

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/056137

発行日 令和1年7月4日 (2019. 7. 4)

(43) 国際公開日 平成30年3月29日 (2018. 3. 29)

| (51) Int.Cl. | F I | テーマコード (参考) |
|---------------------------------|---------------------|-------------|
| A 6 1 B 10/00 (2006.01) | A 6 1 B 10/00 H | 4 C 0 1 7 |
| A 6 1 B 5/1455 (2006.01) | A 6 1 B 5/1455 | 4 C 0 3 8 |
| A 6 1 B 5/026 (2006.01) | A 6 1 B 10/00 E | |
| | A 6 1 B 5/026 1 2 0 | |

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 39 頁)

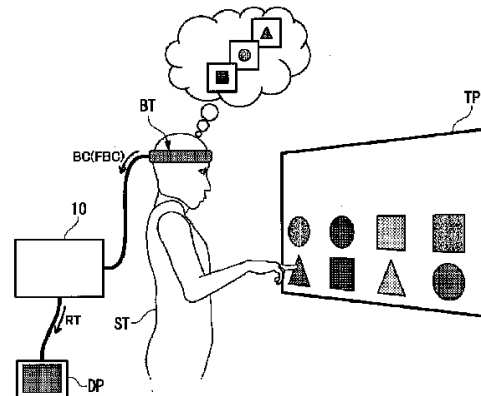
| | |
|---|--|
| 出願番号 特願2018-540996 (P2018-540996) | (71) 出願人 899000057 学校法人日本大学 東京都千代田区九段南四丁目8番24号 |
| (21) 国際出願番号 PCT/JP2017/033034 | (74) 代理人 100161207 弁理士 西澤 和純 |
| (22) 国際出願日 平成29年9月13日 (2017. 9. 13) | (74) 代理人 100175824 弁理士 小林 淳一 |
| (31) 優先権主張番号 特願2016-183437 (P2016-183437) | (74) 代理人 100126882 弁理士 五十嵐 光永 |
| (32) 優先日 平成28年9月20日 (2016. 9. 20) | (72) 発明者 柳沢 一機 東京都千代田区九段南四丁目8番24号 学校法人日本大学内 |
| (33) 優先権主張国 日本国 (JP) | (72) 発明者 網島 均 東京都千代田区九段南四丁目8番24号 学校法人日本大学内 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 病状判定装置、病状判定システム及び病状判定プログラム

(57) 【要約】

病状判定装置は、近赤外線を用いた光学測定によって被検体の脳の血流が測定された血流情報のうち、被検体の血流状態を変化させる負荷である第1負荷が被検体を与えられているタスク状態の血流情報である第1負荷血流情報と、第1負荷とは異なる負荷である第2負荷が被検体を与えられているコントロール状態の血流情報である第2負荷血流情報とに基づいて、分離度を算出する第1分離度算出部と、無負荷血流情報に基づいて、被検体の血流のヘモグロビン濃度変化の振幅を検出する振幅検出部と、無負荷血流情報に基づいて、被検体の血流のヘモグロビン濃度変化の位相を検出する位相検出部と、第1分離度算出部が算出する分離度と、振幅検出部が検出する振幅と、位相検出部が検出する位相とに基づいて、被検体の病状を判定する判定部と、を備える。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

近赤外線を用いた光学測定によって被検体の脳の血流が測定された血流情報のうち、前記被検体の血流状態を変化させる負荷である第 1 負荷が前記被検体に与えられているタスク状態の前記血流情報である第 1 負荷血流情報と、前記第 1 負荷とは異なる負荷である第 2 負荷が前記被検体に与えられているコントロール状態の前記血流情報である第 2 負荷血流情報とに基づいて、分離度を算出する第 1 分離度算出部と、

前記被検体に前記負荷が与えられていない状態の前記血流情報である無負荷血流情報に基づいて、前記被検体の前記血流のヘモグロビン濃度変化の振幅を検出する振幅検出部と

、
前記無負荷血流情報に基づいて、前記被検体の前記血流のヘモグロビン濃度変化の位相を検出する位相検出部と、

前記第 1 分離度算出部が算出する前記分離度と、前記振幅検出部が検出する前記振幅と、前記位相検出部が検出する前記位相とに基づいて、前記被検体の病状を判定する判定部と、

