシヘモグロビン濃度の経時変化やデオキシヘモグロビン濃度の経時変化や全ヘモグロビン濃度の経時変化であってもよい。

また、「３次元頭皮表面画像」とは、例えば、核磁気共鳴画像診断装置（以下、ＭＲＩと略す）やＣＴ画像等により作成された被検者の映像データから、頭皮表面を示す映像データを抽出することにより作成された３次元画像や、標準的な３次元の頭皮表面を示す３次元頭皮表面テンプレート等のことをいう。また、「３次元脳表面画像」とは、例えば、ＭＲＩやＣＴ画像等により作成された被検者の映像データから、脳表面を示す映像データを抽出することにより作成された３次元画像や、標準的な３次元の脳表面を示す３次元脳表面テンプレート等のことをいう。

発明の効果

[0014] 本発明の光生体計測装置によれば、３次元頭皮表面画像や３次元脳表面画像上に、相関係数値の大きさを示す線分が重畳されて表示されるので、医師や検査技師等は、脳の領域間の相関係数値を正確に把握することができる。

[0015] （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においては、前記線分は、前記相関係数値の大きさに応じて太さが変化する直線であるようにしてもよい。

また、本発明の光生体計測装置においては、前記測定関連点は、前記頭皮表面上では、前記送光プローブの位置と前記受光プローブの位置とを頭皮表面に沿って最短距離で結んだ線の中点の位置とする頭皮表面上の測定関連点

とし、前記脳表面上では、前記送光プローブの位置と前記受光プローブの位置とを結んだ線の垂直二等分線と交差する位置とする脳表面上の測定関連点とするようにしてもよい。

[0016] また、本発明の光生体計測装置においては、前記３次元画像表示制御部は、前記３次元頭皮表面画像を表示するか、或いは、３次元脳表面画像を表示するかを切り替えることが可能となっており、前記相関係数表示制御部は、前記３次元頭皮表面画像が表示された際には、頭皮表面上の測定関連点を表示し、前記３次元脳表面画像が表示された際には、脳表面上の測定関連点を表示するようにしてもよい。

[0017] そして、本発明の光生体計測装置においては、前記３次元頭皮表面画像及び／又は３次元脳表面画像は、所望の方向から見た画像となるように、当該方向を変更可能として表示されるようにしてもよい。

本発明の光生体計測装置によれば、３次元頭皮表面画像や３次元脳表面画像を所望の方向から見た画像となるように表示することができるので、特に注目したい領域が中心にくるようにして表示することができる。

[0018] さらに、本発明の光生体計測装置においては、前記３次元頭皮表面画像及び／又は３次元脳表面画像は、前記被検者を撮影することで取得されたものであるようにしてもよい。

本発明の光生体計測装置によれば、被検者の３次元頭皮表面画像や３次元脳表面画像を表示するので、脳の解剖学的構造の個人差にかかわらず、脳活動を詳細に考察することができる。

図面の簡単な説明

[0019] [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。

[図2]本発明の光生体計測装置に表示される表示画面の一例を示す図。

[図3]本発明の光生体計測装置に表示される表示画面の他の一例を示す図。

[図4]一対の送光プローブ及び受光プローブと、測定部位との関係を示す図。

[図5]１５個の送光プローブと１５個の受光プローブとが挿入されるホルダの一例を示す平面図。

[図6]従来の光脳機能イメージング装置に表示される表示画面の一例を示す図。

発明を実施するための形態

[0020] 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、以下に説明するような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。

[0021] 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。光生体計測装置１は、光を出射する光源２と、光源２を駆動する光源駆動機構４と、光を検出する光検出器３と、Ａ／Ｄ（Ａ／Ｄコンバータ）５と、送受光用制御部２１と、演算部２２と、相関係数算出部２３と、相関係数表示制御部２４と、３次元画像表示制御部３２と、ポインタ表示制御部３３と、測定関連点算出部３４と、メモリ２５とを備えるとともに、１５個の送光プローブ１２_{T1}～１２_{T15}と、１５個の受光プローブ１３_{R1}～１３_{R15}と、表示装置２６と、入力装置２７とを備える。

[0022] ここで、本発明に係る光生体計測装置１により表示される表示画面について説明する。

図２は、本発明に係る光生体計測装置１により表示される表示画面の一例を示す図である。図２に示す表示画面には、３次元頭皮表面画像４１と、３次元脳表面画像４２と、４９個の測定関連点M_n（ｎ＝１，２，・・・，４９）と、直線L_{1-n}とが表示されている。４９個の測定関連点M_nは、３次元頭皮表面画像４１上の所定位置（頭皮表面上の測定関連点に対応する位置）にそれぞれ表示されている。そして、測定関連点M_1と測定関連点M_2とを結ぶ直線L_{1-2}が太さ５ｍｍで表示され、測定関連点M_1と測定関連点M_3とを結ぶ直線L_{1-3}が太さ３ｍｍで表示されるように、測定関連点M_1と他の各測定関連点M_n（ｎ＝２，・・・，４９）とを結ぶ直線L_{1-n}がそれぞれの太さで表示されている。なお、頭皮表面画像４１は、半透明で表示されている。

[0023] また、図３は、本発明に係る光生体計測装置１により表示される表示画面の他の一例を示す図である。図３に示す表示画面には、３次元脳表面画像４

２と、４９個の測定関連点S_n（ｎ＝１，２，・・・，４９）と、直線L_{1-n}とが表示されている。４９個の測定関連点S_nは、３次元脳表面画像４２上の所定位置（脳表面上の測定関連点に対応する位置）にそれぞれ表示されている。そして、測定関連点S_1と測定関連点S_2とを結ぶ直線L_{1-2}が太さ５ｍｍで表示され、測定関連点S_1と測定関連点S_3とを結ぶ直線L_{1-3}が太さ３ｍｍで表示されるように、測定関連点S_1と他の各測定関連点S_n（ｎ＝１，２，４，・・・，４９）とを結ぶ直線L_{1-n}がそれぞれの太さで表示されている。

