(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
2020年5月22日(22.05.2020)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2020/100370 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 10/00 (2006.01) *G01N 21/17* (2006.01)
G01N 21/01 (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2019/032892

(22) 国際出願日： 2019年8月22日(22.08.2019)

(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 2018-215790 2018年11月16日(16.11.2018) JP

(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番地 Kyoto (JP).

(72) 発明者: 山下 登 (**YAMASHITA, Noboru**); 〒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).

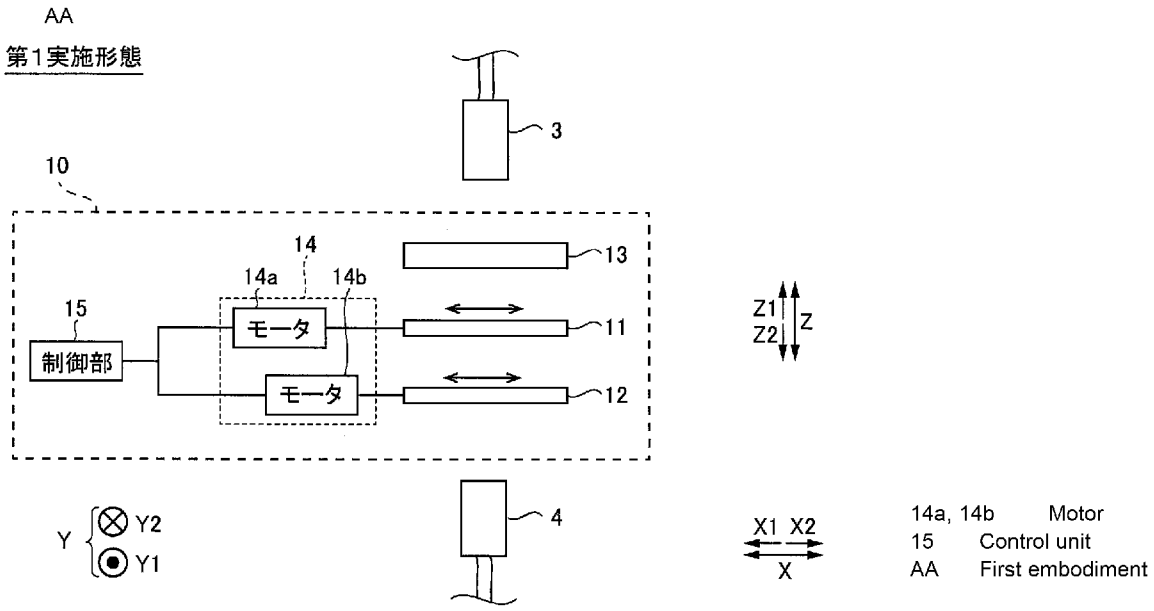
(74) 代理人: 宮園 博一 (**MIYAZONO, Hirokazu**); 〒5320011 大阪府大阪市淀川区西中島５丁目１３番９号 新大阪ＭＴビル１号館 Osaka (JP).

(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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, SA, 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,

(54) **Title:** PHANTOM DEVICE FOR OPTICAL BRAIN FUNCTION MEASUREMENT DEVICE

(54) 発明の名称： 光脳機能計測装置用ファントム装置



(57) **Abstract:** This phantom device (100) for an optical brain function measurement device is provided with a first filter (11) and a second filter (12) having mutually different absorption frequency distributions and at least partly overlapping each other. The first filter (11) and the second filter (12) have different optical absorptance in portions thereof along a moving direction relative to a light source unit (3) and a detection unit (4).

WO 2020/100370 A1

［続葉有］

MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, 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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類：

一　国際調査報告（条約第21条(3)）

(57) 要約：この光脳機能計測装置用ファントム装置（１００）は、互いに吸収周波数分布が異なるとともに少なくとも一部が互いにオーバラップする第１フィルタ（１１）と第２フィルタ（１２）とを備える。また、第１フィルタ（１１）および第２フィルタ（１２）は、光源部（３）および検出部（４）に対する相対的な移動方向に沿った部分毎に光の吸収率が異なる。

明　細　書

発明の名称 ： 光脳機能計測装置用ファントム装置

技術分野

[0001] 本発明は、光脳機能計測装置用ファントム装置に関し、特に、所定の吸収周波数分布を有するフィルタを備える光脳機能計測装置用ファントム装置に関する。

背景技術

[0002] 従来、所定の吸収周波数分布を有するフィルタを備える光脳機能計測装置用ファントム装置が知られている。このような光脳機能計測装置用ファントム装置は、たとえば、特開２００９－１９５３８７号公報に開示されている。

[0003] 上記特開２００９－１９５３８７号公報の生体光計測装置の検査用ファントム装置には、主散乱体、補助散乱体、光吸収体（フィルタ）、および、駆動装置が設けられている。主散乱体および補助散乱体の各々は、光を反射する粉体が均等に混入された樹脂を平板上に成型した矩形の樹脂板により構成されている。また、主散乱体および補助散乱体の各々は、光透過性を有し、かつ、内部に入射された光を散乱させる。また、補助散乱体は、所定の間隔をおいて、主散乱体の一方側の面と対向している。また、光吸収体は、駆動装置により制御され、主散乱体と補助散乱体との間において移動するように構成されている。

[0004] また、上記特開２００９－１９５３８７号公報の生体光計測装置の検査用ファントム装置では、主散乱体の他方側の面には、光を照射する複数の照射プローブと、光を検出する複数の検出プローブが設けられている。照射プローブから照射された光は、主散乱体の一方側の面から出射され、一部が光吸収体に吸収され、残りの一部が補助散乱体に入射する。補助散乱体に入射された光は、補助散乱体内で拡散され、一部が再び主散乱体に入射する。そして、再び主散乱体に入射された光は検出プローブにより検出される。検出プ

ローブにより検出された計測値に基づいた計測データと、予め設定されていた正常時のデータとを比較することにより、生体光計測装置が正常であるか否かを検知することが可能である。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開２００９－１９５３８７号公報

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、上記特開２００９－１９５３８７号公報に記載されている生体光計測装置の検査用ファントム装置では、上記特開２００９－１９５３８７号公報には明記されていないが、主散乱体から出射された光は、光吸収体（フィルタ）によって吸収されることにより、光の周波数によらず一律に強度が減衰すると考えられる。ここで、人体（脳）には、光に対する吸収周波数分布（吸収スペクトル）が互いに異なる複数の生体物質が含まれている。また、複数の生体物質のうちの一の生体物質（以下、第１生体物質）および他の生体物質（以下、第２生体物質）の各々の濃度（量）は、脳活動に応じて、互いに異なる変化率で変化する場合がある。したがって、上記の光吸収体（フィルタ）を用いて一律に光の強度を減衰させる上記特開２００９－１９５３８７号公報の検査用ファントム装置では、第１生体物質の濃度（量）および第２生体物質の濃度（量）が互いに異なる変化率で変化する実際の脳活動の動作を正確に模擬することが困難であるという不都合がある。このため、上記特開２００９－１９５３８７号公報の検査用ファントム装置では、実際の脳の検査時とは異なる条件において生体光計測装置の検査が行われるため、生体光計測装置の検査が不適切になる場合があるという問題点がある。

[0007] この発明は、上記のような課題を解決するためになされたものであり、この発明の１つの目的は、脳活動を正確に模擬することにより、光脳機能計測

装置を適切に検査することが可能な光脳機能計測装置用ファントム装置を提供することである。

課題を解決するための手段

[0008] 上記目的を達成するために、この発明の一の局面における光脳機能計測装置用ファントム装置は、光を照射する光源部と、光源部からの光を検出する検出部とを備える光脳機能計測装置に用いる光脳機能計測装置用ファントム装置であって、光源部からの光が照射され、光に対して第１吸収周波数分布を有する第１フィルタと、光源部からの光が照射され、第１フィルタの第１吸収周波数分布とは吸収周波数分布が異なる第２吸収周波数分布を有するとともに、光源部からの光の光軸が延びる方向から見て、少なくとも一部が第１フィルタとオーバーラップするように設けられる第２フィルタと、を備え、第１フィルタおよび第２フィルタは、光源部および検出部に対して相対的に移動可能に構成されているとともに、光源部および検出部に対する相対的な移動方向に沿った部分毎に光の吸収率が異なるように構成されている。

[0009] この発明の一の局面における光脳機能計測装置用ファントム装置では、上記のように、第１フィルタおよび第２フィルタは、光源部および検出部に対する相対的な移動方向に沿った部分毎に光の吸収率が異なる。これにより、光源部および検出部に対して、第１フィルタおよび第２フィルタを相対的に移動させることにより、第１フィルタおよび第２フィルタの各々による光の吸収量を変化させることができる。また、第１フィルタおよび第２フィルタの移動を制御することによって、第１フィルタおよび第２フィルタの各々による光の吸収量を異なる変化率で変化させることを容易に行うことができる。これらの結果、第１吸収周波数分布を有する生体物質の濃度（量）、および、第２吸収周波数分布を有する生体物質の濃度（量）が互いに異なる変化率で変化する実際の脳活動を正確に模擬することができる。これにより、脳活動を正確に模擬することにより、光脳機能計測装置を適切に検査することができる。

[0010] また、光脳機能計測装置用ファントム装置により実際の脳活動を正確に模

擬することができるので、ファントム装置を用いて得られた検査結果と、実際の脳のデータ（波形）とを比較することにより、光脳機能計測装置が正常であるか否かを判断することができる。これにより、特性（たとえば照射する光の波長数等）が互いに異なる装置間において、各装置における計測データ同士を比較する場合に比べて、各装置においてファントム装置を用いて得られた検査結果と実際の脳のデータ（波形）との比較を行うことにより、各装置の性能評価をより精度良く行うことができる。

[0011] 上記一の局面における光脳機能計測装置用ファントム装置において、好ましくは、第１フィルタおよび第２フィルタの各々には、光源部からの近赤外光が照射され、第１フィルタは、第１吸収周波数分布が、酸素化ヘモグロビンの吸収周波数分布と略等しくなるように構成され、第２フィルタは、第２吸収周波数分布が、脱酸素化ヘモグロビンフィルタの吸収周波数分布と略等しくなるように構成されている。このように構成すれば、酸素化ヘモグロビンの濃度（量）、および、脱酸素化ヘモグロビンの濃度（量）が互いに異なる変化率で変化する症状（たとえばうつ病）の脳活動を容易に模擬することができる。

[0012] 上記一の局面における光脳機能計測装置用ファントム装置において、好ましくは、光源部および検出部に対して、第１フィルタおよび第２フィルタを相対的に移動させる移動機構と、移動機構を制御する制御部と、をさらに備え、制御部は、第１フィルタと第２フィルタとがオーバーラップした部分に光が照射された状態で、移動機構を制御して、光源部および検出部に対して、第１フィルタおよび第２フィルタの各々を、光軸が延びる方向に直交する方向に沿って相対的に移動させるように構成されている。このように構成すれば、移動機構により第１フィルタおよび第２フィルタの各々を移動させることによって、手動で第１フィルタおよび第２フィルタを移動させる場合に比べて、第１フィルタおよび第２フィルタをより正確に移動させることができる。

