

(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
2017年9月14日(14.09.2017)

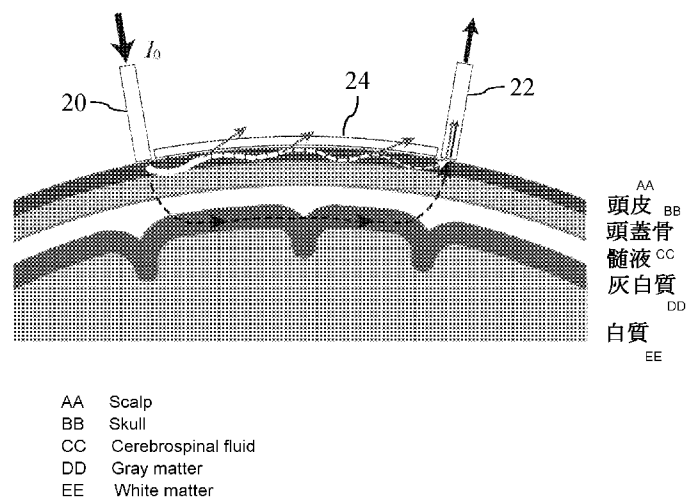


(10) 国際公開番号
WO 2017/154596 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/1455 (2006.01) *A61B 10/00* (2006.01)
A61B 5/026 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/006858
- (22) 国際出願日: 2017年2月23日(23.02.2017)
- (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 2016-044579 2016年3月8日(08.03.2016) JP
- (71) 出願人: 国立研究開発法人産業技術総合研究所
(NATIONAL INSTITUTE OF ADVANCED INDUSTRIAL SCIENCE AND TECHNOLOGY) [JP/JP]; 〒1008921 東京都千代田区霞が関1丁目3番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 山田 亨(YAMADA Toru); 〒3058568 茨城県つくば市梅園1-1-1 中央第2 国立研究開発法人産業技術総合研究所内 Ibaraki (JP). 川口 拓之(KAWAGUCHI Hiroshi); 〒3058566 茨城県つくば市東1-1-1 中央第6 国立研究開発法人産業技術総合研究所内 Ibaraki (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, 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, 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:
— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: BRAIN FUNCTION MEASURING DEVICE AND BRAIN FUNCTION MEASURING METHOD

(54) 発明の名称: 脳機能計測装置と脳機能計測方法



(57) Abstract: The objective of the present invention is to provide a device and method for more accurately measuring brain activity. In order to achieve this objective, the present invention provides a brain function measuring device equipped with: a light source probe (20) which radiates light toward the scalp of a subject; a detector probe (22) which detects the intensity of light that has passed through tissue inside the head of the subject and has been emitted from the scalp; and a holder (24) which supports the light source probe (20) and the detector probe (22), is disposed in such a way as to cover the scalp between the light source probe (20) and the detector probe (22), and causes the reflection coefficient with respect to light emitted from the scalp to change.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2017/154596 A1



本発明は、脳の活動をより精度良く計測するための装置及び方法を提供することを目的とする。本目的を実現するため、本発明は被験者の頭皮に向けて光を照射する光源プローブ（２０）と、被験者の頭部内組織を経由して頭皮から射出される光の強度を検出する検出器プローブ（２２）と、光源プローブ（２０）と検出器プローブ（２２）を支持すると共に、光源プローブ（２０）と検出器プローブ（２２）との間で頭皮を覆うように配設され、上記頭皮から射出される光に対する反射率を変化させるホルダ（２４）とを備えた脳機能計測装置を提供する。

明 細 書

発明の名称：脳機能計測装置と脳機能計測方法

技術分野

[0001] 本発明は、脳の機能を計測するための装置及び方法に関するものである。

背景技術

[0002] 近年、生体透過性が比較的高い近赤外光を用いて頭皮上から非侵襲的に脳活動を計測する機能的近赤外分光法（functional near-infrared spectroscopy: fNIRS）と、この方法を用いた測定装置が普及し利用されている。

[0003] これは、脳の神経活動に伴って生じる局所脳血流変化における血液中の酸素化若しくは脱酸素化ヘモグロビンの濃度変化を各分子種の分光特性の違いに基づいて推定する方法であり、本方法を採用した装置である。

[0004] この方法若しくは装置によれば、頭皮上に入射プローブと検出プローブを配置して両プローブ間の計測点、すなわちチャンネルを構成し、ヘモグロビンの濃度変化に起因する吸光度の変化を計測することができる。

[0005] 従来から市販されている上記装置の問題点は、吸光度変化に局所脳血流変化以外に起因する信号成分が混在してしまうことであつた。これに対し、本願に係る発明者は、特許文献1において、頭部の表層組織よりも深部に位置する脳組織での血流変動を抽出する方法として多重配置法を提案した。また、同発明者は、特許文献2において、脳機能活動で生じる血流変動にのみ特徴的な信号変動を抽出する方法として血流動態分離法を提案した。

[0006] さらに、同発明者は、非特許文献1において、多重配置法と血流動態分離法の双方を同時に適用した実験例により、抽出波形が非常によく一致することを確認し、両方法の有用性を実証した旨を開示した。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特許第5 1 8 2 8 5 6号公報

特許文献2：特許第5 6 4 1 3 5 5号公報

非特許文献

- [0008] 非特許文献1: Yamada T., Umeyama S., and Matsuda K., "Separation of fNIRS Signals into Functional and Systemic Components Based on Differences in Hemodynamic Modalities," PLOS ONE, 7, e50271 (2012)

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0009] しかし、上記の多重配置法では、各チャネルにおいて測定値を得るために、検出プローブのみならず参照プローブも必要とするため、測定装置の製造コストが高くなると共に、当該測定装置は頭部に装着しづらくするという問題がある。
- [0010] また、このような問題を解決した上記の血流動態分離法でも、前提となる脳機能活動に伴う血流動態のあり方が、疾病状態下や他の脳領域でも同様であるかは検証されていないため、リハビリテーション中の脳疾患患者を対象とする場合などにも有効であるか否かは明らかでないという問題がある。
- [0011] 本発明は、上記のような問題を解決するためになされたもので、脳の活動をより精度良く計測するための装置及び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