を備える病状判定装置。

【請求項 2】

近赤外線を用いた光学測定によって被検体の脳の血流が測定された血流情報のうち、前記被検体の血流状態を変化させる負荷である第 1 負荷が前記被検体に与えられているタスク状態の前記血流情報である第 1 負荷血流情報と、前記第 1 負荷とは異なる負荷である第 2 負荷が前記被検体に与えられているコントロール状態の前記血流情報である第 2 負荷血流情報とに基づいて、分離度を算出する第 1 分離度算出部と、

前記被検体に前記負荷が与えられていない状態の前記血流情報である無負荷血流情報に基づいて、前記被検体の前記血流のヘモグロビン濃度変化の振幅を検出する振幅検出部と

、
前記第 1 分離度算出部が算出する前記分離度と、前記振幅検出部が検出する前記振幅に基づいて、前記被検体の病状を判定する判定部と、

を備える病状判定装置。

【請求項 3】

前記振幅検出部は、

散布図の面積を用いて前記振幅を検出する

請求項 1 又は請求項 2 に記載の病状判定装置。

【請求項 4】

近赤外線を用いた光学測定によって被検体の脳の血流が測定された血流情報のうち、前記被検体の血流状態を変化させる負荷である第 1 負荷が前記被検体に与えられているタスク状態の前記血流情報である第 1 負荷血流情報と、前記第 1 負荷とは異なる負荷である第 2 負荷が前記被検体に与えられているコントロール状態の前記血流情報である第 2 負荷血流情報とに基づいて、分離度を算出する第 1 分離度算出部と、