[0024] 次に、図２や図３の表示画面を表示するための光生体計測装置１の構成について説明する。

光源駆動機構４は、送受光用制御部２１から入力された駆動信号により光源２を駆動する。光源２は、例えば異なる３種類の波長λ_1、λ_2、λ_3の近赤外光を出射することができる半導体レーザＬＤ１、ＬＤ２、ＬＤ３等である。

光検出器３は、例えば光電子増倍管等であり、１５個の受光プローブ13_{R1}～13_{R15}で受光した近赤外光を個別に検出することにより、１５個の受光量情報ΔＡ（λ_1）、ΔＡ（λ_2）、ΔＡ（λ_3）をＡ／Ｄ５を介して送受光用制御部２１に出力する。

[0025] 送受光用制御部２１は、所定の時間に１個の送光プローブ１２に光を送光する駆動信号を光源駆動機構４に出力するとともに、受光プローブ１３で受光された受光量情報ΔA_n（λ_1）、ΔA_n（λ_2）、ΔA_n（λ_3）（ｎ＝１，２，・・・，４９）を光検出器３で検出する制御を行う。具体的には、まず５ミリ秒間、送光プローブ12_{T1}に波長７８０ｎｍの光を送光させ、次の５ミリ秒間、送光プローブ12_{T1}に波長８０５ｎｍの光を送光させ、次の５ミリ秒間、送光プローブ12_{T1}に波長８３０ｎｍの光を送光させ、次の５ミリ秒間、送光プローブ12_{T2}に波長７８０ｎｍの光を送光させるように、所定のタイミングで１個の送光プローブ12_{T1}～12_{T15}に光を順番に送光させていく。このとき、いずれか１個の送光プローブ12_{T1}～12_{T15}に光を送光させるごとに、１５個の受光プローブ13_{R1}～13_{R15}で受光量情報を検出する

ことになるが、所定のタイミングで検出した所定（光を照射した送光プローブと隣接する）の受光プローブ13_{R1}～13_{R15}の受光量情報をメモリ２５に記憶させる。これにより、合計４９個の受光量情報$\Delta A_n(\lambda_1)$、$\Delta A_n(\lambda_2)$、$\Delta A_n(\lambda_3)$（ｎ＝１，２，・・・，４９）の収集が行われる。

[0026] 演算部２２は、メモリ２５に記憶された４９個の受光量情報$\Delta A_n(\lambda_1)$、$\Delta A_n(\lambda_2)$、$\Delta A_n(\lambda_3)$に基づいて、関係式（１）（２）（３）を用いて、オキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[oxyHb]の経時変化（測定データ）$X_n(t)$、デオキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[deoxyHb]の経時変化（測定データ）$Y_n(t)$及び総ヘモグロビンの濃度変化・光路長積（[oxyHb]＋[deoxyHb]）の経時変化（測定データ）$Z_n(t)$（ｎ＝１，２，・・・，４９）を求める制御を行う。

[0027] 相関係数算出部２３は、各測定データ$X_n(t)$、$Y_n(t)$、$Z_n(t)$間の相関の強さを示す相関係数値$\alpha_{n-n'}$を算出する制御を行う。例えば、前記式（４）を用いて、第一の測定部位S_1で得られたオキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[oxyHb]の経時変化（測定データ）$X_1(t)$と、第二の測定部位S_2で得られたオキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[oxyHb]の経時変化（測定データ）$X_2(t)$との間の相関係数値α_{1-2}を算出し、第一の測定部位S_1で得られたオキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[oxyHb]の経時変化（測定データ）$X_1(t)$と、第三の測定部位S_3で得られたオキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[oxyHb]の経時変化（測定データ）$X_3(t)$との間の相関係数値α_{1-3}を算出するように、１１７６個（$_{49}C_{48}$個）の相関係数値$\alpha_{n-n'}$を算出する。また、式（４）を用いて、第一の測定部位S_1で得られたデオキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[oxyHb]の経時変化（測定データ）$Y_1(t)$と、第二の測定部位S_2で得られたデオキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[oxyHb]の経時変化（測定データ）$Y_2(t)$との間の相関係数値β_{1-2}を算出し、第一の測定部位S_1で得られたデオキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[oxyHb]の経時変化（測定データ）$Y_1(t)$と、第三の測定部位S_3で得られたデオキシヘモグロビンの濃度変化・光路長

積[oxyHb]の経時変化（測定データ）Y_3（ｔ）との間の相関係数値β_{1-3}を算出するように、１１７６個（$_{49}C_{48}$個）の相関係数値$\beta_{n-n'}$を算出する。さらに、式（４）を用いて、第一の測定部位S_1で得られた総オキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[oxyHb]の経時変化（測定データ）Z_1（ｔ）と、第二の測定部位S_2で得られた総オキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[oxyHb]の経時変化（測定データ）Z_2（ｔ）との間の相関係数値γ_{1-2}を算出し、第一の測定部位S_1で得られた総オキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[oxyHb]の経時変化（測定データ）Z_1（ｔ）と、第三の測定部位S_3で得られた総オキシヘモグロビンの濃度変化・光路長積[oxyHb]の経時変化（測定データ）Z_3（ｔ）との間の相関係数値γ_{1-3}を算出するように、１１７６個（$_{49}C_{48}$個）の相関係数値$\gamma_{n-n'}$を算出する。