[0013] この場合、好ましくは、第１フィルタは、光軸が延びる方向に直交する面

における第１の方向に沿って、光の吸収率が連続的に変化するように構成され、第２フィルタは、第１の方向に沿って、光の吸収率が連続的に変化するように構成されており、制御部は、移動機構を制御して、光源部および検出部に対して、第１フィルタおよび第２フィルタを、第１の方向に沿って相対的に移動させるように構成されている。このように構成すれば、第１フィルタおよび第２フィルタが光源部および検出部に対して相対的に移動する方向と、第１フィルタおよび第２フィルタの各々において光の吸収率が変化する方向とが揃っている。その結果、第１フィルタおよび第２フィルタを、光源部および検出部に対して相対的に移動させることによって、第１フィルタおよび第２フィルタによる光の吸収量を容易に変化させることができる。

[0014] また、第１フィルタおよび第２フィルタの各々において光の吸収率が連続的に変化するので、光の吸収率がステップ状（非連続的）に変化する場合に比べて、より細かく（正確に）脳活動を模擬することができる。

[0015] 上記光源部および検出部に対して第１フィルタおよび第２フィルタを第１の方向に沿って相対的に移動させる光脳機能計測装置用ファントム装置において、好ましくは、移動機構は、光源部および検出部に対して、第１フィルタを相対的に移動させる第１移動機構と、光源部および検出部に対して、第２フィルタを相対的に移動させる第２移動機構とを含み、制御部は、第１移動機構および第２移動機構を個別に制御して、第１フィルタおよび第２フィルタの各々を独立して移動させる制御を行うように構成されている。このように構成すれば、第１移動機構および第２移動機構により、第１フィルタおよび第２フィルタの各々を独立して移動させることによって、光に対する第１フィルタによる吸収量と第２フィルタによる吸収量とを個別に調整するのを容易化することができる。

[0016] 上記移動機構を備える光脳機能計測装置用ファントム装置において、好ましくは、第１フィルタは、光軸が延びる方向に直交する面における第１の方向に沿って、光の吸収率が連続的に変化するように構成され、第２フィルタは、光軸が延びる方向に直交する面において第１の方向と交差する第２の方

向に沿って、光の吸収率が連続的に変化するように構成されており、制御部は、移動機構を制御して、光源部および検出部に対して、第１フィルタおよび第２フィルタを、光軸が延びる方向に直交する面に沿って相対的に移動させるように構成されている。このように構成すれば、第１フィルタにおいて光の吸収率が変化する第１の方向と、第２フィルタにおいて光の吸収率が変化する第２の方向とが交差することによって、光軸が延びる方向から見て第１フィルタおよび第２フィルタがオーバーラップする部分の、第１フィルタにおける光の吸収率と第２フィルタにおける光の吸収率との組み合わせを２次元的に（第１の方向と第２の方向との面内の座標毎に）変化させることができる。その結果、光源部および検出部に対して、第１フィルタおよび第２フィルタを、光軸が延びる方向に直交する面に沿って相対的に、かつ、２次元的に移動させることによって、光に対する第１フィルタによる吸収量と第２フィルタによる吸収量とを容易に調整することができる。

[0017] この場合、好ましくは、制御部は、移動機構を制御して、第１フィルタと第２フィルタとを一体的に移動させるように構成されている。このように構成すれば、第１フィルタと第２フィルタとを２次元的に移動させる場合において、第１フィルタと第２フィルタとを個別に移動させる場合に比べて、制御部の制御負荷を軽減することができる。

[0018] 上記移動機構を備える光脳機能計測装置用ファントム装置において、好ましくは、制御部は、移動機構を制御して、第１フィルタおよび第２フィルタを、光源部および検出部に対して相対的に移動させることにより、第１フィルタおよび第２フィルタの各々による光の吸収量の変化に基づく複数の波形を生成する制御を行うように構成されている。このように構成すれば、複数の波形を生成することにより、複数の症状の脳活動を模擬することができる。

[0019] また、複数の脳の状態を模擬した複数の波形が生成されることによって、実際の脳の計測データと上記波形とをソフトウェアにより比較した場合に、複数の症状の脳活動を自動的に判別することができる。

[0020] 上記一の局面における光脳機能計測装置用ファントム装置において、好ましくは、光源部からの光を検出部に向かって反射する反射部をさらに備え、第１フィルタおよび第２フィルタの各々は、光源部および検出部と反射部との間に配置されている。ここで、光脳機能計測装置では、一般的に、脳に装着された装置から照射され、脳内において反射された光を、上記装置により検出することにより計測が行われる。したがって、第１フィルタおよび第２フィルタの各々が、光源部および検出部と反射部との間に配置されていることによって、光脳機能計測装置を用いた実際の脳の検査に近い条件（構成）での検査を行うことができる。

[0021] 上記一の局面における光脳機能計測装置用ファントム装置において、好ましくは、第１フィルタおよび第２フィルタの各々は、カラーフィルタを含み、光源部および検出部に対する相対的な移動方向に沿った部分毎に色の濃淡が異なることにより、光源部および検出部に対する相対的な移動方向に沿った部分毎に光の吸収率が異なるように構成されている。このように構成すれば、生体物質を用いなくても、カラーフィルタを用いることによって、実際の脳活動を容易に模擬することができる。

[0022] 上記一の局面における光脳機能計測装置用ファントム装置において、好ましくは、第１フィルタおよび第２フィルタの各々は、光源部からの光の光軸が延びる方向における厚みが、光源部および検出部に対する相対的な移動方向に沿った部分毎に異なることによって、光源部および検出部に対する相対的な移動方向に沿った部分毎に光の吸収率が異なるように構成されている。このように構成すれば、色の濃淡を調整することなく、厚みを調整するだけで、第１フィルタおよび第２フィルタの各々の光の吸収率を容易に調整することができる。

[0023] 上記一の局面における光脳機能計測装置用ファントム装置において、好ましくは、光源部からの光の光軸が延びる方向において、第１フィルタおよび第２フィルタと並んで配置され、光の強度を減衰させる第３フィルタをさらに備える。このように構成すれば、第３フィルタにより、脳内全体の光の減

衰を模擬することができるので、脳活動をより一層正確に模擬することができる。

発明の効果

[0024] 本発明によれば、上記のように、脳活動を正確に模擬することにより、光脳機能計測装置を適切に検査することができる。

図面の簡単な説明

[0025] [図1]第１および第２実施形態による光脳機能計測装置の構成を示した図である。

[図2]第１実施形態によるファントム装置の構成を示した断面図である。

[図3]酸素化ヘモグロビンおよび脱酸素化ヘモグロビンの吸収周波数分布を示した図である。

[図4]第１実施形態によるファントム装置の酸素化ヘモグロビンフィルタおよび脱酸素化ヘモグロビンフィルタの平面図である。

[図5]第１実施形態によるファントム装置の酸素化ヘモグロビンフィルタおよび脱酸素化ヘモグロビンフィルタの斜視図である。

[図6]第１実施形態によるファントム装置の酸素化ヘモグロビンフィルタおよび脱酸素化ヘモグロビンフィルタのＸ方向における部分毎の近赤外光に対する吸収周波数分布を示した図である。（図６（Ａ）は、酸素化ヘモグロビンフィルタの吸収周波数分布を示した図である。図６（Ｂ）は、脱酸素化ヘモグロビンフィルタの吸収周波数分布を示した図である。）

[図7]第１実施形態によるファントム装置を用いて生成されたヘモグロビン濃度として算出される値の波形を示す図である。

[図8]第２実施形態によるファントム装置の構成を示した断面図である。

[図9]第２実施形態によるファントム装置の酸素化ヘモグロビンフィルタおよび脱酸素化ヘモグロビンフィルタの斜視図である。

[図10]第２実施形態によるファントム装置の酸素化ヘモグロビンフィルタおよび脱酸素化ヘモグロビンフィルタの移動の一例を示した図である。

[図11]図１０に示した移動が行われた場合に生成されるヘモグロビン濃度と

して算出される値の波形を示した図である。

[図12]第１実施形態の第１変形例によるファントム装置の構成を示す図である。

[図13]第１実施形態の第２変形例による酸素化ヘモグロビンフィルタおよび脱酸素化ヘモグロビンフィルタの構成を示した斜視図である。

発明を実施するための形態

[0026] 以下、本発明を具体化した実施形態を図面に基づいて説明する。

[0027] [第１実施形態]

まず、図１～図７を参照して、第１実施形態によるファントム装置１０の全体構成について説明する。第１実施形態では、ファントム装置１０は、近赤外分光法（ＮＩＲＳ）による光計測（脳機能計測）を行う光脳機能計測装置１００に用いられるファントム装置である。なお、ファントム装置１０は、請求の範囲の「光脳機能計測装置用ファントム装置」の一例である。

[0028] （光脳機能計測装置の構成）

図１に示すように、光脳機能計測装置１００は、光計測ユニット１と、制御ユニット２とから構成されている。光脳機能計測装置１００は、送光ファイバ３と、受光ファイバ４とを備えている。また、光脳機能計測装置１００は、光ファイバ５を介して接続された送光ファイバ３および受光ファイバ４を用いて、被験者（被検体）の脳活動を計測する機能を有する。なお、送光ファイバ３および受光ファイバ４は、それぞれ、請求の範囲の「光源部」および「検出部」の一例である。

[0029] 光脳機能計測装置１００の送光ファイバ３および受光ファイバ４は、それぞれ、被験者の頭部に装着されたプローブ固定用のホルダ６に取り付けられることにより、被験者の頭部表面上の所定位置に配置される。そして、光脳機能計測装置１００は、送光ファイバ３から照射される近赤外光の波長領域の計測光を照射し、被験者の頭内で反射した計測光を受光ファイバ４に入射させて検出することにより、計測光の強度（受光量）を取得する。取得した計測光の強度に基づいて、脳活動に伴うヘモグロビン量（酸素化ヘモグロビ

ン、脱酸素化ヘモグロビンおよび総ヘモグロビン）の変化を取得することが可能である。これにより、光脳機能計測装置１００は、脳活動に伴うヘモグロビン量の変化、すなわち血流量の変化や酸素代謝の活性化状態を非侵襲で取得することが可能である。光計測では、送光ファイバ３および受光ファイバ４のペアによって構成される計測点毎に、脳活動が計測される。計測データは、脳機能計測におけるレスト期間に対するタスク期間の相対的なヘモグロビン変化量として取得される。なお、近赤外光は、請求の範囲の「光」の一例である。