前記被検体に前記負荷が与えられていない状態の前記血流情報である無負荷血流情報に基づいて、前記被検体の前記血流のヘモグロビン濃度変化の位相を検出する位相検出部と

、
前記第 1 分離度算出部が算出する前記分離度と、前記位相検出部が検出する前記位相とに基づいて、前記被検体の病状を判定する判定部と、

を備える病状判定装置。

【請求項 5】

前記位相検出部は、

ヒルベルト変換を用いて前記位相を検出する

請求項 1 又は請求項 4 に記載の病状判定装置。

【請求項 6】

前記第 1 分離度算出部が算出する前記分離度に、前記タスク状態と、前記コントロール

10

20

30

40

50

状態とに基づき重み係数を乗じた重み付き分離度を算出する第 2 分離度算出部
を更に備え

前記判定部は、

前記第 2 分離度算出部が算出する前記重み付き分離度に更に基づいて、前記被検体の病状を判定する

請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の病状判定装置。

【請求項 7】

前記血流情報は、

前記被検体の前頭前野背外側部の血流を測定した情報である

請求項 1 から請求項 6 のいずれか一項に記載の病状判定装置。

10

【請求項 8】

前記第 1 負荷血流情報に基づいて、前記被検体の前記血流のヘモグロビン濃度変化の振幅を検出する第 1 負荷振幅検出部

を更に備え、

前記判定部は、

前記第 1 負荷振幅検出部が検出した前記タスク状態における前記振幅に基づいて、前記被検体の病状を判定する、

請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載の病状判定装置。

【請求項 9】

前記タスク状態には、提示された提示情報を記憶する記憶状態と、前記記憶状態において記憶した前記提示情報に基づいて作業を行う作業状態とが含まれ、

20

前記第 1 負荷振幅検出部は、

前記記憶状態において取得された前記第 1 負荷血流情報に基づいて、前記被検体の前記血流のヘモグロビン濃度変化の振幅を検出し、

前記判定部は、

前記第 1 負荷振幅検出部が検出した前記記憶状態における前記振幅に基づいて、前記被検体の病状を判定する、

請求項 8 に記載の病状判定装置。

【請求項 10】

前記タスク状態には、提示された提示情報を記憶する記憶状態と、前記記憶状態において記憶した前記提示情報に基づいて作業を行う作業状態とが含まれ、

30

前記第 1 負荷振幅検出部は、

前記作業状態において取得された前記第 1 負荷血流情報に基づいて、前記被検体の前記血流のヘモグロビン濃度変化の振幅を検出し、

前記判定部は、

前記第 1 負荷振幅検出部が検出した前記作業状態における前記振幅に基づいて、前記被検体の病状を判定する、

請求項 8 又は請求項 9 に記載の病状判定装置。

【請求項 11】

前記第 2 負荷血流情報に基づいて、前記被検体の前記血流のヘモグロビン濃度変化の振幅を検出する第 2 負荷振幅検出部

40

を更に備え、

前記判定部は、

前記第 2 負荷振幅検出部が検出した前記コントロール状態における前記振幅に基づいて、前記被検体の病状を判定する、

請求項 1 から請求項 10 のいずれか一項に記載の病状判定装置。

【請求項 12】

請求項 1 から請求項 7 のうちいずれか一項に記載の病状判定装置と、

近赤外線を用いた光学測定によって前記被検体の脳の前記血流を測定し、前記血流を示す前記血流情報を入力する測定器と、

50

前記判定部が判定する前記被検体の病状を示す判定結果を表示する表示部と、
を備える病状判定システム。

【請求項 13】

コンピュータに、

近赤外線を用いた光学測定によって被検体の脳の血流を測定した血流情報のうち、前記被検体の血流状態を変化させる負荷である第1負荷が前記被検体に与えられているタスク状態の前記血流情報である第1負荷血流情報と、前記第1負荷とは異なる負荷である第2負荷が前記被検体に与えられているコントロール状態の前記血流情報である第2負荷血流情報とに基づいて、分離度を算出する第1分離度算出ステップと、

前記被検体に前記負荷が与えられていない状態の前記血流情報である無負荷血流情報に基づいて、前記被検体の前記血流のヘモグロビン濃度変化の振幅を検出する振幅検出ステップと、

前記無負荷血流情報に基づいて、前記被検体の前記血流のヘモグロビン濃度変化の位相を検出する位相検出ステップと、

前記第1分離度算出ステップが算出する前記分離度と、前記振幅検出ステップが検出する前記振幅と、前記位相検出ステップが検出する前記位相とに基づいて、前記被検体の病状を判定する判定ステップと、

を実行させるための病状判定プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、病状判定装置、病状判定システム及び病状判定プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、脳を活動させるための課題を与えているときに測定された被検体の定められた脳部位における血流の情報に基づいて、当該血流の特徴量を抽出し、認知機能障害の判定する技術が知られている（例えば、特許文献1）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】国際公開第2012/165602号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、従来の技術では、脳機能の障害に関する病状を判定する際、脳機能に障害があることが予め診断されている複数の被検体の血流の情報と、脳機能に障害がないことが予め診断されている複数の被検体の血流の情報とに基づいて、判定基準を設定することが求められる場合があった。

本発明は、上記問題に鑑みて為されたものであり、簡素な構成によって被検体の脳機能の障害に関する病状を判定する仕組み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】

【0005】

本発明の一態様は、近赤外線を用いた光学測定によって被検体の脳の血流が測定された血流情報のうち、前記被検体の血流状態を変化させる負荷である第1負荷が前記被検体に与えられているタスク状態の前記血流情報である第1負荷血流情報と、前記第1負荷とは異なる負荷である第2負荷が前記被検体に与えられているコントロール状態の前記血流情報である第2負荷血流情報とに基づいて、分離度を算出する第1分離度算出部と、前記被検体に前記負荷が与えられていない状態の前記血流情報である無負荷血流情報に基づいて、前記被検体の前記血流のヘモグロビン濃度変化の振幅を検出する振幅検出部と、前記無負荷血流情報に基づいて、前記被検体の前記血流のヘモグロビン濃度変化の位相を検出す

10

20

30

40

50

る位相検出部と、前記第1分離度算出部が算出する前記分離度と、前記振幅検出部が検出する前記振幅と、前記位相検出部が検出する前記位相とに基づいて、前記被検体の病状を判定する判定部と、を備える病状判定装置である。

【0006】

また、本発明の一態様は、近赤外線を用いた光学測定によって被検体の脳の血流が測定された血流情報のうち、前記被検体の血流状態を変化させる負荷である第1負荷が前記被検体に与えられているタスク状態の前記血流情報である第1負荷血流情報と、前記第1負荷とは異なる負荷である第2負荷が前記被検体に与えられているコントロール状態の前記血流情報である第2負荷血流情報とに基づいて、分離度を算出する第1分離度算出部と、前記被検体に前記負荷が与えられていない状態の前記血流情報である無負荷血流情報に基づいて、前記被検体の前記血流のヘモグロビン濃度変化の振幅を検出する振幅検出部と、前記第1分離度算出部が算出する前記分離度と、前記振幅検出部が検出する前記振幅に基づいて、前記被検体の病状を判定する判定部と、を備える病状判定装置である。