[0028] ３次元画像表示制御部３２は、３次元画像取得部３２ｄと、頭皮表面画像表示制御部３２ａと、脳表面画像表示制御部３２ｂと、画像切替部３２ｃとを有する。

３次元画像取得部３２ｄは、計測前にＭＲＩ１００により作成された映像データを取得することにより、頭皮表面を示す映像データを抽出することで３次元頭皮表面画像データを取得するとともに、脳表面を示す映像データを抽出することで３次元脳表面画像データを取得して、３次元頭皮表面画像データと３次元脳表面画像データとをメモリ２５に記憶させる制御を行う。ここで、ＭＲＩ１００は、３方向の２次元画像を示す映像データを作成するものである。なお、映像データは、頭皮表面と脳表面とを含む被険者を示すものである。また、映像データは、ＭＲＩ信号の強度情報や位相情報等の数値を有する複数のピクセルから構成される。そして、上述した抽出する方法としては、例えば、ＭＲＩ信号の強度情報や位相情報等の数値を有する複数のピクセルを用いることにより、領域拡張法、領域併合法、ヒューリスティック法等の画像領域分割方法、境界要素を連結して領域を抽出する方法、閉曲線を変形させて領域を抽出する方法等を利用することが挙げられる。

[0029] 頭皮表面画像表示制御部３２ａは、メモリ２５に記憶された３次元頭皮表

面画像データに基づいて、図２の３次元頭皮表面画像４１を表示装置２６に表示する制御を行う。なお、操作者が入力装置２７を用いて、所望の方向から見た３次元頭皮表面画像４１となるように、方向を変更して表示することができるようになっている。また、３次元頭皮表面画像４１は、半透明で表示されたり、着色して表示されたりすることができるようになっている。

脳表面画像表示制御部３２ｂは、メモリ２５に記憶された３次元脳表面画像データに基づいて、３次元脳表面画像４２を表示装置２６に表示する制御を行う。なお、操作者が入力装置２７を用いて、所望の方向から見た３次元脳表面画像４２となるように、方向を変更して表示することができるようになっている。

[0030] 画像切替部３２ｃは、操作者が入力装置２７を用いて操作信号を入力することにより、３次元頭皮表面画像４１を頭皮表面画像表示制御部３２ａに表示させるように決定したり、３次元脳表面画像４２を脳表面画像表示制御部３２ｂに表示させるように決定したり、３次元頭皮表面画像４１を頭皮表面画像表示制御部３２ａに表示させると同時に３次元脳表面画像４２を脳表面画像表示制御部３２ｂに表示させるように決定したりする制御を行う。なお、３次元頭皮表面画像４１を表示させると同時に３次元脳表面画像４２を表示させる場合には、３次元頭皮表面画像４１と３次元脳表面画像４２とは位置を合わせた状態で重ねて表示されるようにしている。

[0031] ポインタ表示制御部３３は、表示装置２６にポインタ（図示せず）を表示するとともに、入力装置２７から出力された操作信号に基づいて、表示装置２６に表示されたポインタを移動したり、ポインタで画像上の位置を指定したりする制御を行う。

[0032] 測定関連点算出部３４は、表示装置２６に表示された３次元頭皮表面画像４１や３次元脳表面画像４２の所定の位置がポインタで指定されることにより、メモリ２５に記憶された３次元頭皮表面画像データと３次元脳表面画像データとを用いて、被検者の脳表面上や頭皮表面上との測定関連点S_n、M_nを決定する制御を行う。例えば、３次元頭皮表面画像４１の所定の第一の位

置がポインタで指定されると、指定された第一の位置が脳表面上の第一の測定関連点S_1となり、第一の測定関連点S_1から最短距離にある頭皮表面上の位置が頭皮表面上の第一の測定関連点M_1となる。そして、３次元頭皮表面画像４１上の第一の測定関連点M_1が中点となる送光プローブ１２の位置と受光プローブ１３の位置とを算出して表示する。また、３次元頭皮表面画像４１の所定の第二の位置がポインタで指定されると、指定された第二の位置が脳表面上の第二の測定関連点S_2となり、第二の測定関連点S_2から最短距離にある頭皮表面上の位置が頭皮表面上の第一の測定関連点M_2となる。そして、３次元頭皮表面画像４１上の第二の測定関連点M_2が中点となる送光プローブ１２の位置と受光プローブ１３の位置とを算出して表示する。

このように、頭皮表面上のＮ個の測定関連点M_n（ｎ＝１，２，・・・，４９）と、脳表面上のＮ個の測定関連点S_n（ｎ＝１，２，・・・，４９）とが決定され、送光プローブ１２の位置と受光プローブ１３の位置とが表示される。これにより、医師や検査技師等は、被検者の頭皮表面上における送光プローブ１２の配置位置と受光プローブ１３の配置位置とを把握することができる。

[0033] 相関係数表示制御部２４は、３次元頭皮表面画像４１や３次元脳表面画像４２上に、測定関連点算出部３４で決定された測定関連点S_n、M_nを表示するとともに、相関係数値$\alpha_{n-n'}$の大きさを示す直線$L_{n-n'}$で測定関連点S_n、M_nと測定関連点S_n、M_nとを結ぶように表示する制御を行う。このとき、相関係数値$\alpha_{n-n'}$の大きさと直線$L_{n-n'}$の太さとの対応関係を示すテーブルに基づいて、相関係数値$\alpha_{n-n'}$の大きさを直線$L_{n-n'}$の太さで表現する。例えば、相関係数値$\alpha_{n-n'}$が０．７以上であるときには、直線$L_{n-n'}$の太さは５ｍｍとなり、相関係数値$\alpha_{n-n'}$が０．４以上０．７未満であるときには、直線$L_{n-n'}$の太さは３ｍｍとなり、相関係数値$\alpha_{n-n'}$が０．１以上０．４未満であるときには、直線$L_{n-n'}$の太さは１ｍｍとなり、相関係数$\alpha_{n-n'}$が０．１未満であるときには、直線$L_{n-n'}$の太さは０ｍｍ（直線は非表示）となるようにする。