- [0012] 上記課題を解決するため、本発明は被験者の頭皮に向けて光を照射する光照射部と、被験者の頭部内組織を経由して頭皮から射出される光の強度を検出する検出部と、光照射部と検出部を支持する支持部と、光照射部と検出部との間で頭皮を覆うように配設され、上記頭皮から射出される光に対する反射率を変化させる反射率制御部とを備えた脳機能計測装置を提供する。
- [0013] また、上記課題を解決するため、本発明は光照射部を用いて、被験者の頭皮に向けて光を照射する第1のステップと、検出部を用いて、被験者の頭部内組織を経由して頭皮から射出される光の第1の強度を検出する第2のステップと、光照射部と検出部との間で頭皮を覆うように配設された反射率制御

手段の上記頭皮から射出される光に対する反射率を変化させ、頭皮から射出される光の第２の強度を検出する第３のステップと、第１の強度と第２の強度から頭部内組織における物理量の変化を算出する第４のステップとを有する脳機能計測方法を提供する。

発明の効果

[0014] 本発明によれば、脳の活動をより精度良く計測するための装置及び方法を提供すること ができる。

図面の簡単な説明

[0015] [図１]本発明の実施の形態に係る脳機能計測装置１の全体構成を示すブロック図である。

[図２]図１に示された検知部３の構成を示す断面図である。

[図３]図２に示されたホルダ２４の第１構成例を示す断面図である。

[図４]図２に示されたホルダ２４の第２構成例を示す断面図である。

[図５]本発明の実施の形態に係る脳機能計測方法を示すフローチャートである。

[図６]図５に示された脳機能計測方法を説明するための断面図である。

[図７]図２に示されたホルダ２４の第３構成例を示す断面図である。

[図８]図７に示されたシャッタ５０の構成を示す平面図である。

[図９]図２に示されたホルダ２４の第４構成例を示す図である。

[図１０]図２に示されたホルダ２４の第５構成例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0016] 以下において、本発明の実施の形態を図面を参照しつつ詳しく説明する。
なお、図中同一符号は同一又は相当部分を示す。

図１は、本発明の実施の形態に係る脳機能計測装置１の全体構成を示すブロック図である。図１に示されるように、脳機能計測装置１は、計測端末２と検知部３とを備え、計測端末２は制御部１０、データ計測部１１、記憶部１２、操作部１３、表示部１４、及び光源部１５を含む。

[0017] ここで、検知部３と光源部１５とは光照射用ワイヤ５により接続され、検

知部 3 とデータ計測部 11 とはデータ用ワイヤ 7 により接続される。また、検知部 3 は制御部 10 に接続される。

[0018] 制御部 10 は、データ計測部 11、記憶部 12、操作部 13、表示部 14、及び光源部 15 に接続され、記憶部 12 はさらにデータ計測部 11 及び表示部 14 に接続される。また、表示部 14 は操作部 13 にも接続される。

[0019] 上記のような構成を有する脳機能計測装置 1 は、酸素運搬時と非運搬時のヘモグロビンが近赤外領域での分光吸収特性を異にするという性質を利用したものであり、具体的には、頭皮上に置かれた検知部 3 において、図 2 に示されるように、所定の距離だけ隔てて光源プローブ 20 と検出プローブ 22 が固定され、光源プローブ 20 から強度 I_0 で射出され頭部内の生体組織中を伝搬して検出プローブ 22 に入射する破線で示された近赤外光の強度の時間変化（吸光度の時間変化）を計測することによって、酸素運搬時におけるオキシヘモグロビンと非運搬時におけるデオキシヘモグロビンの本組織中での変化量を推定するものである。

[0020] また、図 2 に示されるように、互いに離れた光源プローブ 20 と検出器プローブ 22 との間には、頭皮を覆うように配設されて光源プローブ 20 と検出器プローブ 22 を支持するホルダ（支持部）24 が備えられる。

[0021] ここで、ホルダ 24 は、外部から制御することにより光の反射率を任意に変化させることのできるデバイスにより構成され、頭皮から射出される光の生体組織における経路を変化させる機能を奏するものである。具体的には、例えば特許第 5166347 号公報の図 7 及び図 8 に示された調光デバイスが採用されるため、以下においては本調光デバイスについて説明する。

[0022] 図 3 は、図 2 に示されたホルダ 24 の第 1 構成例を示す断面図である。図 3 に示されるホルダ 24 は、雰囲気制御器 30 とシール部材 31、32、ガラス板 33、34、調光層 35、触媒層 36、及びガス充填室 37 とを備える。

[0023] ここで、一方のガラス板 33 の上には順次調光層 35、触媒層 36 が形成され、シール部材 31、32 で封止されることにより触媒層 36 と他方のガ

ラス板 34 との間にガス充填室 37 が設けられる。そして、ガス充填室 37 には予めアルゴンガスが封入される。

[0024] また、制御部 10 から供給される制御信号 S_cにより制御される雰囲気制御器 30 により、ガス充填室 37 において水素、及び、酸素若しくは空気が給排気される。

[0025] このような構成を有する調光デバイスにおいて、水素がガス充填室 37 に供給されると調光層 35 が水素化されて透明状態になり、酸素若しくは空気がガス充填室 37 に供給されると調光層 35 が脱水素化されて反射状態になる。従って、雰囲気制御器 30 が、供給された制御信号 S_cに応じてガス充填室 37 の雰囲気を制御することにより、透明状態と反射状態の両状態を可逆的に制御することができる。

[0026] 図 4 は、図 2 に示されたホルダ 24 の第 2 構成例を示す断面図である。図 4 に示されるように、他の構成例においては、ガラス板 33、34、調光層 35、触媒層 36 の他、透明電極 41、42 が備えられ、透明電極 41 と触媒層 36 との間には電解液 43 が満たされる。

[0027] そして、制御部 10 から供給される制御信号 S_cにより制御される電源により、二つの透明電極 41、42 間に電圧が印加される。

[0028] このような構成を有する調光デバイスにおいて、透明電極 42 へ透明電極 41 に対して負の電圧を印加すると調光層 35 が水素化されて透明状態となり、逆に正の電圧を印加すると調光層 35 が脱水素化されて反射状態になる。従って、両透明電極 41、42 間の電圧が制御信号 S_cに応じて制御されることにより、透明状態と反射状態の両状態を可逆的に制御することができる。