10

【0007】

また、本発明の一態様の病状判定装置において、前記振幅検出部は、散布図の面積を用いて前記振幅を検出する。

【0008】

また、本発明の一態様は、近赤外線を用いた光学測定によって被検体の脳の血流が測定された血流情報のうち、前記被検体の血流状態を変化させる負荷である第1負荷が前記被検体に与えられているタスク状態の前記血流情報である第1負荷血流情報と、前記第1負荷とは異なる負荷である第2負荷が前記被検体に与えられているコントロール状態の前記血流情報である第2負荷血流情報とに基づいて、分離度を算出する第1分離度算出部と、前記被検体に前記負荷が与えられていない状態の前記血流情報である無負荷血流情報に基づいて、前記被検体の前記血流のヘモグロビン濃度変化の位相を検出する位相検出部と、前記第1分離度算出部が算出する前記分離度と、前記位相検出部が検出する前記位相とに基づいて、前記被検体の病状を判定する判定部と、を備える病状判定装置である。

20

【0009】

また、本発明の一態様の病状判定装置において、前記位相検出部は、ヒルベルト変換を用いて前記位相を検出する。

【0010】

また、本発明の一態様の病状判定装置において、前記第1分離度算出部が算出する前記分離度に、前記タスク状態と、前記コントロール状態とに基づく重み係数を乗じた重み付き分離度を算出する第2分離度算出部を更に備え前記判定部は、前記第2分離度算出部が算出する前記重み付き分離度に更に基づいて、前記被検体の病状を判定する。

30

【0011】

また、本発明の一態様の病状判定装置において、前記血流情報は、前記被検体の前頭前野背外側部の血流を測定した情報である。

【0012】

また、本発明の一態様の病状判定装置は、前記第1負荷血流情報に基づいて、前記被検体の前記血流のヘモグロビン濃度変化の振幅を検出する第1負荷振幅検出部を更に備え、前記判定部は、前記第1負荷振幅検出部が検出した前記タスク状態における前記振幅に基づいて、前記被検体の病状を判定する。

40

【0013】

また、本発明の一態様の病状判定装置は、前記タスク状態には、提示された提示情報を記憶する記憶状態と、前記記憶状態において記憶した前記提示情報に基づいて作業を行う作業状態とが含まれ、前記第1負荷振幅検出部は、前記記憶状態において取得された前記第1負荷血流情報に基づいて、前記被検体の前記血流のヘモグロビン濃度変化の振幅を検出し、前記判定部は、前記第1負荷振幅検出部が検出した前記記憶状態における前記振幅に基づいて、前記被検体の病状を判定する。

【0014】

50

また、本発明の一態様の病状判定装置において、前記タスク状態には、提示された提示情報を記憶する記憶状態と、前記記憶状態において記憶した前記提示情報に基づいて作業を行う作業状態とが含まれ、前記第1負荷振幅検出部は、前記作業状態において取得された前記第1負荷血流情報に基づいて、前記被検体の前記血流のヘモグロビン濃度変化の振幅を検出し、前記判定部は、前記第1負荷振幅検出部が検出した前記作業状態における前記振幅に基づいて、前記被検体の病状を判定する。

【0015】

また、本発明の一態様の病状判定装置は、前記第2負荷血流情報に基づいて、前記被検体の前記血流のヘモグロビン濃度変化の振幅を検出する第2負荷振幅検出部を更に備え、前記判定部は、前記第2負荷振幅検出部が検出した前記コントロール状態における前記振幅に基づいて、前記被検体の病状を判定する。

10

【0016】

また、本発明の一態様は、上記に記載の病状判定装置と、近赤外線を用いた光学測定によって前記被検体の脳の前記血流を測定し、前記血流を示す前記血流情報を出力する測定器と、前記判定部が判定する前記被検体の病状を示す判定結果を表示する表示部と、を備える病状判定システムである。