[0034] そして、例えば、画像切替部３２ｃで３次元頭皮表面画像４１と３次元脳表面画像４２とを表示させ、測定データX_1（ｔ）と他の各測定データX_n（ｔ）（ｎ＝２，・・・，４９）との間の相関係数値α_{1-n}を表示させるように操作者が入力装置２７を用いて指示した場合には、相関係数表示制御部２４は、３次元頭皮表面画像４１上に４９個の測定関連点M_nを表示して、測定データX_1（ｔ）と測定データX_2（ｔ）との間の相関係数値α_{1-2}が０．７であるので、測定関連点M_1と測定関連点M_2とを結ぶ直線L_{1-2}を太さ５ｍｍで表示させ、測定データX_1（ｔ）と測定データX_3（ｔ）との間の相関係数値α_{1-3}が０．３であるので、測定関連点M_1と測定関連点M_3とを結ぶ直線L_{1-3}を太さ１ｍｍで表示させるように、測定関連点＃M_1と他の各測定関連点M_n（ｎ＝２，・・・，４９）とを結ぶ直線L_{1-n}をそれぞれの太さで表示させる。（図２参照）。

これにより、３次元頭皮表面画像４１と３次元脳表面画像４２上に、相関係数値α_{1-n}の大きさを示す直線L_{1-n}が重畳して表示されるので、医師や検査技師等は、脳の領域間の相関係数値α_{1-n}を正確に把握することができる。

[0035] また、画像切替部３２ｃで３次元脳表面画像４２を表示させ、測定データY_3（ｔ）と他の各測定データY_n（ｔ）（ｎ＝１，２，４・・・，４９）との間の相関係数値β_{3-n}を表示させるように操作者が入力装置２７を用いて指示した場合には、相関係数表示制御部２４は、３次元脳表面画像４２上に４９個の測定関連点S_nを表示して、測定関連点S_1と測定関連点S_2とを結ぶ直線L_{1-2}を太さ５ｍｍで表示させ、測定関連点S_1と測定関連点S_3とを結ぶ直線L_{1-3}を太さ３ｍｍで表示させるように、測定関連点S_1と他の各測定関連点M_n（ｎ＝１，２，４，・・・，４９）とを結ぶ直線L_{1-n}をそれぞれの太さで表示させる（図３参照）。

これにより、３次元脳表面画像４２上に、相関係数値β_{1-n}の大きさを示す直線L_{1-n}が重畳されて表示されるので、医師や検査技師等は、脳の領域間の相関係数値β_{1-n}を正確に把握することができる。

さらに、光生体計測装置１では、３次元頭皮表面画像４１や３次元脳表面

画像４２を所望の方向から見た画像となるように、方向を変更可能として表示することができるので、相関係数表示制御部２４は、４９個の測定関連点S_n、M_nと直線$L_{n-n'}$とを表示する位置も移動させることになる。

[0036] 以上のように、本発明の光生体計測装置１によれば、３次元頭皮表面画像４１や３次元脳表面画像４２上に、相関係数値$\alpha_{n-n'}$、$\beta_{n-n'}$、$\gamma_{n-n'}$の大きさを示す直線$L_{n-n'}$が重畳して表示されるので、医師や検査技師等は、脳の領域間の相関係数値$\alpha_{n-n'}$、$\beta_{n-n'}$、$\gamma_{n-n'}$を正確に把握することができる。また、３次元頭皮表面画像４１や３次元脳表面画像４２を所望の方向から見た画像となるように表示することができるので、特に注目したい領域が表示画面の中心にくるように表示することができる。さらに、被検者自身の３次元頭皮表面画像４１や３次元脳表面画像４２を表示することができるので、脳の解剖学的構造の個人差にかかわらず、脳活動を詳細に考察することができる。

[0037] ＜他の実施形態＞

（１）上述した光生体計測装置１では、測定データX_1（ｔ）と他の各測定データX_n（ｔ）（ｎ＝２，・・・，４９）との間の相関係数値α_{1-n}を表示させる構成を示したが、全ての測定データX_n（ｔ）間の相関係数値$\alpha_{n-n'}$を表示させる構成としてもよい。つまり、１１７６個（$_{49}C_{48}$個）の直線$L_{n-n'}$を表示してもよい。

[0038] （２）上述した光生体計測装置１では、３次元頭皮表面画像４１や３次元脳表面画像４２上に、測定関連点S_n、M_nと直線$L_{n-n'}$とを表示する構成を示したが、３次元テンプレート上に、測定関連点S_n、M_nと直線$L_{n-n'}$とを表示する構成としてもよい。

産業上の利用可能性

[0039] 本発明は、非侵襲で脳活動を測定する光生体計測装置等に利用することができる。

符号の説明

[0040] １： 光生体計測装置

１２：　送光プローブ

１３：　受光プローブ

２１：　送受光用制御部

２２：　演算部

２３：　相関係数算出部

請求の範囲

［請求項1］ 被検者の頭皮表面上に配置される複数個の送光プローブと、

当該頭皮表面上に配置される複数個の受光プローブと、

前記送光プローブが頭皮表面に光を照射するとともに、前記受光プローブが頭皮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、複数個の測定部位に関する複数個の受光量情報を取得する送受光用制御部と、