[0030] また、光脳機能計測装置１００では、受光ファイバ４により受光された近赤外光に基づいて取得された計測データが、通信により光計測ユニット１から制御ユニット２に送信される。そして、制御ユニット２において、光計測ユニット１から送信された計測データが解析される。なお、制御ユニット２は、液晶ディスプレイなどからなる表示部２ａを備えている。

[0031] （ファントム装置の構成）

図２に示すように、ファントム装置１０により光脳機能計測装置１００の検査を行う際には、送光ファイバ３および受光ファイバ４は、互いに対向するように直線状に並べて配置される。送光ファイバ３および受光ファイバ４が並ぶ方向を、第１実施形態ではＺ方向とする。送光ファイバ３は、受光ファイバ４に対してＺ１方向側に配置されている。なお、図２では、光計測ユニット１および制御ユニット２は、簡略化のため、図示を省略している。

[0032] ファントム装置１０は、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１と、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２と、ＮＤ（Ｎｅｕｔｒａｌ　Ｄｅｎｓｉｔｙ）フィルタ１３とを備えている。酸素化ヘモグロビンフィルタ１１、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２、および、ＮＤフィルタ１３の各々は、送光ファイバ３と受光ファイバ４との間において、Ｚ方向に並んで配置されている。具体的には、送光ファイバ３側（Ｚ１方向側）から順に、ＮＤフィルタ１３、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の順に配置されている。酸素化ヘモグロビンフィルタ１１、脱酸素化ヘモグロビン

フィルタ１２、および、ＮＤフィルタ１３の並び順はこれに限られない。なお、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２は、それぞれ、請求の範囲の「第１フィルタ」および「第２フィルタ」の一例である。また、ＮＤフィルタ１３は、請求の範囲の「第３フィルタ」の一例である。

[0033] これにより、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２、および、ＮＤフィルタ１３の各々には、送光ファイバ３からの近赤外光が照射される。具体的には、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１には、ＮＤフィルタ１３を透過した近赤外光が照射される。また、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２には、ＮＤフィルタ１３および酸素化ヘモグロビンフィルタ１１を透過した近赤外光が照射される。

[0034] また、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２、および、ＮＤフィルタ１３の各々は、Ｚ方向に直交する平面（ＸＹ平面）に延びる平板形状を有している。また、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々は、矩形形状（図４および図５参照）を有している。なお、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々の形状は、これに限られない。

[0035] また、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２は、互いに略等しい大きさを有している。具体的には、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１のＸ方向の長さＬ１（図５参照）は、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２のＸ方向の長さＬ２（図５参照）と略等しい。また、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１のＹ方向の長さＬ３は、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２のＹ方向の長さＬ４と略等しい。なお、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々は、Ｙ方向における位置が互いに揃う（図４参照）ように設けられている。なお、Ｘ方向およびＹ方向は、それぞれ、請求の範囲の「第１の方向」および「第２の方向」の一例である。

[0036] ここで、第１実施形態では、図３に示すように、酸素化ヘモグロビンフィ

ルタ１１は、近赤外光に対して所定の吸収周波数分布（吸収スペクトル）（実線参照）を有する。酸素化ヘモグロビンフィルタ１１の近赤外光に対する吸収周波数分布を、以下では酸素化ヘモグロビン吸収周波数分布とする。この酸素化ヘモグロビン吸収周波数分布は、酸素化ヘモグロビンの吸収周波数分布と略等しい。なお、酸素化ヘモグロビン吸収周波数分布は、請求の範囲の「第１吸収周波数分布」の一例である。

[0037] また、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２は、近赤外光に対して、酸素化ヘモグロビン吸収周波数分布（図３の破線参照）とは異なる吸収周波数分布を有する。脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の吸収周波数分布を、以下では脱酸素化ヘモグロビン吸収周波数分布とする。この脱酸素化ヘモグロビン吸収周波数分布は、脱酸素化ヘモグロビンの吸収周波数分布と略等しい。なお、脱酸素化ヘモグロビン吸収周波数分布は、請求の範囲の「第２吸収周波数分布」の一例である。

[0038] 図３に示すように、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１と脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２とでは、吸光係数が比較的大きい周波数帯が互いに異なっている。たとえば、近赤外光の周波数帯（たとえば７５０ｎｍ以上９５０ｎｍ以下）において、酸素化ヘモグロビン吸収周波数分布では、周波数が大きくなるほど吸光係数は大きくなる傾向にあるが、脱酸素化ヘモグロビン吸収周波数分布では、周波数が大きくなるほど吸光係数は小さくなる傾向にある。

[0039] また、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々は、カラーフィルタを含む。具体的には、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１は、酸素化ヘモグロビンを多く含む血液の色である鮮やかな赤色のカラーフィルタである。また、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２は、脱酸素化ヘモグロビンを多く含む血液の色である暗い赤色のカラーフィルタである。

[0040] また、第１実施形態では、ＮＤフィルタ１３は、近赤外光の強度を減衰させる。すなわち、近赤外光の周波数によらず、ＮＤフィルタ１３を通過した

近赤外光は、一律に強度が減衰される。

[0041] また、図２に示すように、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々は、送光ファイバ３および受光ファイバ４に対して相対的に移動可能に構成されている。具体的には、ファントム装置１０は、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２を移動させる移動機構１４を備える。なお、送光ファイバ３および受光ファイバ４の各々は、移動せずに固定されている。

[0042] また、ファントム装置１０は、移動機構１４を制御する制御部１５を備える。具体的には、制御部１５は、後述する、モータ１４ａおよびモータ１４ｂの各々を制御するように構成されている。

[0043] 移動機構１４は、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１を移動させるモータ１４ａを含む。また、移動機構１４は、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２を移動させるモータ１４ｂを含む。モータ１４ａおよびモータ１４ｂは、それぞれ、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２をＸ方向（Ｘ１方向およびＸ２方向）に移動させるように構成されている。なお、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々の移動速度は、たとえば１ｃｍ／秒程度である。また、モータ１４ａおよびモータ１４ｂは、それぞれ、請求の範囲の「第１移動機構」および「第２移動機構」の一例である。

[0044] ここで、第１実施形態では、制御部１５は、モータ１４ａおよびモータ１４ｂを個別に制御して、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々を独立して移動させる制御を行う。具体的には、制御部１５は、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々の移動量、移動する方向、および、移動の有無を個別に制御する。

[0045] なお、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２は、近赤外光の光軸が延びる方向（Ｚ方向）から見て、少なくとも一部が酸素化ヘモグロビンフィルタ１１とオーバーラップ（図４参照）するように設けられている。

[0046] また、第１実施形態では、制御部１５は、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１と脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２とがオーバーラップした部分（図４の斜線部分）に近赤外光が照射された状態で、移動機構１４（モータ１４ａ、モータ１４ｂ）を制御して、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々を、Ｘ方向に移動させるように構成されている。すなわち、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々が移動した場合でも、送光ファイバ３からの近赤外光は、必ず、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の両方を通過する。

[0047] ここで、第１実施形態では、図５に示すように、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々は、移動方向（Ｘ方向）に沿った部分毎に近赤外光の吸収率（吸光係数、図３参照）が異なるように構成されている。具体的には、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々は、Ｘ方向に沿って、近赤外光の吸収率が連続的（たとえば線形的）に変化するように構成されている。すなわち、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々は、移動方向と近赤外光の吸収率が変化する方向とが共通である。

[0048] 詳細には、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々は、Ｘ１方向側からＸ２方向側に向かって、近赤外光の吸収率が連続的に小さくなるように構成されている。たとえば、図６に、Ｘ１方向側から順にＸａ点（図５参照）、Ｘｂ点（図５参照）、および、Ｘｃ点（図５参照）の各々における、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々の吸収率（図６（Ａ）および図６（Ｂ）参照）を示す。図６に示すように、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々おいて、Ｘａ点、Ｘｂ点、Ｘｃ点の順に、近赤外光の吸収率（吸光係数）が高い。なお、図６では、簡略化のために、図３で示した周波数帯のうちの一部の周波数帯について図示し

ている。

[0049] また、第１実施形態では、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々は、移動方向（Ｘ方向）に沿った部分毎に色の濃淡が異なることにより、移動方向（Ｘ方向）に沿った部分毎に近赤外光の吸収率が異なるように構成されている。すなわち、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１では、Ｘ１方向側の部分の方がＸ２方向側の部分に比べて、鮮やかな赤色がより濃く着色されている。また、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２では、Ｘ１方向側の部分の方がＸ２方向側の部分に比べて、暗い赤色がより濃く着色されている。なお、図５では、斜線の密度により色の濃さを表現している。

[0050] また、図５に示すように、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々は、移動方向（Ｘ方向）と直交する方向（Ｙ方向およびＺ方向）においては、近赤外光の吸収率（色の濃淡）が一様に構成されている。すなわち、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々において、移動方向（Ｘ方向）における位置（座標）が同一であれば、Ｙ方向およびＺ方向における位置（座標）によらず、近赤外光の吸収率（色の濃淡）が一定である。

[0051] そして、第１実施形態では、図７に示すように、制御部１５は、移動機構１４（モータ１４ａ、モータ１４ｂ）を制御して、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２を移動させることにより、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々による近赤外光の吸収量の変化に基づく複数の波形を生成する制御を行うように構成されている。具体的には、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々を移動させることにより、近赤外光が通過する、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々の部分の近赤外光に対する吸収率（色の濃淡）が変化する。これにより、酸素化ヘモグロビンおよび脱酸素化ヘモグロビンの各々の濃度として算出される値（図７の縦軸参照）が、酸素化ヘモグロ

ビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々の移動に伴って（時間の経過に伴って）推移する。

[0052] たとえば、図７の波形Ａ１および波形Ａ２は、それぞれ、健常者の脳を模擬するように酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々を移動させた場合の酸素化ヘモグロビンおよび脱酸素化ヘモグロビンの各々の濃度の推移の波形である。また、波形Ｂ１および波形Ｂ２は、それぞれ、うつ病患者の脳を模擬するように酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々を移動させた場合の酸素化ヘモグロビンおよび脱酸素化ヘモグロビンの各々の濃度の推移の波形である。また、波形Ｃ１および波形Ｃ２は、それぞれ、双極性障害者の脳を模擬するように酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々を移動させた場合の酸素化ヘモグロビンおよび脱酸素化ヘモグロビンの各々の濃度の推移の波形である。なお、図７は、脳の状態によって互いに異なる波形になることを説明するために模式的に図示した図であり、実際の波形とは異なっている場合がある。

[0053] なお、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々は、脳の状態毎に応じて制御部１５において予め設定されたプログラムに基づいて移動される。上記の３パターン（健常者、うつ病、および、双極性障害）の脳の状態に対応するプログラム以外にも、任意の脳の状態に対応するプログラムを準備することにより、任意の脳の状態に対しても容易に適応可能である。

[0054] （第１実施形態の効果）

第１実施形態では、以下のような効果を得ることができる。

[0055] 第１実施形態では、上記のように、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２が、移動可能に構成されているとともに、移動方向に沿った部分毎に近赤外光の吸収率が異なるように、ファントム装置１０を構成する。これにより、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２を移動させることにより、酸素化ヘモ

グロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々による近赤外光の吸収量を変化させることができる。また、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の移動を制御することによって、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々による光の吸収量を異なる変化率で変化させることを容易に行うことができる。これらの結果、酸素化ヘモグロビンの濃度（量）、および、脱酸素化ヘモグロビンフィルタの濃度（量）が互いに異なる変化率で変化する実際の脳活動を正確に模擬することができる。これにより、脳活動を正確に模擬することにより、光脳機能計測装置１００を適切に検査することができる。

[0056] また、ファントム装置１０により実際の脳活動を正確に模擬することができるので、ファントム装置１０を用いて得られた検査結果と、実際の脳のデータ（波形）とを比較することにより、光脳機能計測装置１００が正常であるか否かを判断することができる。これにより、特性（たとえば照射する光の波長数等）が互いに異なる装置間において、各装置における計測データ同士を比較する場合に比べて、各装置においてファントム装置１０を用いて得られた検査結果と実際の脳のデータ（波形）との比較を行うことにより、各装置の性能評価をより精度良く行うことができる。

[0057] また、第１実施形態では、上記のように、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１は、酸素化ヘモグロビン吸収周波数分布が、酸素化ヘモグロビンの吸収周波数分布と略等しくなるように構成され、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２は、脱酸素化ヘモグロビン吸収周波数分布が、脱酸素化ヘモグロビンの吸収周波数分布と略等しくなるように構成されている。これにより、酸素化ヘモグロビンの濃度（量）、および、脱酸素化ヘモグロビンの濃度（量）が互いに異なる変化率で変化する症状（たとえばうつ病）の脳活動を容易に模擬することができる。

[0058] また、第１実施形態では、上記のように、制御部１５が、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１と脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２とがオーバーラップ

した部分に光が照射された状態で、移動機構１４を制御して、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々を、Ｘ方向に沿って移動させるように、ファントム装置１０を構成する。これにより、移動機構１４により酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々を移動させることによって、手動で酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２を移動させる場合に比べて、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２をより正確に移動させることができる。

[0059] また、第１実施形態では、上記のように、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１は、Ｘ方向に沿って、近赤外光の吸収率が連続的に変化するように構成され、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２は、Ｘ方向に沿って、近赤外光の吸収率が連続的に変化するように構成されている。そして、制御部１５が、移動機構１４を制御して、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２を、Ｘ方向に沿って移動させるように、ファントム装置１０を構成する。これにより、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２が移動する方向と、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々において近赤外光の吸収率が変化する方向とが揃っている。その結果、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２を移動させることによって、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２による近赤外光の吸収量を容易に変化させることができる。

[0060] また、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々において光の吸収率が連続的に変化するので、光の吸収率がステップ状（非連続的）に変化する場合に比べて、より細かく（正確に）脳活動を模擬することができる。

[0061] また、第１実施形態では、上記のように、制御部１５が、モータ１４ａおよびモータ１４ｂを個別に制御して、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々を独立して移動させる制御を行

うように、ファントム装置１０を構成する。これにより、モータ１４ａおよびモータ１４ｂにより、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々を独立して移動させることによって、近赤外光に対する酸素化ヘモグロビンフィルタ１１による吸収量と脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２による吸収量とを個別に調整するのを容易化することができる。

[0062] また、第１実施形態では、上記のように、制御部１５が、移動機構１４を制御して、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２を移動させることにより、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々による近赤外光の吸収量の変化に基づく複数の波形を生成する制御を行うように、ファントム装置１０を構成する。これにより、複数の波形を生成することにより、複数の症状の脳活動を模擬することができる。

[0063] また、複数の脳の状態を模擬した複数の波形が生成されることによって、実際の脳の計測データと上記波形とをソフトウェアにより比較した場合に、複数の症状の脳活動を自動的に判別することができる。

[0064] また、第１実施形態では、上記のように、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々が、カラーフィルタを含み、移動方向に沿った部分毎に色の濃淡が異なることにより、移動方向に沿った部分毎に近赤外光の吸収率が異なるように、ファントム装置１０を構成する。これにより、生体物質を用いなくても、カラーフィルタを用いることによって、実際の脳活動を容易に模擬することができる。

[0065] また、第１実施形態では、上記のように、近赤外光の光軸が延びる方向（Ｚ方向）において、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２と並んで配置され、光の強度を減衰させるＮＤフィルタ１３を備えるように、ファントム装置１０を構成する。これにより、ＮＤフィルタ１３により、脳内全体の光の減衰を模擬することができるので、脳活動をより一層正確に模擬することができる。

[0066] ［第２実施形態］

次に、図１、および、図８～図１１を参照して、第２実施形態によるファントム装置２０の構成について説明する。この第２実施形態のファントム装置２０は、上記第１実施形態のファントム装置１０とは異なり、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２の各々において、近赤外光の吸収率が変化する方向が互いに異なる。なお、上記第１実施形態と同様の構成は、第１実施形態と同じ符号を付して図示するとともに説明を省略する。また、ファントム装置２０は、請求の範囲の「光脳機能計測装置用ファントム装置」の一例である。

[0067] （ファントム装置の構成）

図８に示すように、光脳機能計測装置２００（図１参照）に用いられるファントム装置２０は、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１と、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２と、移動機構２４と、制御部２５と、を備えている。移動機構２４は、モータ２４ａを含んでいる。なお、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２は、それぞれ、請求の範囲の「第１フィルタ」および「第２フィルタ」の一例である。

[0068] 図９に示すように、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１は、Ｘ方向に沿って近赤外光の吸収率（色の濃淡）が連続して変化するように構成されている。具体的には、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１は、Ｘ２方向側の部分に比べて、Ｘ１方向側の部分の方が、鮮やかな赤色がより濃く着色されているとともに近赤外光の吸収率が高くなっている。

[0069] また、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２は、Ｘ方向と直交するＹ方向に沿って近赤外光の吸収率（色の濃淡）が連続して変化するように構成されている。具体的には、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２は、Ｙ２方向側の部分に比べて、Ｙ１方向側の部分の方が、暗い赤色がより濃く着色されているとともに近赤外光の吸収率が高くなっている。

[0070] また、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１は、Ｘ方向と直交する方向（Ｙ方向およびＺ方向）においては、近赤外光の吸収率（色の濃淡）が一様に構成

されている。また、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２は、Ｙ方向と直交する方向（Ｘ方向およびＺ方向）においては、近赤外光の吸収率（色の濃淡）が一様に構成されている。

[0071] また、図１０に示すように、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２の各々は、近赤外光の光軸が延びる方向（Ｚ方向）から見て、たとえば略正方形形状を有している。なお、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２の各々の形状は、これに限られない。

[0072] ここで、第２実施形態では、制御部２５は、移動機構２４を制御して、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２を、近赤外光の光軸が延びる方向（Ｚ方向）に直交する面（ＸＹ平面）に沿って移動させるように構成されている。具体的には、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２の各々は、ＸＹ平面において、Ｘ方向、Ｙ方向、および、斜め方向に移動可能である。

[0073] また、制御部２５は、移動機構２４を制御して、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２を一体的に移動させるように構成されている。詳細には、移動機構２４のモータ２４ａは、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２の両方に共通するモータであり、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２を一体的に移動するように構成されている。なお、一体的に移動とは、移動するタイミング、移動方向、および、移動量の各々が、互いに共通であることを意味する。

[0074] また、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２は、Ｚ方向から見て、互いに略等しい大きさを有している。具体的には、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１のＸ方向の長さＬ１１（図９参照）は、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２のＸ方向の長さＬ１２（図９参照）と略等しい。また、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１のＹ方向の長さＬ１３は、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２のＹ方向の長さＬ１４と略等しい。

[0075] なお、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々は、Ｘ方向およびＹ方向における位置が互いに揃う（図４参照）ように設けられている。すなわち、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２は、Ｚ方向から見て、互いの全体同士がオーバーラップした状態で一体的に移動する。

[0076] ここで、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２の移動の一例を説明する。たとえば、制御部２５は、モータ２４ａにより、送光ファイバ３からの近赤外光が図１０のａ点、ｂ点、ｃ点、ｄ点、ｅ点の順に通過するように（図１０の破線に沿うように）、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２を一体的に移動させる。なお、ａ点およびｅ点は、同一の地点である。

[0077] この場合、酸素化ヘモグロビンおよび脱酸素化ヘモグロビンの濃度として算出される値の推移の波形は、それぞれ、図１１の波形Ｄ１および波形Ｄ２のようになる。また、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２の移動を制御することにより、任意の波形を生成することが可能である。なお、第２実施形態では説明のためにａ点～ｅ点の５点を例に説明したが、ａ点～ｅ点の５点だけではなく、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２の移動中に連続的に取得された複数（５点以上）の計測データから上記波形が生成されてもよい。

[0078] 第２実施形態のその他の構成は、上記第１実施形態と同様である。

[0079] （第２実施形態の効果）

第２実施形態では、以下のような効果を得ることができる。

[0080] 第２実施形態では、上記のように、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１は、Ｘ方向に沿って、近赤外光の吸収率が連続的に変化するように構成され、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２は、Ｙ方向に沿って、近赤外光の吸収率が連続的に変化するように構成されている。そして、制御部２５が、移動機構２４（モータ２４ａ）を制御して、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２を、ＸＹ平面に沿って移動させるように

、ファントム装置１０を構成する。これにより、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１において近赤外光の吸収率が変化するＸ方向と、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２において近赤外光の吸収率が変化するＹ方向とが交差（直交）することによって、光軸が延びる方向（Ｚ方向）から見て酸素化ヘモグロビンフィルタ２１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２がオーバーラップする部分の、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１における近赤外光の吸収率と脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２における近赤外光の吸収率との組み合わせを２次元的に（ＸＹ平面内の座標毎に）変化させることができる。その結果、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２を、ＸＹ平面に沿って２次元的に移動させることによって、近赤外光に対する酸素化ヘモグロビンフィルタ２１による吸収量と脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２による吸収量とを容易に調整することができる。

[0081] また、第２実施形態では、上記のように、制御部２５が、移動機構２４（モータ２４ａ）を制御して、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１と脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２とを一体的に移動させるように、ファントム装置１０を構成する。これにより、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１と脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２とを２次元的に移動させる場合において、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１と脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２とを個別に移動させる場合に比べて、制御部２５の制御負荷を軽減することができる。

[0082] なお、第２実施形態のその他の効果は、上記第１実施形態と同様である。

[0083] （変形例）

なお、今回開示された実施形態は、すべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は、上記した実施形態の説明ではなく、請求の範囲によって示され、さらに請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更（変形例）が含まれる。

[0084] たとえば、上記第１および第２実施形態では、酸素化ヘモグロビンフィルタ（１１、２１）（第１フィルタ）および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ（１２、２２）（第２フィルタ）は、送光ファイバ３（光源部）と受光ファイ