【0017】

また、本発明の一態様は、コンピュータに、近赤外線を用いた光学測定によって被検体の脳の前記血流を測定した血流情報のうち、前記被検体の血流状態を変化させる負荷である第1負荷が前記被検体に与えられているタスク状態の前記血流情報である第1負荷血流情報と、前記第1負荷とは異なる負荷である第2負荷が前記被検体に与えられているコントロール状態の前記血流情報である第2負荷血流情報とに基づいて、分離度を算出する第1分離度算出ステップと、前記被検体に前記負荷が与えられていない状態の前記血流情報である無負荷血流情報に基づいて、前記被検体の前記血流のヘモグロビン濃度変化の振幅を検出する振幅検出ステップと、前記無負荷血流情報に基づいて、前記被検体の前記血流のヘモグロビン濃度変化の位相を検出する位相検出ステップと、前記第1分離度算出ステップが算出する前記分離度と、前記振幅検出ステップが検出する前記振幅と、前記位相検出ステップが検出する前記位相とに基づいて、前記被検体の病状を判定する判定ステップと、を実行させるための病状判定プログラムである。

20

【発明の効果】

30

【0018】

本発明によれば、簡素な構成によって被検体の脳機能の障害に関する病状を判定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】被検体のタスク状態における血流測定の一例を示す図である。

【図2】被検体のコントロール状態における血流測定の一例を示す図である。

【図3】各状態に応じた健常者の酸素化ヘモグロビン濃度の経時変化を示すグラフである。

【図4】各状態に応じた非健常者の酸素化ヘモグロビン濃度の経時変化を示すグラフである。

40

【図5】実施形態の病状判定システムの構成の一例を示す図である。

【図6】実施形態の血流情報の分散を示す散布図の一例を示す第1の図である。

【図7】実施形態の血流情報の分散を示す散布図の一例を示す第2の図である。

【図8】実施形態の血流情報の振幅を示す散布図の一例を示す第1の図である。

【図9】実施形態の血流情報の振幅を示す散布図の一例を示す第2の図である。

【図10】実施形態の血流情報のうち、無負荷血流情報の経時変化の一例を示す第1の図である。

【図11】実施形態の血流情報のうち、無負荷血流情報の経時変化の一例を示す第2の図である。

50

【図 1 2】実施形態の判定部が被検体を判定する判定基準の一例を示す表である。

【図 1 3】実施形態の病状判定装置の動作の一例を示す流れ図である。

【図 1 4 A】変形例 1 の各状態に応じた健常者の血流情報の経時変化の一例を示すグラフである。

【図 1 4 B】変形例 1 の血流情報に含まれる第 1 負荷血流情報及び第 2 負荷血流情報の分散を示す散布図である。

【図 1 5 A】変形例 1 の各状態に応じた非健常者の血流情報の経時変化の一例を示すグラフである。

【図 1 5 B】変形例 1 の血流情報に含まれる第 1 負荷血流情報及び第 2 負荷血流情報の分散を示す散布図である。

【図 1 6】変形例 1 の病状判定システムの構成の一例を示す図である。

【図 1 7 A】変形例 1 の加点が加算される場合のプロットの位置を示す図である。

【図 1 7 B】変形例 1 の減点が加算される場合のプロットの位置を示す図である。

【図 1 8】変形例 2 のタスク状態 T K C の一例を示す図である。

【図 1 9】変形例 2 の記憶状態における健常者の血流情報の一例を示す図である。

【図 2 0】変形例 2 の記憶状態における健常者の血流情報の他の例を示す図である。

【図 2 1】変形例 2 の記憶状態における非健常者の血流情報の一例を示す図である。

【図 2 2】変形例 2 の記憶状態における非健常者の血流情報の他の例を示す図である。

【図 2 3】変形例 2 の作業状態における健常者の血流情報の一例を示す図である。

【図 2 4】変形例 2 の作業状態における健常者の血流情報の他の例を示す図である。

【図 2 5】変形例 2 の作業状態における非健常者の血流情報の一例を示す図である。

【図 2 6】変形例 2 の作業状態における非健常者の血流情報の他の例を示す図である。

【図 2 7】変形例 2 のコントロール状態における健常者の血流情報の一例を示す図である。

【図 2 8】変形例 2 のコントロール状態における健常者の血流情報の他の例を示す図である。

【図 2 9】変形例 2 のコントロール状態における非健常者の血流情報の一例を示す図である。

【図 3 0】変形例 2 のコントロール状態における非健常者の血流情報の他の例を示す図である。

【図 3 1】変形例 2 の病状判定システムの構成の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

[実施形態]