複数個の受光量情報に基づいて、複数個の測定データを取得する演算部と、

各測定データ間の相関の強さを示す相関係数値を算出する相関係数算出部とを備える光生体計測装置であって、

３次元頭皮表面画像及び／又は３次元脳表面画像を取得して表示する３次元画像表示制御部と、

３次元頭皮表面画像及び／又は３次元脳表面画像上に、前記測定データが得られる測定関連点を表示するとともに、前記相関係数値の大きさを示す線分で測定関連点と測定関連点とを結ぶように表示する相関係数表示制御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］ 前記線分は、前記相関係数値の大きさに応じて太さが変化する直線であ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］ 前記測定関連点は、前記頭皮表面上では、前記送光プローブの位置と前記受光プローブの位置とを頭皮表面に沿って最短距離で結んだ線の中点の位置とする頭皮表面上の測定関連点とし、前記脳表面上では、前記送光プローブの位置と前記受光プローブの位置とを結んだ線の垂直二等分線と交差する位置とする脳表面上の測定関連点とす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。

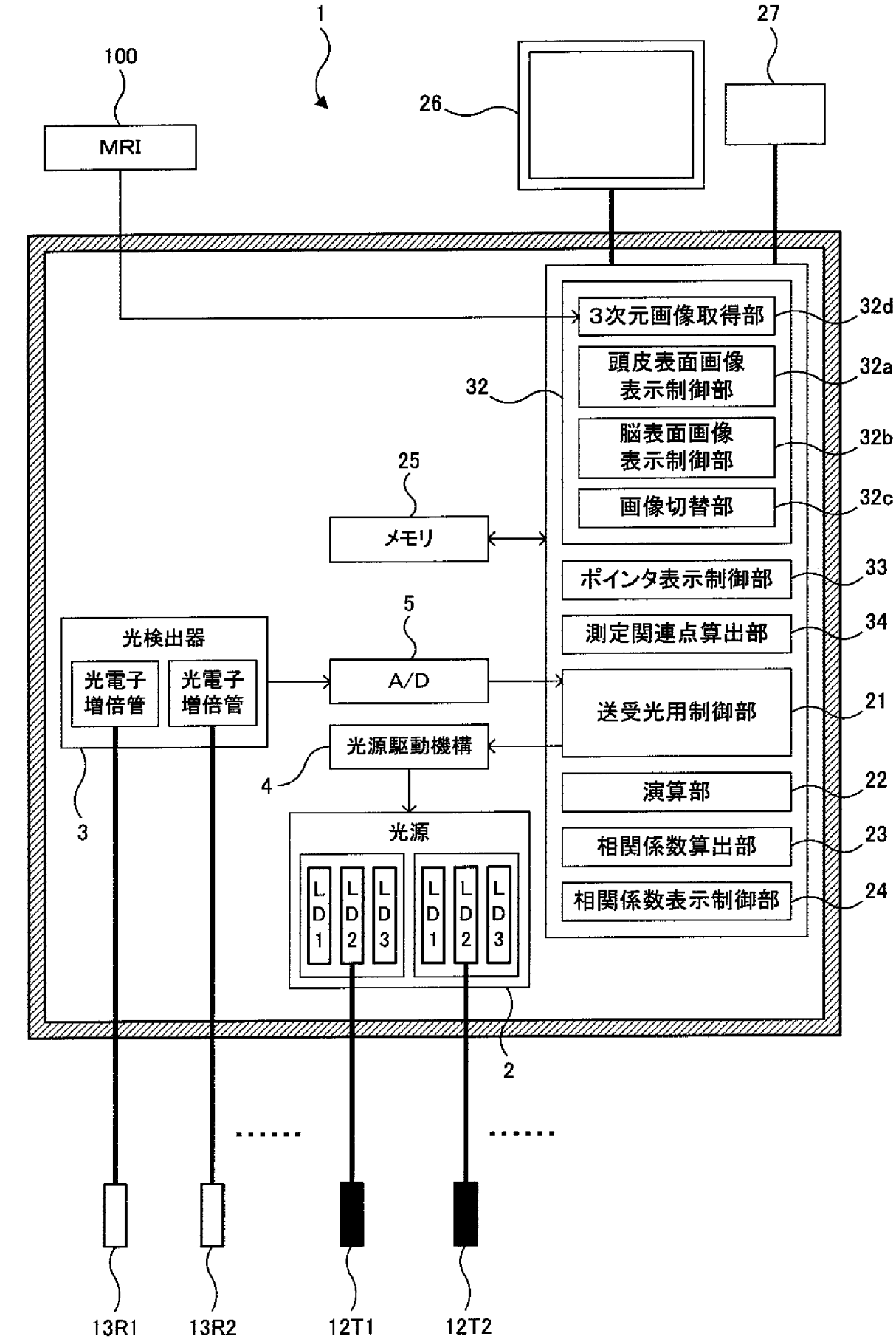
［請求項4］ 前記３次元画像表示制御部は、前記３次元頭皮表面画像を表示するか、或いは、３次元脳表面画像を表示するかを切り替えることが可能となっており、

前記相関係数表示制御部は、前記３次元頭皮表面画像が表示された際には、頭皮表面上の測定関連点を表示し、前記３次元脳表面画像が表示された際には、脳表面上の測定関連点を表示することを特徴とする請求項３に記載の光生体計測装置。