バ４（検出部）との間に設けられている例を示したが、本発明はこれに限られない。

[0085] たとえば、図１２に示すように、ファントム装置３０は、全反射ミラー３１を備えている。全反射ミラー３１は、送光ファイバ３からの近赤外光を受光ファイバ４に向かって反射する。また、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々は、送光ファイバ３および受光ファイバ４と全反射ミラー３１との間に配置されている。なお、図１２では、説明に不要な部材は、簡略化のため、図示を省略している。また、全反射ミラー３１およびファントム装置３０は、それぞれ、請求の範囲の「反射部」および「光脳機能計測装置用ファントム装置」の一例である。

[0086] この場合、送光ファイバ３からの近赤外光は、ＮＤフィルタ１３、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１、および、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２を通過して全反射ミラー３１により反射される。そして、全反射ミラー３１により反射された近赤外光は、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１、および、ＮＤフィルタ１３を通過して受光ファイバー４により受光される。なお、上記第２実施形態の構成においても、全反射ミラー３１を設けた構成にしてもよい。

[0087] ここで、光脳機能計測装置では、一般的に、脳に装着された装置から照射され、脳内において反射された近赤外光を、上記装置により検出することにより計測が行われる。したがって、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２の各々が、送光ファイバ３および受光ファイバ４と全反射ミラー３１との間に配置されていることによって、光脳機能計測装置を用いた実際の脳の検査に近い条件（構成）での検査を行うことができる。

[0088] また、上記第１および第２実施形態では、酸素化ヘモグロビンフィルタ（１１、２１）（第１フィルタ）および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ（１２、２２）（第２フィルタ）の各々は、平板形状を有している例を示したが、本発明はこれに限られない。

[0089] たとえば、図１３に示すように、酸素化ヘモグロビンフィルタ４１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ４２の各々は、Ｚ方向における厚みが、移動方向（Ｘ方向）に沿った部分毎に異なる。すなわち、酸素化ヘモグロビンフィルタ４１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ４２の各々は、くさび形状を有している。具体的には、酸素化ヘモグロビンフィルタ４１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ４２の各々は、Ｘ１方向側の部分の方が、Ｘ２方向側の部分よりも、Ｚ方向の厚みが大きい。詳細には、酸素化ヘモグロビンフィルタ４１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ４２は、それぞれ、近赤外光の光軸が延びる方向（Ｚ方向）に対して傾斜する傾斜面４１ａおよび傾斜面４２ａを有している。なお、酸素化ヘモグロビンフィルタ４１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ４２は、それぞれ、請求の範囲の「第１フィルタ」および「第２フィルタ」の一例である。また、上記第２実施形態の構成においても、各フィルタが傾斜面を有する構成にしてもよい。

[0090] これにより、酸素化ヘモグロビンフィルタ４１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ４２の各々は、移動方向（Ｘ方向）に沿った部分毎に近赤外光の吸収率が異なる。すなわち、酸素化ヘモグロビンフィルタ４１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ４２の各々は、Ｚ方向における厚みが大きいＸ１方向側の部分の方が、Ｚ方向における厚みが小さいＸ２方向側の部分よりも、近赤外光の吸収率が大きい。

[0091] この場合、酸素化ヘモグロビンフィルタ４１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ４２の各々は、部分毎に色の濃淡は一様に構成されている。なお、酸素化ヘモグロビンフィルタ４１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ４２のうちの少なくとも一方を、Ｙ方向において厚みが変化するように構成してもよい。

[0092] これにより、色の濃淡を調整することなく、厚みを調整するだけで、酸素化ヘモグロビンフィルタ４１および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ４２の各々の近赤外光の吸収率を容易に調整することができる。

[0093] また、上記第２実施形態では、酸素化ヘモグロビンフィルタ（２１）（第

１フィルタ）および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ（２２）（第２フィルタ）を移動させる例を示したが、本発明はこれに限られない。酸素化ヘモグロビンフィルタ（２１）（第１フィルタ）および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ（２２）（第２フィルタ）を固定した状態で、送光ファイバ３（光源部）および受光ファイバ４（検出部）を移動させてもよい。

[0094] また、上記第１および第２実施形態では、酸素化ヘモグロビンフィルタ（１１、２１）（第１フィルタ）および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ（１２、２２）（第２フィルタ）が、それぞれ、酸素化ヘモグロビンおよび脱酸素化ヘモグロビンの吸収周波数部分と略等しい例を示したが、本発明はこれに限られない。酸素化ヘモグロビンフィルタ（１１、２１）（第１フィルタ）および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ（１２、２２）（第２フィルタ）が、それぞれ、酸素化ヘモグロビンおよび脱酸素化ヘモグロビン以外の生体物質と略等しい吸収周波数分布を有していてもよい。

[0095] また、上記第１および第２実施形態では、モータ（１４ａ、１４ｂ、２４ａ）によって酸素化ヘモグロビンフィルタ（１１、２１）（第１フィルタ）および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ（１２、２２）（第２フィルタ）の各々を移動する例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、酸素化ヘモグロビンフィルタ（１１、２１）（第１フィルタ）および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ（１２、２２）（第２フィルタ）の各々を、手動で移動させる構成であってもよい。

[0096] また、上記第１実施形態では、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１（第１フィルタ）および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２（第２フィルタ）の各々が、Ｘ１方向側の方が近赤外光（光）の吸収率が高い例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、酸素化ヘモグロビンフィルタ１１（第１フィルタ）および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ１２（第２フィルタ）のうちの少なくとも一方が、Ｘ２方向側の方が近赤外光（光）の吸収率が高くてもよい。

[0097] また、上記第２実施形態では、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１（第１フ

ィルタ）における近赤外光の吸収率が変化する方向と、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２（第２フィルタ）における近赤外光の吸収率が変化する方向とが直交する例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１（第１フィルタ）における近赤外光の吸収率が変化する方向と、脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２（第２フィルタ）における近赤外光の吸収率が変化する方向とが直交せずに交差していてもよい。

[0098] また、上記第２実施形態では、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１（第１フィルタ）と脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２（第２フィルタ）とが、一体的に移動する例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１（第１フィルタ）および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２（第２フィルタ）の各々を、独立して移動させてもよい。

[0099] また、上記第１および第２実施形態では、酸素化ヘモグロビンフィルタ（１１、２１）（第１フィルタ）および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ（１２、２２）（第２フィルタ）の各々が、カラーフィルタである例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、酸素化ヘモグロビンフィルタ（１１、２１）（第１フィルタ）および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ（１２、２２）（第２フィルタ）の各々が、カラーフィルタ以外であってもよい。

[0100] また、上記第２実施形態では、移動機構２４が１つのモータ２４ａを含んでいる例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、移動機構２４は、酸素化ヘモグロビンフィルタ２１（第１フィルタ）および脱酸素化ヘモグロビンフィルタ２２（第２フィルタ）の各々に対応するように、モータを２つ含んでいてもよい。

符号の説明

[0101] ３　送光ファイバ（光源部）

４　受光ファイバ（検出部）

１０、２０、３０　ファントム装置（光脳機能計測装置用ファントム装置）

１１、２１、４１　酸素化ヘモグロビンフィルタ（第１フィルタ）

１２、２２、４２　脱酸素化ヘモグロビンフィルタ（第２フィルタ）

１３　ＮＤフィルタ（第３フィルタ）

１４、２４　移動機構

１４ａ　モータ（第１移動機構）

１４ｂ　モータ（第２移動機構）

１５、２５　制御部

３１　全反射ミラー（反射部）

１００、２００　光脳機能計測装置

Ａ１、Ａ２、Ｂ１、Ｂ２、Ｃ１、Ｃ２、Ｄ１、Ｄ２　波形

Ｘ　方向（第１の方向）

Ｙ　方向（第２の方向）

請求の範囲

[請求項1] 光を照射する光源部と、前記光源部からの前記光を検出する検出部とを備える光脳機能計測装置に用いる光脳機能計測装置用ファントム装置であって、

前記光源部からの前記光が照射され、前記光に対して第１吸収周波数分布を有する第１フィルタと、

前記光源部からの前記光が照射され、前記第１フィルタの前記第１吸収周波数分布とは吸収周波数分布が異なる第２吸収周波数分布を有するとともに、前記光源部からの前記光の光軸が延びる方向から見て、少なくとも一部が前記第１フィルタとオーバーラップするように設けられる第２フィルタと、を備え、

前記第１フィルタおよび前記第２フィルタは、前記光源部および前記検出部に対して相対的に移動可能に構成されているとともに、前記光源部および前記検出部に対する相対的な移動方向に沿った部分毎に前記光の吸収率が異なるように構成されている、光脳機能計測装置用ファントム装置。

[請求項2] 前記第１フィルタおよび前記第２フィルタの各々には、前記光源部からの近赤外光が照射され、

前記第１フィルタは、前記第１吸収周波数分布が、酸素化ヘモグロビンの吸収周波数分布と略等しくなるように構成され、

前記第２フィルタは、前記第２吸収周波数分布が、脱酸素化ヘモグロビンフィルタの吸収周波数分布と略等しくなるように構成されている、請求項１に記載の光脳機能計測装置用ファントム装置。

[請求項3] 前記光源部および前記検出部に対して、前記第１フィルタおよび前記第２フィルタを相対的に移動させる移動機構と、

前記移動機構を制御する制御部と、をさらに備え、

前記制御部は、前記第１フィルタと前記第２フィルタとがオーバーラップした部分に前記光が照射された状態で、前記移動機構を制御し

て、前記光源部および前記検出部に対して、前記第１フィルタおよび前記第２フィルタの各々を、前記光軸が延びる方向に直交する方向に沿って相対的に移動させるように構成されている、請求項１に記載の光脳機能計測装置用ファントム装置。

[請求項4] 前記第１フィルタは、前記光軸が延びる方向に直交する面における第１の方向に沿って、前記光の吸収率が連続的に変化するように構成され、

前記第２フィルタは、前記第１の方向に沿って、前記光の吸収率が連続的に変化するように構成されており、

前記制御部は、前記移動機構を制御して、前記光源部および前記検出部に対して、前記第１フィルタおよび前記第２フィルタを、前記第１の方向に沿って相対的に移動させるように構成されている、請求項３に記載の光脳機能計測装置用ファントム装置。

[請求項5] 前記移動機構は、前記光源部および前記検出部に対して、前記第１フィルタを相対的に移動させる第１移動機構と、前記光源部および前記検出部に対して、前記第２フィルタを相対的に移動させる第２移動機構とを含み、

前記制御部は、前記第１移動機構および前記第２移動機構を個別に制御して、前記第１フィルタおよび前記第２フィルタの各々を独立して移動させる制御を行うように構成されている、請求項４に記載の光脳機能計測装置用ファントム装置。