[0029] 以下において、以上のような構成を有する脳機能計測装置 1 を用いた脳機能計測方法について、図 5 を参照しつつ詳しく説明する。

[0030] 最初にステップ S1 において、光照射手段を用いて、被験者の頭皮に向けて光を照射する。ここで、光照射手段としては、例えば、図 1 に示された制御部 10 により制御される光源部 15、光照射用ワイヤ 5、及び光源プロー

ブ 20 が採用される。

[0031] 次に、ステップ S 2 において、検出手段を用いて、被験者の頭部内組織を経由して頭皮から射出される光の第 1 の強度を検出する。ここで、検出手段としては、例えば、図 2 に示された検出器プローブ 22、図 1 に示されたデータ用ワイヤ 7、及びデータ計測部 11 が採用される。

[0032] 図 2 においては、光源プローブ 20 から被験者の頭部内組織へ入射された光のうち、灰白質を通過して頭皮から検出器プローブ 22 へ射出される光と、減衰しながら頭皮内を進んで頭皮から検出器プローブ 22 へ射出される光だけが破線で図示されているが、頭部内組織を進む光は種々の経路をとりうる。なお、図 6 においても同様である。

[0033] 次に、ステップ S 3 において、互いに離れた光照射手段と検出手段との間で頭皮を覆うように配設され、光照射手段と検出手段とを支持する支持手段の上記光に対する反射率を変化させ、頭皮から射出される光の第 2 の強度を検出する。ここで、支持手段としては、例えば、図 2 に示されたホルダ 24 が採用される。また、反射率を変化させるための手段としては、例えば、図 1 に示された制御部 10 が採用される。

[0034] 以下において、ホルダ 24 の反射率を 0 パーセント（透過状態）として上記光の第 1 の強度を検出し、ホルダ 24 の反射率を 100 パーセント（反射状態）に変化させて上記光の第 2 の強度を検出した場合を一例として説明する。

[0035] まず、ホルダ 24 が透過状態にあるときは、図 2 に示されるように、光源プローブ 20 から頭部内組織へ入射された光のうち頭皮を伝搬する光の一部は検出器プローブ 22 へ到達することなく空中へ放射され、再び本組織に戻ることはない。そして、組織内を進む光はこのような散逸の他、吸収、若しくは散乱されて、上記のように減衰された光が検出器プローブ 22 に受光されることになる。

[0036] 一方、ホルダ 24 が反射状態にあるときは、図 6 に示されるように、頭皮を進む光の進路が図 2 に示された場合と異なり、ホルダ 24 での反射により

頭部内に再入射した光が頭部内組織により吸収、若しくは散乱される。従って、ホルダ 24 が透過状態にあるときに検出器プローブ 22 へ入射する光の経路と、ホルダ 24 が反射状態にあるときに検出器プローブ 22 へ入射する光の経路とは相当程度に異なるものと考えられる。

[0037] 次に、ステップ S 4 において上記光の第 1 の強度と第 2 の強度から、頭部内組織における物理量の変化を算出する。以下において、一例として、上記物理量が、頭部内における局所脳血流変化における酸素化若しくは脱酸素化ヘモグロビンの濃度である場合について詳しく説明する。

[0038] 人の頭部は、図 2 や図 6 に示されるように、頭皮、頭蓋骨、髄液、大脳灰白質、大脳白質など、光学的特性が異なる組織からなる多層構造を持つ。このため、上記の脳機能計測装置 1 で計測される吸光度 A の変化は以下の式で表される。

[0039] [数1]

$$\Delta A_{\lambda} = l^{sc} \Delta \mu_{\lambda}^{sc} + l^{sk} \Delta \mu_{\lambda}^{sk} + l^{csf} \Delta \mu_{\lambda}^{csf} + l^{gm} \Delta \mu_{\lambda}^{gm} + l^{wm} \Delta \mu_{\lambda}^{wm} \quad (1)$$

[0040] ここで、 λ は入射光の波長、 l (エル) は各組織層での部分実効光路長、 μ は吸収係数、添え字の sc 、 sk 、 csf 、 gm 、 wm はそれぞれ頭皮、頭蓋骨、髄液、灰白質、白質の組織層を示す。この中で、頭蓋骨、髄液では光吸収の時間変化が少ない。また、白質は他の組織に比べて部分実効光路長が極端に小さな値をとることが分かっている。このため、式 (1) の主要項を抽出した以下のような近似式を用いることができる。

[0041] [数2]

$$\Delta A_{\lambda} = l^{sc} \Delta \mu_{\lambda}^{sc} + l^{gm} \Delta \mu_{\lambda}^{gm} \quad (2)$$

[0042] 頭皮及び大脳灰白質で生じる血流変化は数秒程度の緩和時間を持つ過渡的応答を示すが、図 2 や図 6 に示したホルダ 24 の透過状態と反射状態の切り

替えをこれよりも十分に素早く行うことにより、ほぼ同一の血流状態において、以下のような二つの測定を実現できる。

[0043] [数3]

$$\begin{cases} \Delta A_{\lambda}^{OFF} = l_{OFF}^{sc} \Delta \mu_{\lambda}^{sc} + l_{OFF}^{gm} \Delta \mu_{\lambda}^{gm} \\ \Delta A_{\lambda}^{ON} = l_{ON}^{sc} \Delta \mu_{\lambda}^{sc} + l_{ON}^{gm} \Delta \mu_{\lambda}^{gm} \end{cases} \quad (3)$$

[0044] そして、式（３）に示された連立方程式を解くことにより、以下の式（４）に示されるように、大脳灰白質由来の血流変化 $\Delta \mu_{\lambda}^{gm}$ を頭皮由来の血流変化 $\Delta \mu_{\lambda}^{sc}$ から分離して抽出することが可能となる。

[0045] [数4]

$$\Delta \mu_{\lambda}^{gm} = \frac{\Delta A_{\lambda}^{OFF} - k \cdot \Delta A_{\lambda}^{ON}}{l_{OFF}^{gm} - k \cdot l_{ON}^{gm}}, \quad k = \frac{l_{OFF}^{sc}}{l_{ON}^{sc}} \quad (4)$$

[0046] このようにして得られた各測定波長での $\Delta \mu_{\lambda}^{gm}$ を用いて、局所脳血流変化における酸素化若しくは脱酸素化ヘモグロビンの濃度変化を以下のように計算できる。