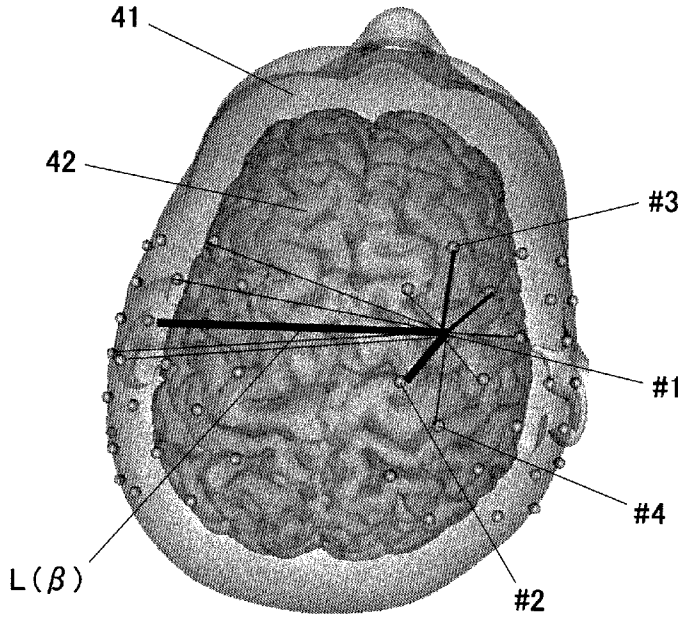
［請求項5］ 前記３次元頭皮表面画像及び／又は３次元脳表面画像は、所望の方向から見た画像となるように、当該方向を変更可能として表示されることを特徴とする請求項１～請求項４のいずれか１項に記載の光生体計測装置。

［請求項6］ 前記３次元頭皮表面画像及び／又は３次元脳表面画像は、前記被検者を撮影することで取得されたものであることを特徴とする請求項１～請求項５のいずれか１項に記載の光生体計測装置。

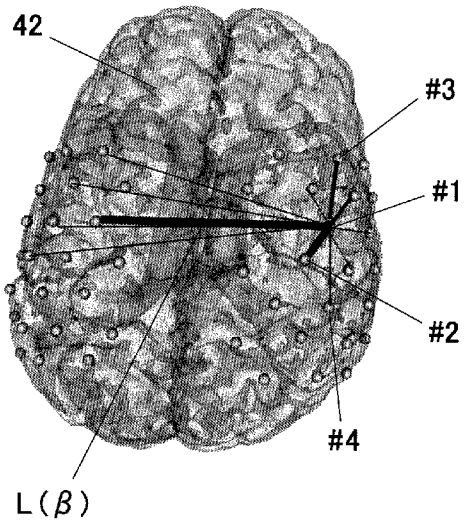
[図1]


1
100
MRI
26
27
3次元画像取得部
32d
頭皮表面画像
表示制御部
32a
32
脳表面画像
表示制御部
32b
画像切替部
32c
25
メモリ
ポインタ表示制御部
33
測定関連点算出部
34
5
光検出器
光電子
増倍管
光電子
増倍管
A/D
送受光用制御部
21
光源駆動機構
4
演算部
22
光源
相関係数算出部
23
相関係数表示制御部
24
LD1
LD2
LD3
LD1
LD2
LD3
3
2
13R1
13R2
12T1
12T2

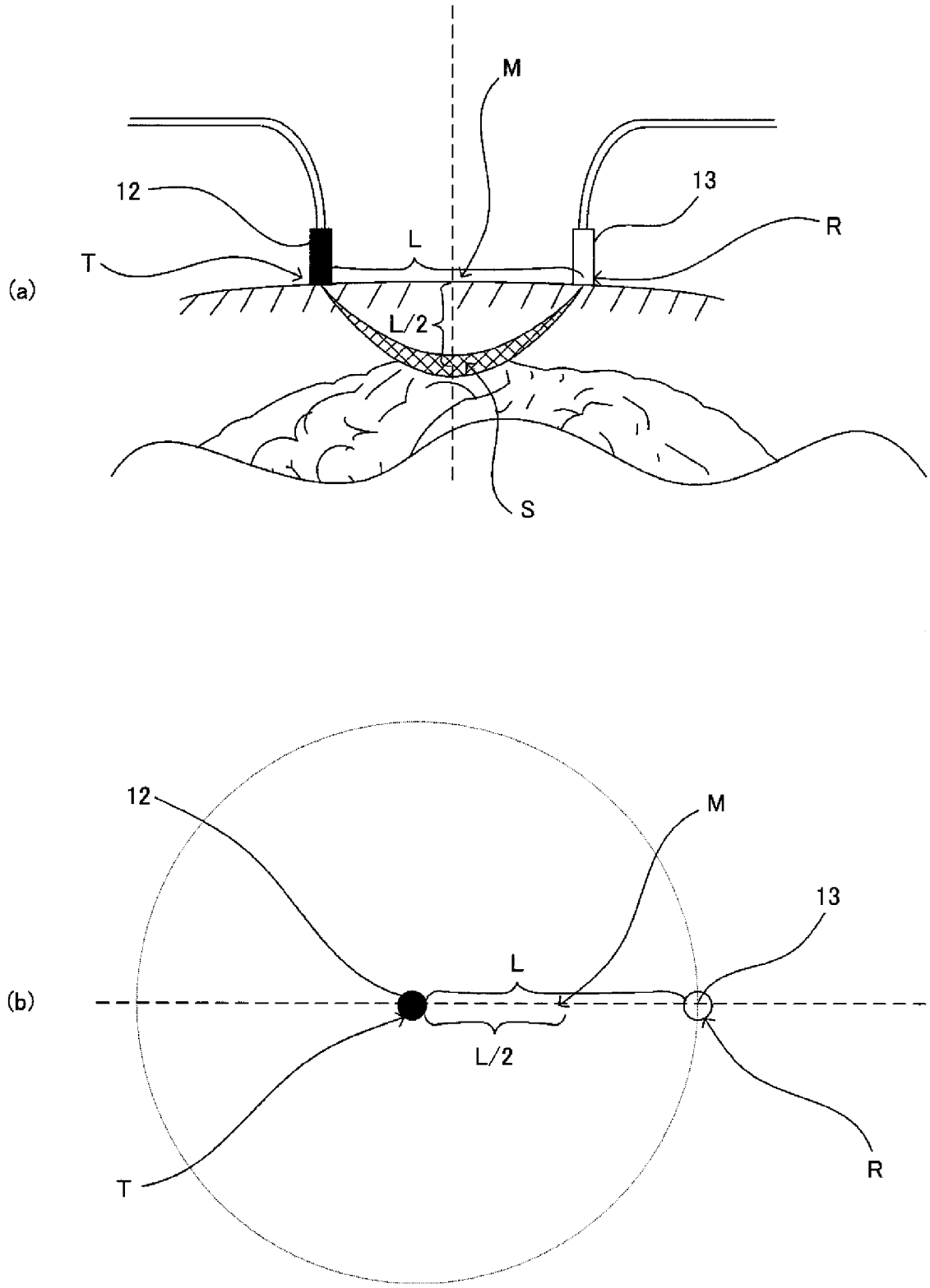
[図2]