[請求項6] 前記第１フィルタは、前記光軸が延びる方向に直交する面における第１の方向に沿って、前記光の吸収率が連続的に変化するように構成され、

前記第２フィルタは、前記光軸が延びる方向に直交する面において前記第１の方向と交差する第２の方向に沿って、前記光の吸収率が連続的に変化するように構成されており、

前記制御部は、前記移動機構を制御して、前記光源部および前記検

出部に対して、前記第１フィルタおよび前記第２フィルタを、前記光軸が延びる方向に直交する面に沿って相対的に移動させるように構成されている、請求項３に記載の光脳機能計測装置用ファントム装置。

[請求項7] 前記制御部は、前記移動機構を制御して、前記第１フィルタと前記第２フィルタとを一体的に移動させるように構成されている、請求項６に記載の光脳機能計測装置用ファントム装置。

[請求項8] 前記制御部は、前記移動機構を制御して、前記第１フィルタおよび前記第２フィルタを、前記光源部および前記検出部に対して相対的に移動させることにより、前記第１フィルタおよび前記第２フィルタの各々による前記光の吸収量の変化に基づく複数の波形を生成する制御を行うように構成されている、請求項３に記載の光脳機能計測装置用ファントム装置。

[請求項9] 前記光源部からの前記光を前記検出部に向かって反射する反射部をさらに備え、

前記第１フィルタおよび前記第２フィルタの各々は、前記光源部および前記検出部と前記反射部との間に配置されている、請求項１に記載の光脳機能計測装置用ファントム装置。

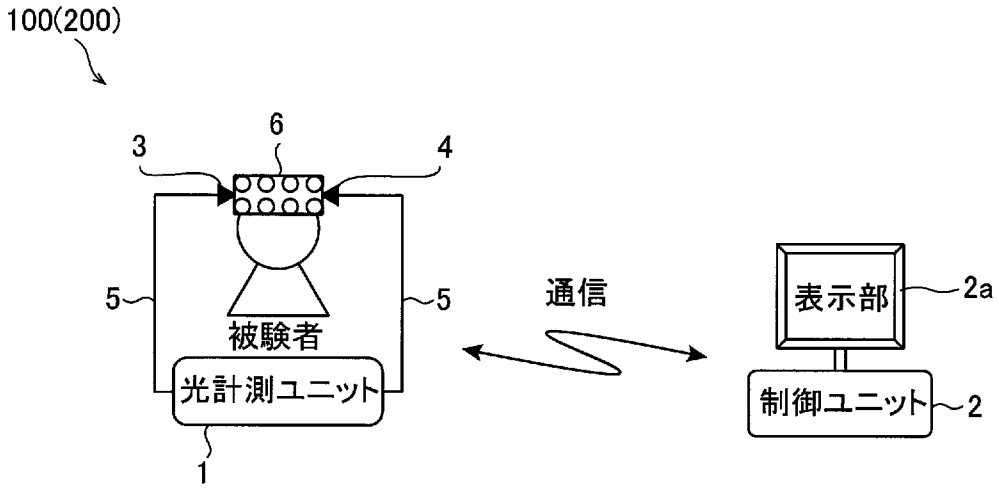
[請求項10] 前記第１フィルタおよび前記第２フィルタの各々は、カラーフィルタを含み、前記光源部および前記検出部に対する相対的な移動方向に沿った部分毎に色の濃淡が異なることにより、前記光源部および前記検出部に対する相対的な移動方向に沿った部分毎に前記光の吸収率が異なるように構成されている、請求項１に記載の光脳機能計測装置用ファントム装置。

[請求項11] 前記第１フィルタおよび前記第２フィルタの各々は、前記光源部からの前記光の前記光軸が延びる方向における厚みが、前記光源部および前記検出部に対する相対的な移動方向に沿った部分毎に異なることによって、前記光源部および前記検出部に対する相対的な移動方向に沿った部分毎に前記光の吸収率が異なるように構成されている、請求

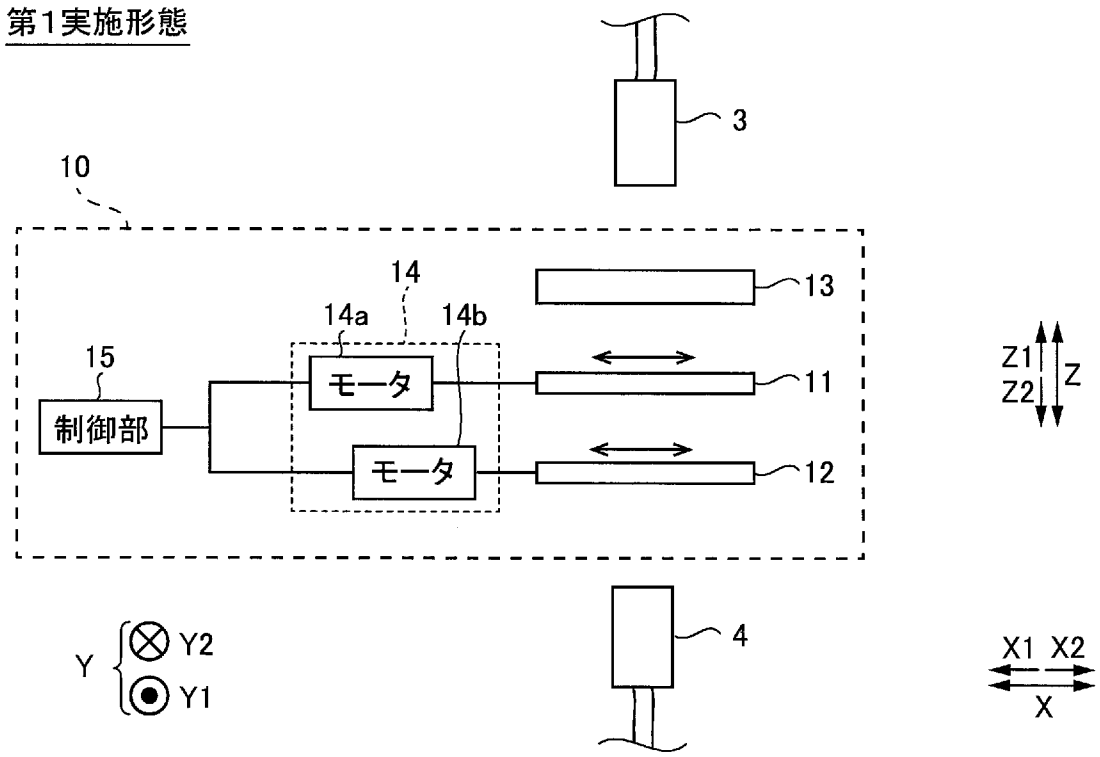
項１に記載の光脳機能計測装置用ファントム装置。

[請求項12] 前記光源部からの前記光の前記光軸が延びる方向において、前記第１フィルタおよび前記第２フィルタと並んで配置され、前記光の強度を減衰させる第３フィルタをさらに備える、請求項１に記載の光脳機能計測装置用ファントム装置。

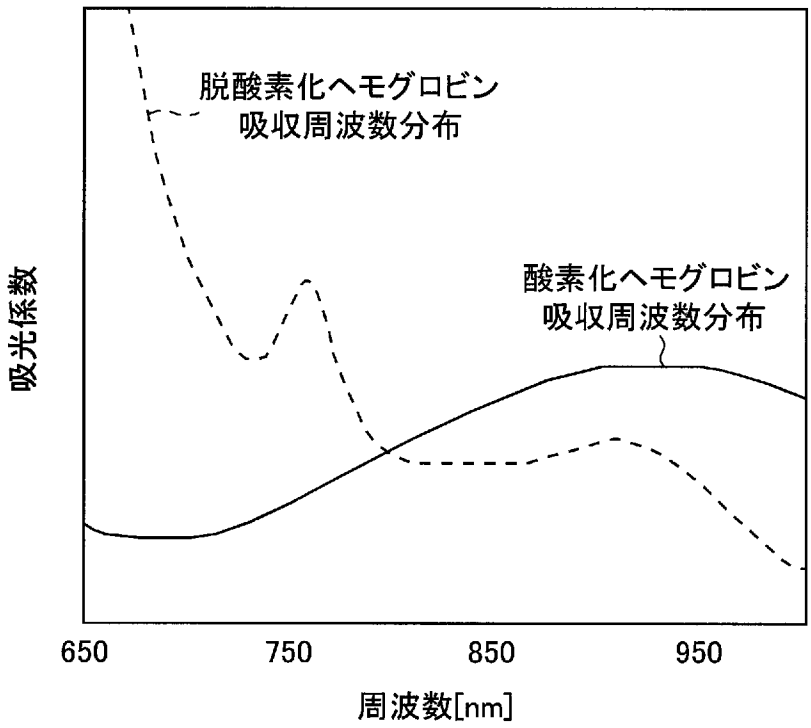
[図1]


100(200)
3
6
4
5
5
被験者
光計測ユニット
1
通信
表示部
2a
制御ユニット
2

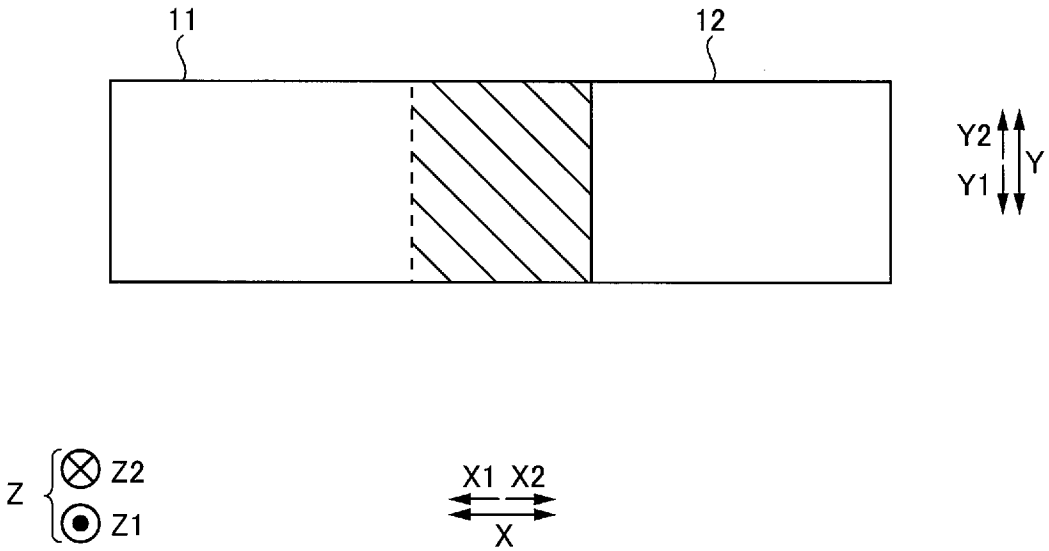
[図2]