[0047] [数5]

$$\begin{pmatrix} O \\ D \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \epsilon_{O,\lambda 1} & \epsilon_{D,\lambda 1} \\ \epsilon_{O,\lambda 2} & \epsilon_{D,\lambda 2} \\ \vdots & \vdots \end{pmatrix}^+ \begin{pmatrix} \Delta \mu_{\lambda 1}^{gm} \\ \Delta \mu_{\lambda 2}^{gm} \\ \vdots \end{pmatrix} \quad (5)$$

[0048] ここで、O、Dは酸素化若しくは脱酸素化ヘモグロビンの濃度変化、 $\epsilon_{H,\lambda}$ は各状態におけるヘモグロビンの波長 λ における分子吸光係数、行列の肩付き添え字+は本行列の逆行列若しくは一般化逆行列であることを示す。

[0049] なお、以上のような本発明の実施の形態に係る脳機能計測方法は、図2及び図6に示されたホルダ24として、機械的シャッタを用いて光の反射率を変化させるような脳機能計測装置を用いることによっても実現することができる。

[0050] すなわち、このような脳機能計測装置を用いる場合には、制御信号Scに応じて機械的シャッタを閉じることにより上記の反射状態を実現することができ、同信号に応じてシャッタを開けることにより上記の透過状態を実現することができる。

[0051] 一例として、上記機能を実現する機械的シャッタとして、図7及び図8に示されたシャッタ50が使用される。図7及び図8に示されるように、シャッタ50は光源プローブ20と検出器プローブ22の間隔を半径とする円板からなり、透明なホルダ24に格納される。

ここで、シャッタ50は、半円部分の反射部51において下面が光を反射するよう鏡面加工され、残りの半円部分の透過部52において光を透過する。

[0052] このような構成を有するシャッタ50は、制御信号Scに応じて光源プローブ20の周りに回転され、光源プローブ20と検出器プローブ22の間の頭皮が透過部52で覆われるときには、図2に示されるように頭部内組織へ入射された光の一部が空中へ放射される一方、反射部51で覆われるときには、図6及び図7に示されるように当該光は空中へ放射されることなく反射部51の下面で反射される。

[0053] なお、上記機械的シャッタとしては、図7及び図8に示されたシャッタ50の替わりに、下面が鏡面加工された扇形の板をホルダ24内において光源プローブ20の周りに可動させるような構成としても良い。このような構成を有するシャッタを用いた場合、制御信号Scに応じて当該板が光源プローブ20と検出器プローブ22の間の頭皮を覆う位置に置かれたときには、図6及び図7に示されるように、当該光は空中へ放射されることなく当該下面で反射される一方、同信号に応じて当該板が光源プローブ20と検出器プロ

ープ22の間の頭皮を覆わない位置に置かれたときには、図2に示されるように、頭部内組織へ入射された光の一部が空中へ放射される。

[0054] また、上記機械的シャッタとしては、ホルダ24内に格納され、下面が鏡面加工された複数の遮蔽板が中心に向かって重なるようにせり出すことにより光を遮蔽する開閉型シャッタを用いても良い。このような構成を有するシャッタを用いた場合、制御信号Scに応じてシャッタが閉じられたときには、図6及び図7に示されるように、当該光は空中へ放射されることなく当該下面で反射される一方、同信号に応じてシャッタが開かれたときには、図2に示されるように、頭部内組織へ入射された光の一部が空中へ放射される。

[0055] なお、上記において、頭部内組織へ入射された光の一部が図2に示されるように空中へ放射される状態は、ホルダ24自体がホルダ24を透過しようとする光を全て吸収することによっても実現できる。

[0056] 従って、例えば、図8に示されたシャッタ50は、その透過部52を透明材質で構成するほか、表面を黒色に塗装するようにしてもよい。

[0057] また、図2に示されたホルダ24については、上記いずれの構成例においても、頭皮から射出される光に対する反射率を変化させる部分が、光源プローブ20及び検出器プローブ22を支持する構成となっている。すなわち、これらの構成要素は一体となっているが、必ずしも一体でなくとも良いため、以下において具体例を示す。

[0058] 図9は、図2に示されたホルダ24の他の構成例を示す図であり、上方から見た平面構成と横から見た断面構成を示すものである。図9に示された構成例では、支持部材60が光源プローブ20及び検出器プローブ22を支持すると共に、支持部材60の下層において、上記シャッタ50に相当する二つの扇型からなる反射部51が光源プローブ20を中心に回転する。

[0059] このことから、光源プローブ20と検出器プローブ22の間の領域を反射部51が覆った場合と、そうでない場合とで検出器プローブ22により検出される光量が異なることになる。

[0060] 従って、頭皮から射出される光に対する反射率を変化させる反射部51を

光源プローブ２０及び検出器プローブ２２を支持する支持部材６０と別体としても、これまでに説明した上記ホルダ２４と同様な作用効果を得ることができる。

[0061] さらに、図１０に示されるように、図９に示された反射部５１に替えて、光源プローブ２０と検出器プローブ２２の各間に図３や図４に示された調光デバイス７０を配設することによっても、同様な作用効果を得ることができる。

[0062] 以上より、図１に示された本発明の実施の形態に係る脳機能計測装置１、及び図５に示された本発明の実施の形態に係る脳機能計測方法によれば、頭皮における血流による影響を受けることなく頭部の光学的性質と解剖学的形態のみに基づき、脳機能活動に由来する血流変化のみを、簡易な装置若しくは方法によって精度よく測定することができる。