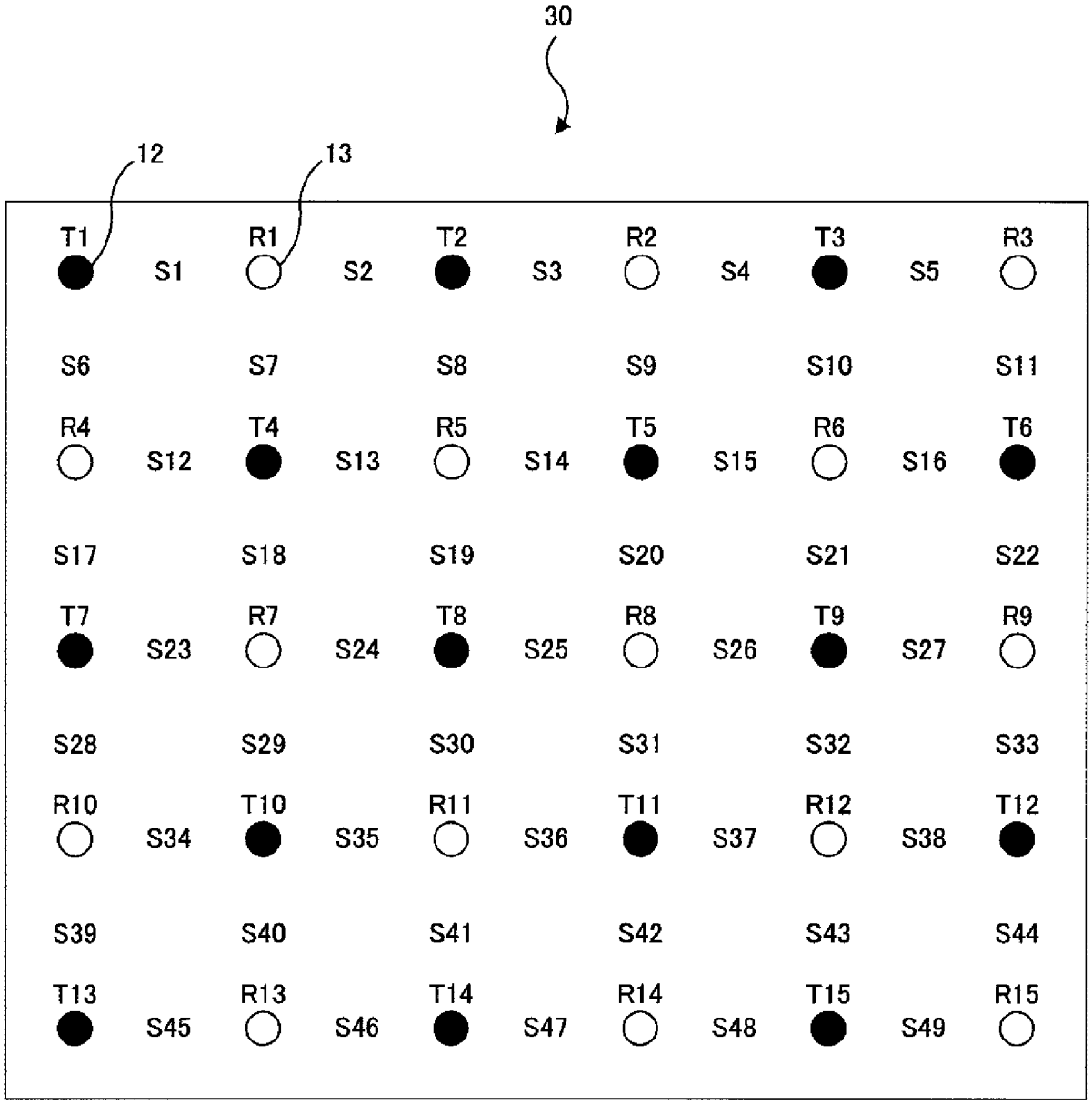
[図3]