第1実施形態
3
10
14
14a
14b
13
15
制御部
モータ
11
モータ
12
Z1
Z2
Z
Y
Y2
Y1
4
X1 X2
X

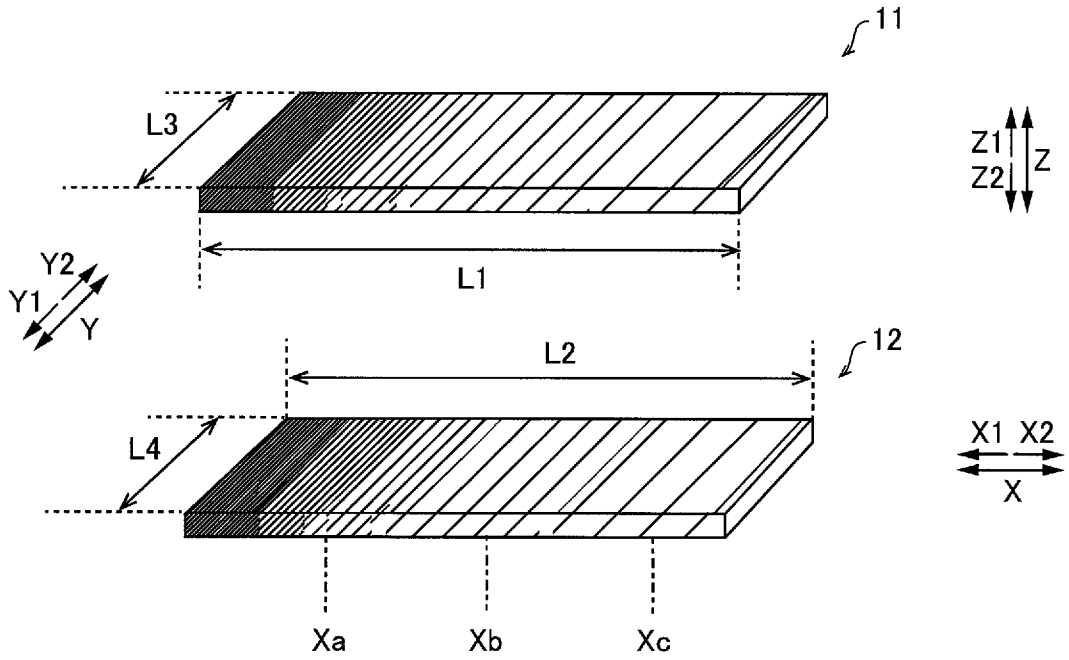
[図3]


脱酸素化ヘモグロビン
吸収周波数分布
酸素化ヘモグロビン
吸収周波数分布
吸光係数
650
750
850
950
周波数[nm]

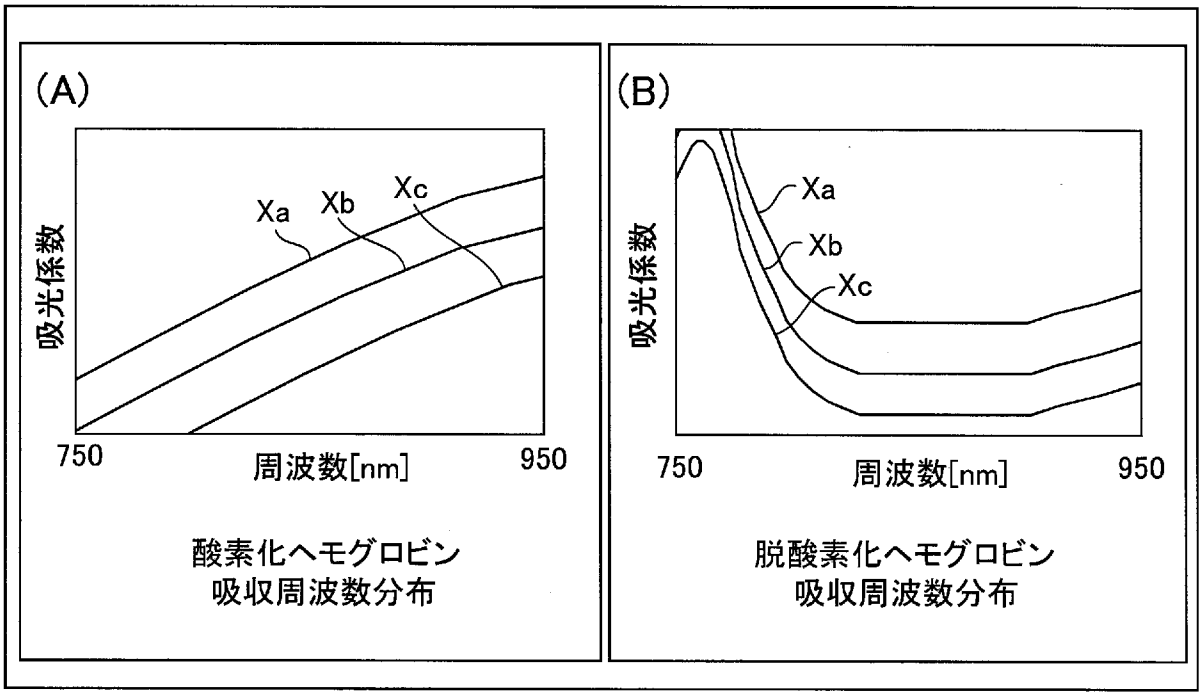
[図4]


11
12
Y2
Y1
Y
Z
Z2
Z1
X1 X2
X

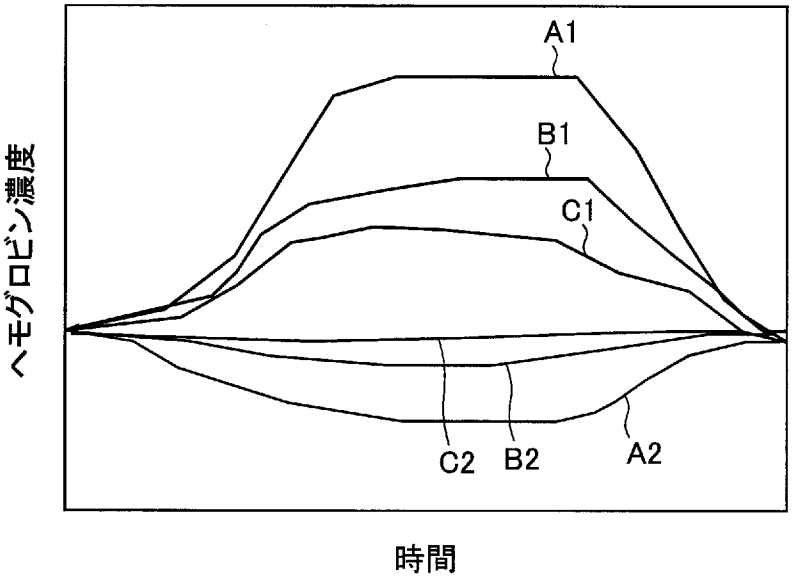
[図5]


11
L3
Z1
Z2
Z
L1
Y2
Y1
Y
L2
12
L4
X1 X2
X
Xa
Xb
Xc

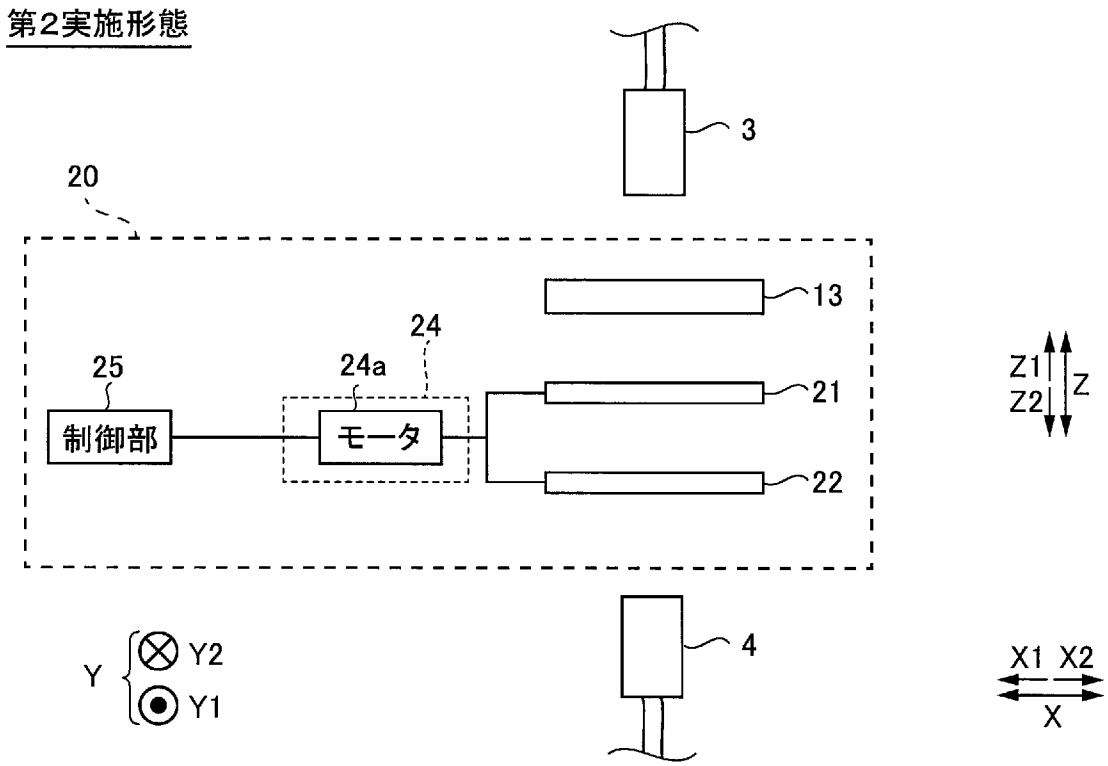
[図6]


(A)
吸光係数
Xa
Xb
Xc
750
周波数[nm]
950
酸素化ヘモグロビン
吸収周波数分布
(B)
吸光係数
Xa
Xb
Xc
750
周波数[nm]
950
脱酸素化ヘモグロビン
吸収周波数分布