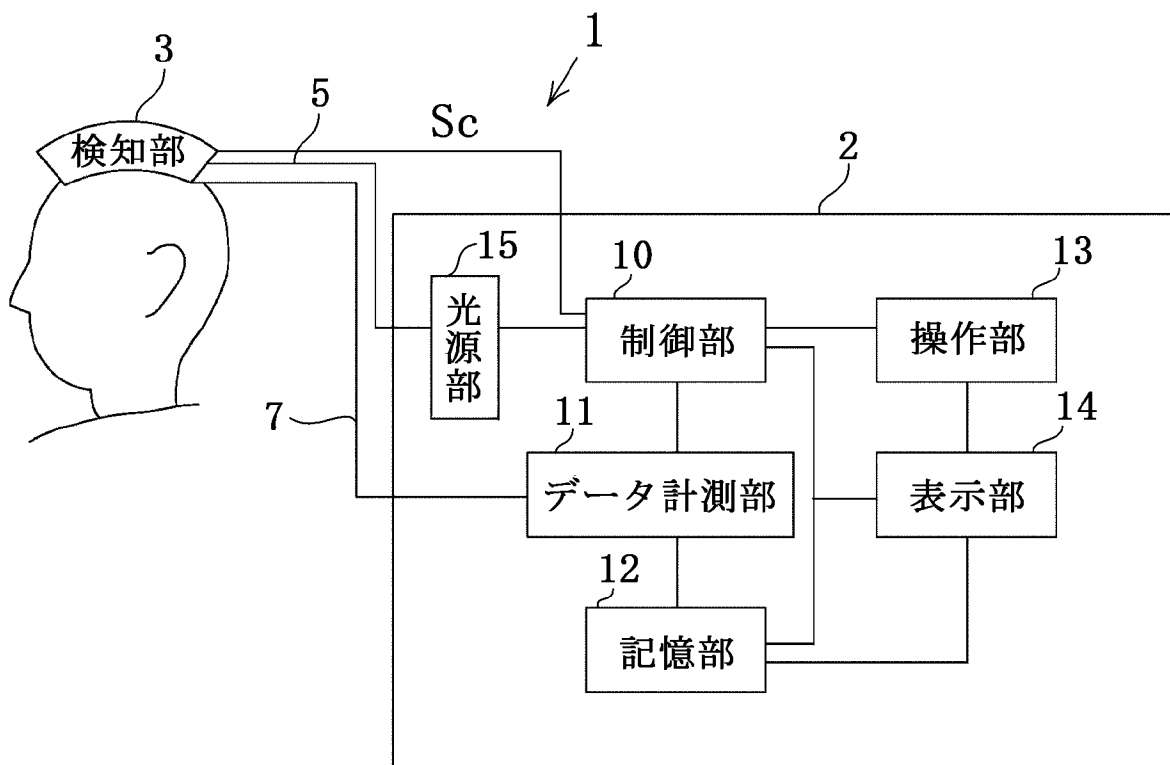
符号の説明

[0063] １ 脳機能計測装置、１０ 制御部、１１ データ計測部、１５ 光源部、２０ 光源プローブ、２２ 検出器プローブ、２４ ホルダ（支持部）、５０ シャッタ、５１ 反射部、５２ 透過部、６０ 支持部材、７０ 調光デバイス。

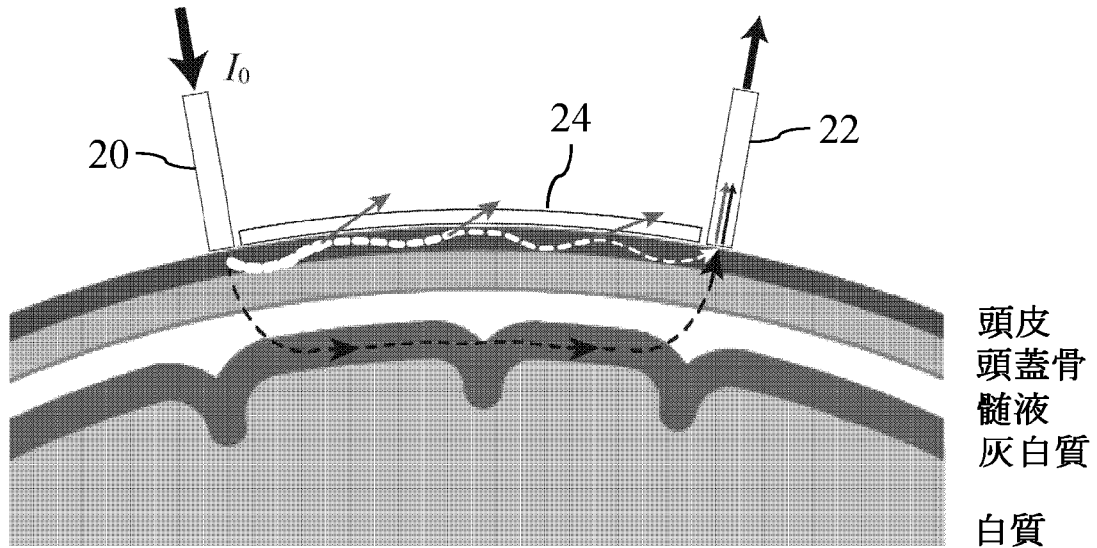
請求の範囲

- [請求項1] 被験者の頭皮に向けて光を照射する光照射手段と、
前記被験者の頭部内組織を経由して前記頭皮から射出される光の強度を検出する検出手段と、
前記光照射手段と前記検出手段を支持する支持手段と、
前記光照射手段と前記検出手段との間で前記頭皮を覆うように配設され、前記頭皮から射出される光に対する反射率を変化させる反射率制御手段とを備えた脳機能計測装置。
- [請求項2] 前記支持手段は、前記反射率制御手段を兼ねる、請求項1に記載の脳機能計測装置。
- [請求項3] 前記支持手段は、調光素子である、請求項1又は2に記載の脳機能計測装置。
- [請求項4] 前記支持手段は、シャッタである、請求項1又は2に記載の脳機能計測装置。
- [請求項5] 光照射手段を用いて、被験者の頭皮に向けて光を照射する第1のステップと、
検出手段を用いて、前記被験者の頭部内組織を経由して前記頭皮から射出される光の第1の強度を検出する第2のステップと、
前記光照射手段と前記検出手段との間で前記頭皮を覆うように配設された反射率制御手段の前記頭皮から射出される光に対する反射率を変化させ、前記頭皮から射出される光の第2の強度を検出する第3のステップと、
前記第1の強度と前記第2の強度から前記頭部内組織における物理量の変化を算出する第4のステップとを有する脳機能計測方法。
- [請求項6] 前記光は、近赤外光である請求項5に記載の脳機能計測方法。
- [請求項7] 前記頭部内組織における物理量は、前記頭部内組織を流れる血液中において酸素と結合若しくは離脱したヘモグロビン濃度である請求項5に記載の脳機能計測方法。