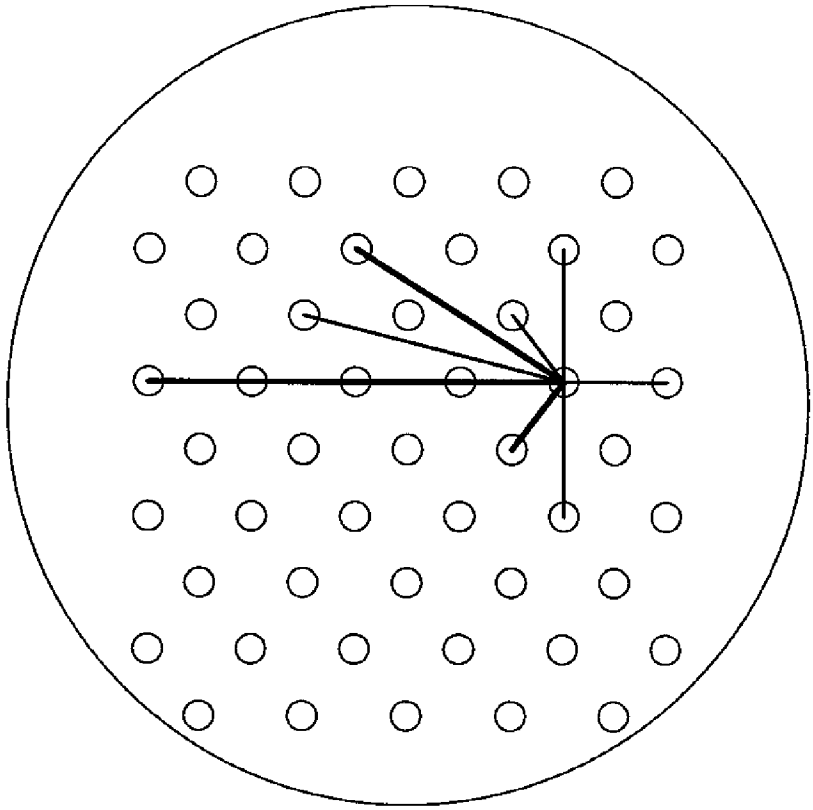
[図4]



[図5]


30
12
13
T1
R1
T2
R2
T3
R3
S1
S2
S3
S4
S5
S6
S7
S8
S9
S10
S11
R4
T4
R5
T5
R6
T6
S12
S13
S14
S15
S16
S17
S18
S19
S20
S21
S22
T7
R7
T8
R8
T9
R9
S23
S24
S25
S26
S27
S28
S29
S30
S31
S32
S33
R10
T10
R11
T11
R12
T12
S34
S35
S36
S37
S38
S39
S40
S41
S42
S43
S44
T13
R13
T14
R14
T15
R15
S45
S46
S47
S48
S49

[図6]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2012/079654

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B10/00(2006.01)i, *A61B5/145*(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, A61B5/145

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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.
Y	JP 2004-049510 A (Hitachi Medical Corp.), 19 February 2004 (19.02.2004), paragraphs [0021] to [0028] (Family: none)	1-6
Y	US 5295491 A (Gevins), 22 March 1994 (22.03.1994), column 10, lines 40 to 58; fig. 3B & WO 1995/018565 A1	1-6
A	WO 2011/046072 A1 (Hitachi Medical Corp.), 21 April 2011 (21.04.2011), paragraph [0058] & EP 2489305 A1 & CN 102596032 A	1-6

☒ 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	Date of mailing of the international search report
09 January, 2013 (09.01.13)	22 January, 2013 (22.01.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2012/079654

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 2009-095380 A (Shimadzu Corp.), 07 May 2009 (07.05.2009), paragraphs [0004], [0024] (Family: none)	3
A	WO 2006/025504 A1 (Nagaoka University of Technology), 09 March 2006 (09.03.2006), entire text; all drawings & JP 2006-95266 A & US 2007/0202477 A1	1-6
A	JP 2009-542351 A (Regents of University of Minnesota), 03 December 2009 (03.12.2009), paragraph [0071] & US 2008/0091118 A1 & EP 2037803 A & WO 2008/005513 A2 & CA 2657407 A & KR 10-2009-0028807 A & CN 101583308 A & IL 196369 D & AU 2007269608 A	1-6
A	JP 2005-143764 A (Shimadzu Corp. et al.), 09 June 2005 (09.06.2005), entire text; all drawings & US 2007/0282189 A1 & WO 2005/046484 A1	1-6

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１２／０７９６５４

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B10/00(2006.01)i, A61B5/145(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（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B10/00, A61B5/145

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	１９７１－２０１３年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１３年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１３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
Y	JP 2004-049510 A (株式会社日立メディコ) 2004.02.19, 【0021】-【0028】 (ファミリーなし)	1-6
Y	US 5295491 A (Gevins) 1994.03.22, 第10欄40-58行,Fig.3B & WO 1995/018565 A1	1-6
A	WO 2011/046072 A1 (株式会社日立メディコ) 2011.04.21, [0058] & EP 2489305 A1 & CN 102596032 A	1-6

☑　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の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 ０９．０１．２０１３	国際調査報告の発送日 ２２．０１．２０１３
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 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）　２Ｑ　９１０９ 福田　裕司 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 2009-095380 A (株式会社島津製作所) 2009.05.07, 【0004】;【0024】 (ファミリーなし)	3
A	WO 2006/025504 A1 (国立大学法人長岡技術科学大学) 2006.03.09, 全文,全図 & JP 2006-95266 A & US 2007/0202477 A1	1-6
A	JP 2009-542351 A (リージェンツ　オブ　ユニバーシティ　オブ　ミネソタ) 2009.12.03, 【0071】 & US 2008/0091118 A1 & EP 2037803 A & WO 2008/005513 A2 & CA 2657407 A & KR 10-2009-0028807 A & CN 101583308 A & IL 196369 D & AU 2007269608 A	1-6
A	JP 2005-143764 A (株式会社島津製作所　外１名) 2005.06.09, 全文,全図 & US 2007/0282189 A1 & WO 2005/046484 A1	1-6