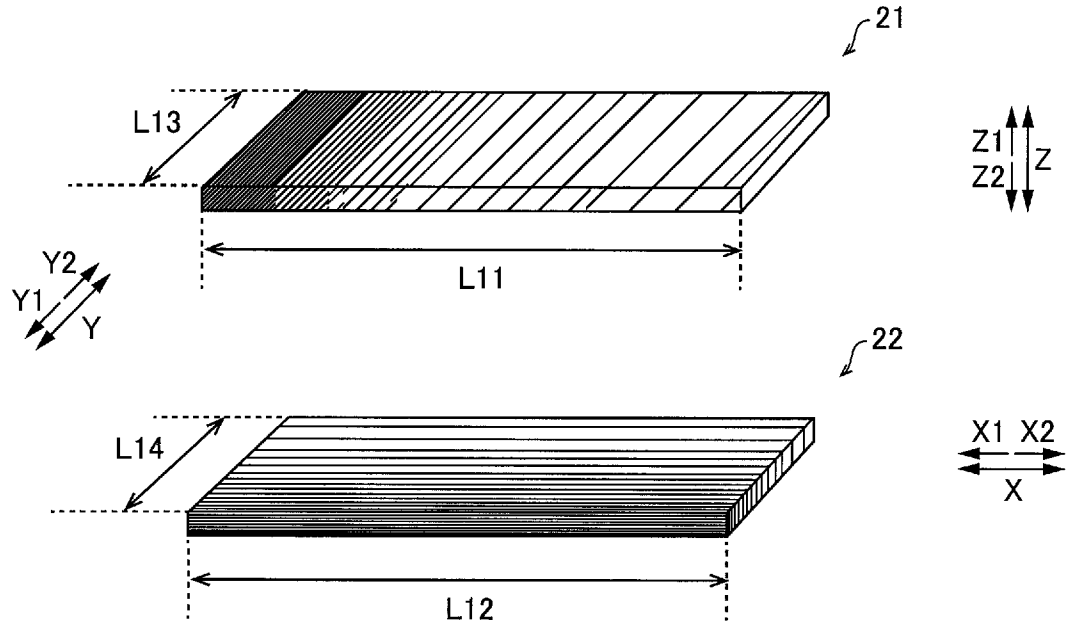
[図7]


A1
B1
C1
C2
B2
A2
ヘモグロビン濃度
時間

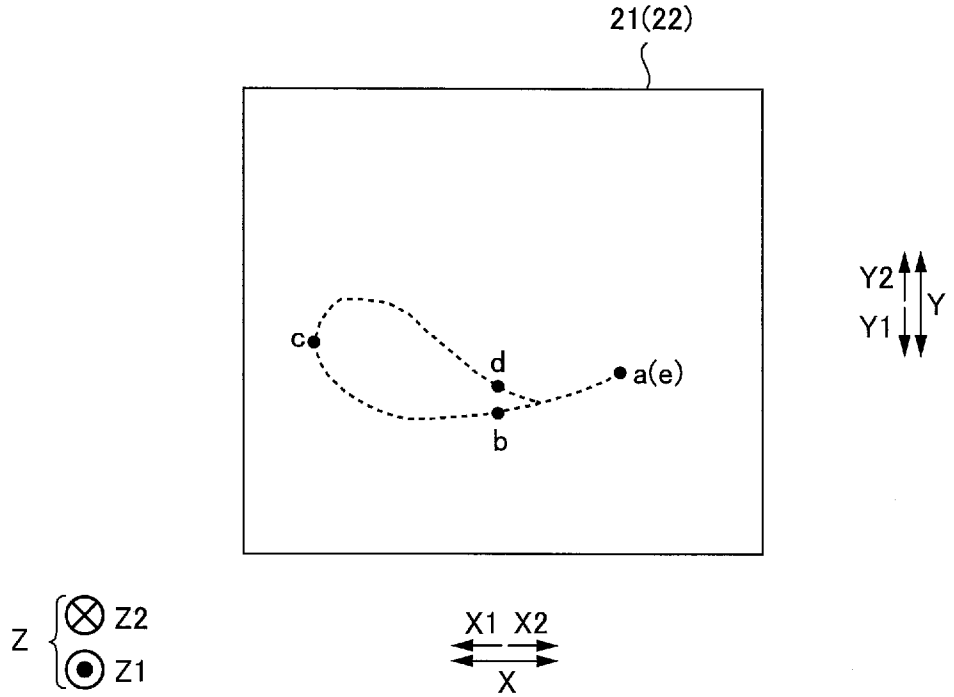
[図8]


第2実施形態
3
20
13
24
25
24a
制御部
モータ
21
22
Z1
Z2
Z
Y
Y2
Y1
4
X1 X2
X

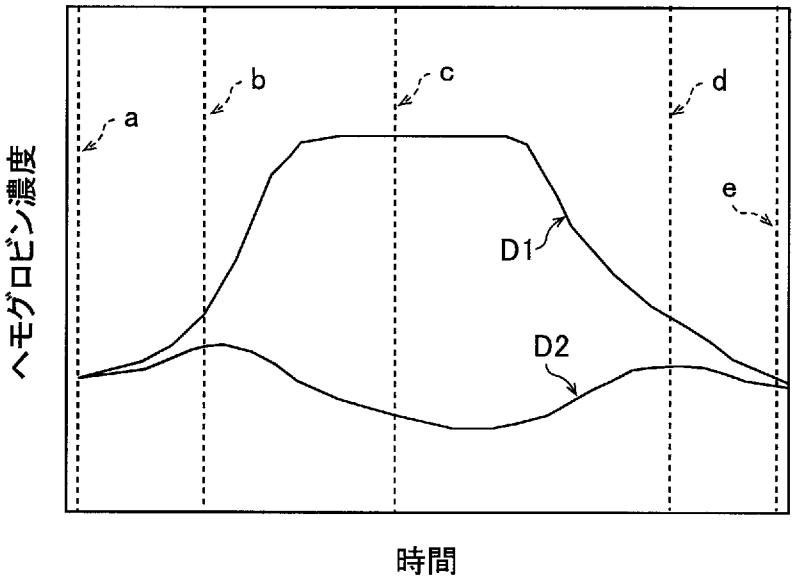
[図9]


21
L13
Z1
Z2
Z
L11
Y2
Y1
Y
22
L14
X1 X2
X
L12

[図10]

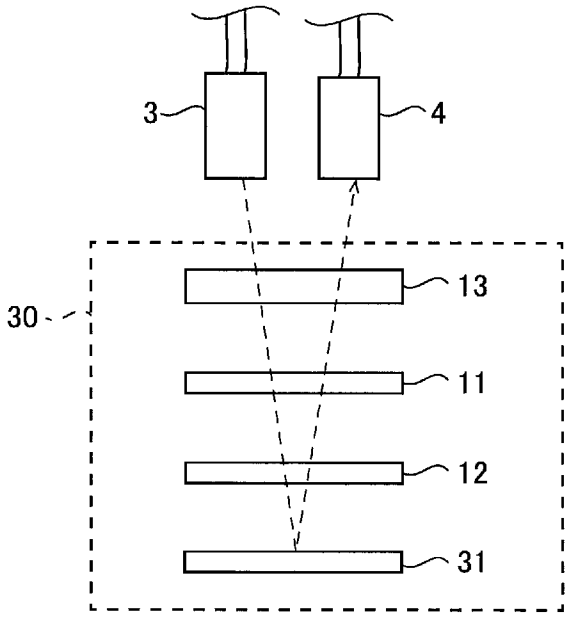

21(22)
c
d
a(e)
b
Y2
Y1
Y
Z
Z2
Z1
X1 X2
X

[図11]



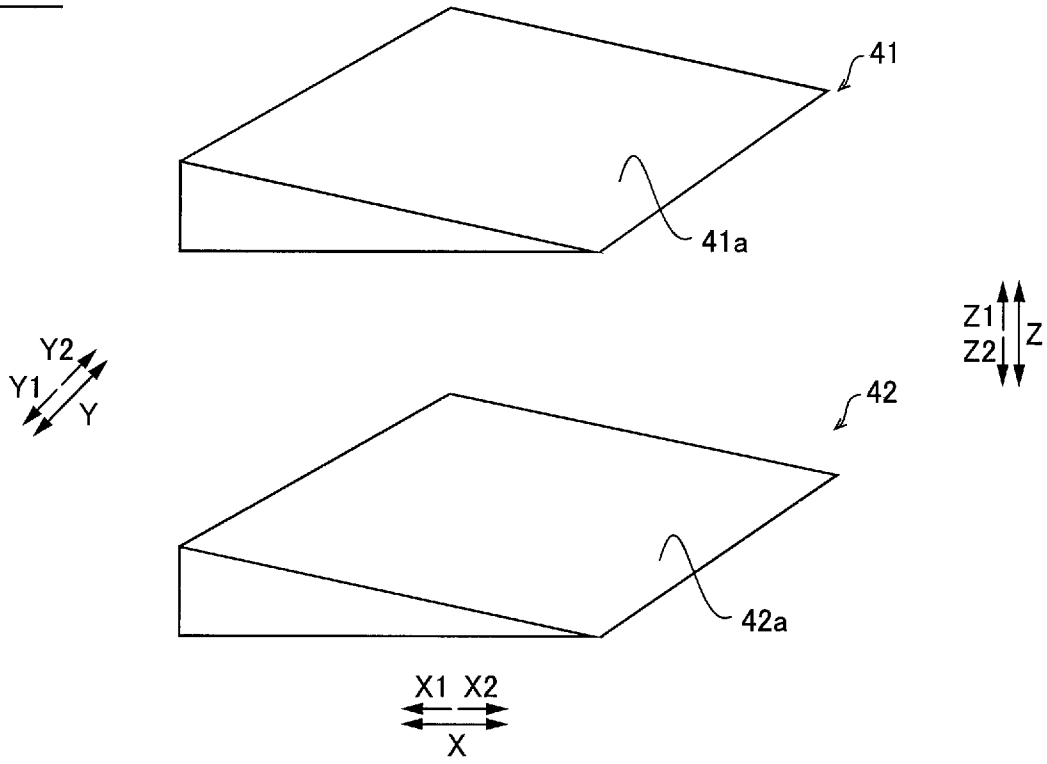
[図12]

第1変形例



[図13]

第2変形例



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2019/032892

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl. A61B10/00(2006.01)i, G01N21/01(2006.01)i, G01N21/17(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)
Int.Cl. A61B10/00, G01N21/01, G01N21/17

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Published examined utility model applications of Japan 1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2019
Registered utility model specifications of Japan 1996-2019
Published registered utility model applications of Japan 1994-2019

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 2013-146391 A (HITACHI KOKUSAI DENKI ENGINEERING KK) 01 August 2013, paragraphs [0006], [0014] (Family: none)	1-12
A	JP 2009-195387 A (HITACHI MEDICAL CORPORATION) 03 September 2009, paragraphs [0005], [0019] (Family: none)	1-12
A	JP 8-150135 A (SHIMADZU CORPORATION) 11 June 1996, paragraphs [0011]-[0014] (Family: none)	1-12

☐ 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
18.09.2019	01.10.2019
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１９／０３２８９２

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, G01N21/01(2006.01)i, G01N21/17(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, G01N21/01, G01N21/17

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	１９７１－２０１９年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１９年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１９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 2013-146391 A（株式会社日立国際電気エンジニアリング）2013.08.01, 段落[0006],[0014]（ファミリーなし）	1-12
A	JP 2009-195387 A（株式会社日立メディコ）2009.09.03, 段落[0005],[0019]（ファミリーなし）	1-12
A	JP 8-150135 A（株式会社島津製作所）1996.06.11, 段落[0011]-[0014]（ファミリーなし）	1-12

☐　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	国際調査報告の発送日
１８．０９．２０１９	０１．１０．２０１９

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　３３１４
早川　貴之
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２