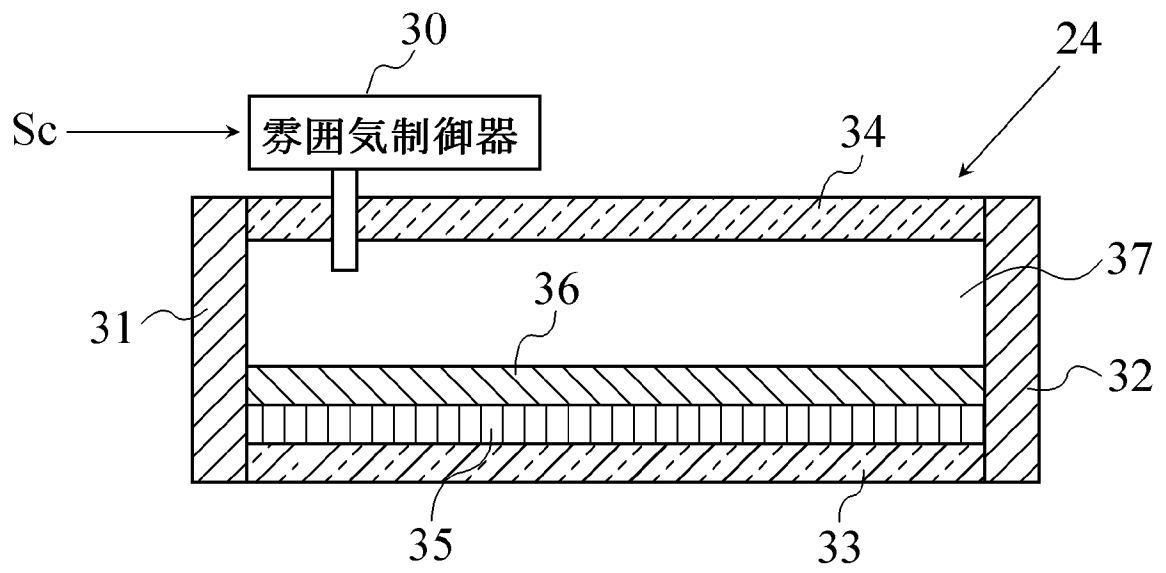
[図1]



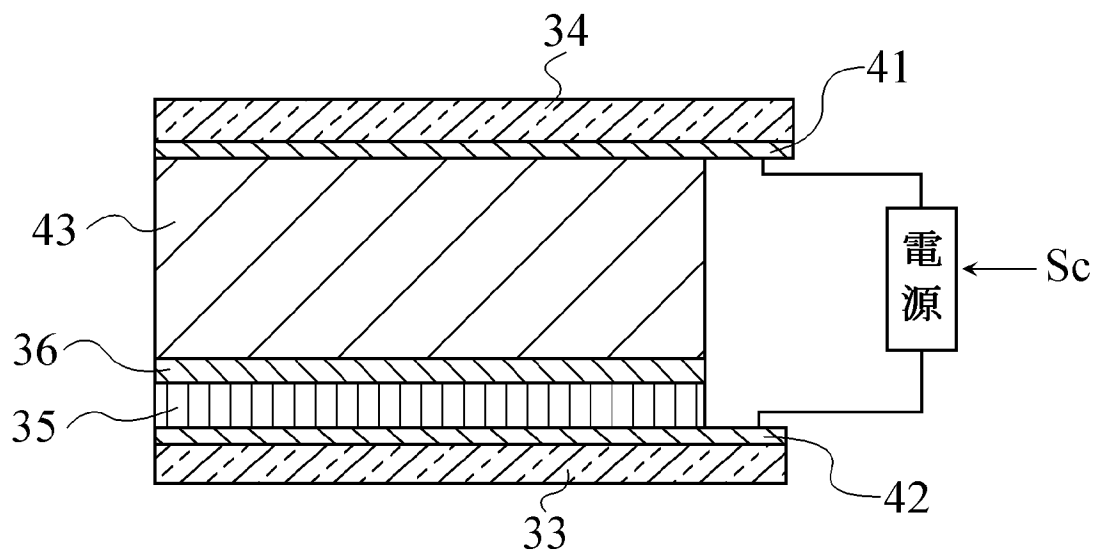
[図2]



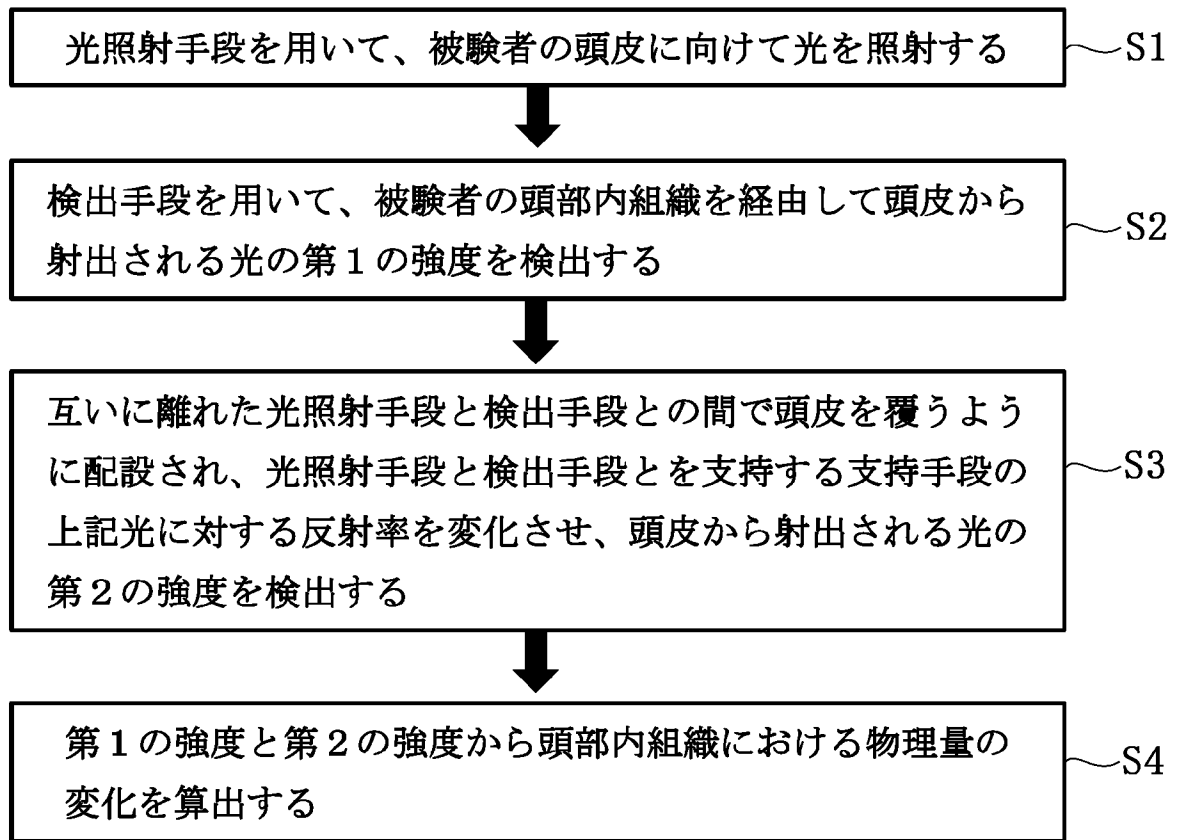
[図3]



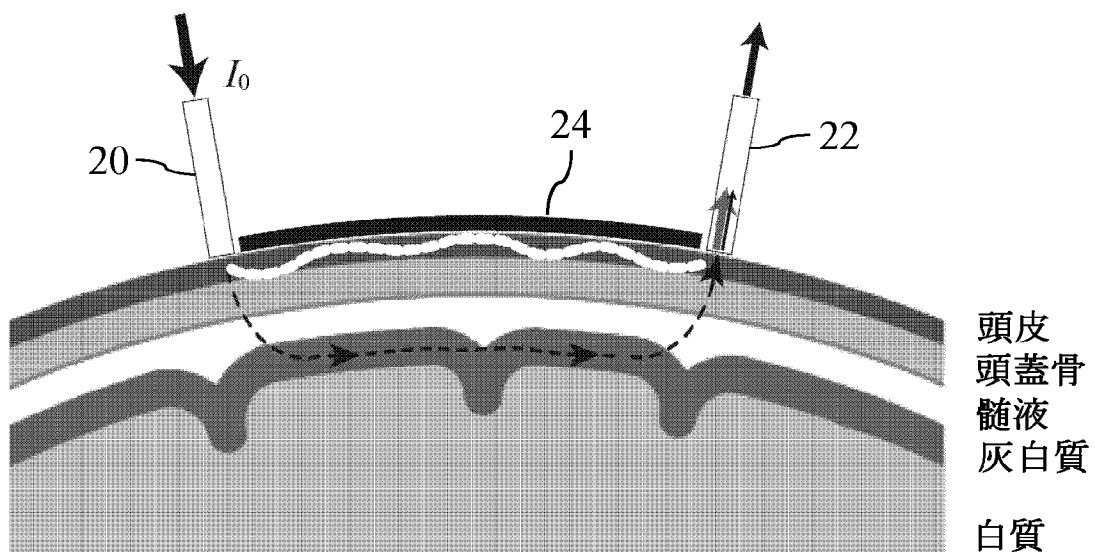
[図4]



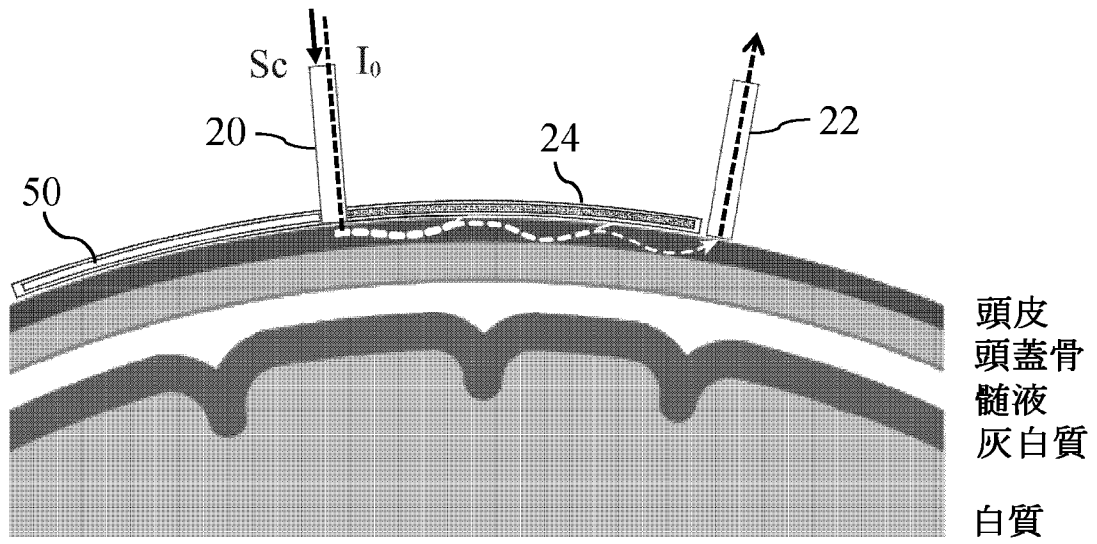
[図5]



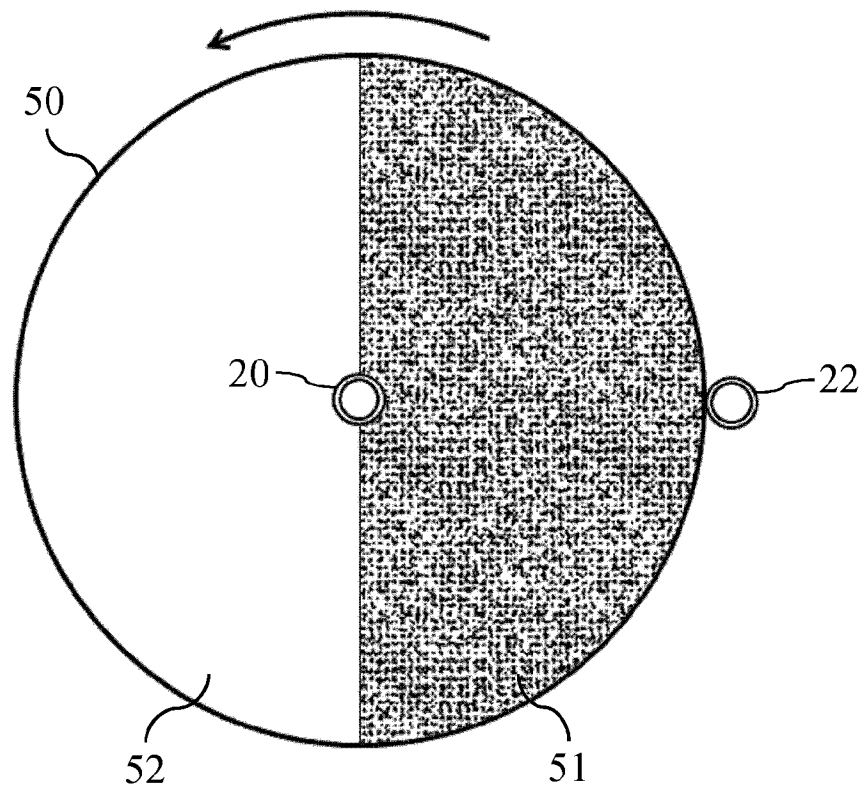
[図6]



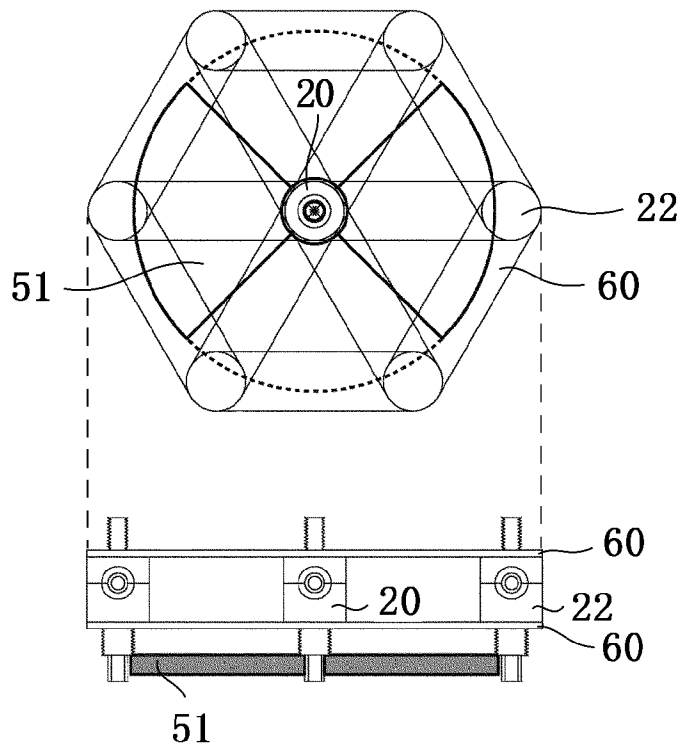
[図7]



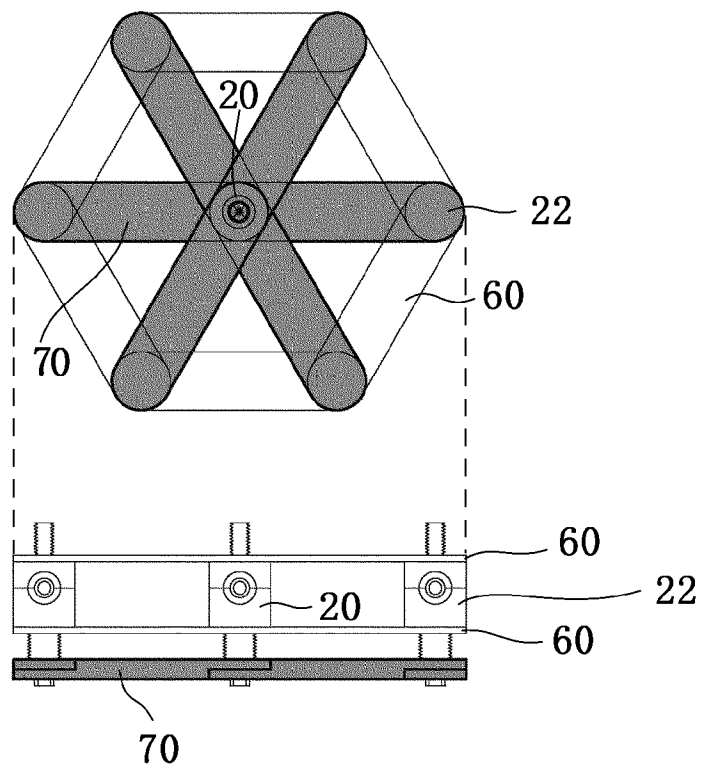
[図8]



[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/006858

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/1455(2006.01)i, A61B5/026(2006.01)i, 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)

A61B5/1455, A61B5/026, 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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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.
X	JP 2011-239863 A (Hitachi, Ltd.), 01 December 2011 (01.12.2011), paragraphs [0023] to [0049] (Family: none)	1-7
A	WO 03/063704 A1 (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 07 August 2003 (07.08.2003), page 15, line 12 to page 54, line 4 & US 2004/0152962 A1 paragraphs [0169] to [0349] & JP 2003-210465 A & JP 2003-310575 A & JP 2004-147787 A & EP 1396227 A1 & CN 1509154 A	1-7

☒ 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
01 May 2017 (01.05.17)

Date of mailing of the international search report
16 May 2017 (16.05.17)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/006858

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 2010-066747 A (National Institute of Advanced Industrial Science and Technology), 25 March 2010 (25.03.2010), paragraphs [0029] to [0104] & US 2010/0039692 A1 paragraphs [0042] to [0111]	1-7

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/1455(2006.01)i, A61B5/026(2006.01)i, 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（IPC））

Int.Cl. A61B5/1455, A61B5/026, 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	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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
X	JP 2011-239863 A（株式会社日立製作所） 2011.12.01, 段落[0023]-[0049] (ファミリーなし)	1-7
A	WO 03/063704 A1（松下電器産業株式会社） 2003.08.07, 第15頁第12行-第54頁第4行 & US 2004/0152962 A1, 段落[0169]-[0349] & JP 2003-210465 A & JP 2003-310575 A & JP 2004-147787 A & EP 1396227 A1 & CN 1509154 A	1-7

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

01.05.2017

国際調査報告の発送日

16.05.2017

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/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）

佐藤 高之

2Q

3604

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 2010-066747 A (独立行政法人産業技術総合研究所) 2010.03.25, 段落[0029]-[0104] & US 2010/0039692 A1, 段落[0042]-[0111]	1-7