以下、図を参照して本発明の実施形態について説明する。

【0021】

<被検体の血流の測定について：タスク状態>

図 1 は、被検体 S T のタスク状態 T K C における血流測定の一例を示す図である。

被検体 S T は、頭部に測定器 B T を装着した状態で当該被検体 S T の血流の状態（以下、血流状態）を変化させる所定の作業を行う。被検体 S T とは、脳機能の障害に関する病状を判定される対象者である。

測定器 B T とは、近赤外を用いた光学測定によって被検体 S T の血流を測定する装置である。測定器 B T は、例えば、近赤外線分光分析法の酸素計（以下、脳 N I R S 計）である。測定器 B T は、近赤外光を被検体 S T に照射し、被検体 S T 内部を透過した近赤外光を受光素子によって検出する。測定器 B T は、照射する近赤外光と、検出する近赤外光との差に基づいて、血中に含まれる酸素化ヘモグロビン濃度及び脱酸素化ヘモグロビン濃度のうち、少なくとも一方を測定する。一般に、脳の活動が活発である脳の部位には、当該活動に伴い消費された酸素が補給されるため、血流が増加する。この場合、血流が増加することに伴い、血中に含まれる酸素化ヘモグロビン濃度が上昇する。したがって、血中に含まれる酸素化ヘモグロビン濃度の変化は、被検体 S T の血流の変化を示す。この一例

10

20

30

40

50

では、測定器 B T は、血中に含まれる酸素化ヘモグロビン濃度を測定する。測定器 B T は、血中に含まれる酸素化ヘモグロビン濃度を所定の時間間隔によって取得し、当該酸素化ヘモグロビン濃度変化を測定する。これにより、測定器 B T は、被検体 S T の血流の変化を測定する。所定の間隔とは、測定器 B T が被検体 S T の血中に含まれる酸素化ヘモグロビン濃度を測定する間隔である。

【 0 0 2 2 】

なお、測定器 B T は、血中の酸素化ヘモグロビン濃度を測定する構成に代えて、血中の脱酸素化ヘモグロビン濃度を測定する構成であってもよい。ここで、血中の酸素化ヘモグロビン濃度の変化に応じて脱酸素化ヘモグロビン濃度が変化する。具体的には、酸素化ヘモグロビン濃度が上昇することに応じて、脱酸素化ヘモグロビン濃度が減少する。したがって、測定器 B T は、血中に含まれる脱酸素化ヘモグロビン濃度を測定することにより、被検体 S T の血流を測定する。

10

【 0 0 2 3 】

この一例では、被検体 S T は、前頭前野背外側部の血流を測定するように測定器 B T を装着する。具体的には、被検体 S T は、当該被検体 S T の前頭前野背外側部の血流を測定するように測定器 B T を装着する。測定器 B T は、被検体 S T の血流を測定する。また、測定器 B T は、病状判定装置 1 0 と通信可能に接続されており、測定した血流を示す血流情報 B C を病状判定装置 1 0 に供給する。この場合、血流情報 B C は、被検体 S T の前頭前野背外側部の血流を測定した情報である。具体的には、血流情報 B C は、被検体 S T の前頭前野背外側部の酸素化ヘモグロビン濃度を測定した測定結果を示す情報である。

20

【 0 0 2 4 】

ここで、被検体 S T の血流状態を変化させる所定の作業とは、被検体 S T が提示された情報を記憶し、当該記憶する情報に基づいて行う作業である。以降の説明において、提示された情報を被検体 S T が記憶し、当該記憶する情報に基づいて被検体 S T が行う作業をタスク T K と記載する。また、タスク T K を行う被検体 S T の状態をタスク状態 T K C と記載する。また、提示された情報を、提示情報と記載する。図 1 に示す通り、タスク T K は、例えば、複数の色及び複数の形状によって示される複数個の見本図形を、ある時間だけ提示され、記憶した後、タッチパネル T P に表示される様々な図形のうち、当該記憶した見本図形と一致する図形を選択する作業である。被検体 S T は、タスク T K を行うタスク状態 T K C において、血流状態が変化する。具体的には、タスク T K を行うことにより、被検体 S T の脳には負荷が与えられた状態となり、被検体 S T の脳の血流は、負荷が与えられていない場合と比較して増加する。測定器 B T は、タスク状態 T K C である被検体 S T の脳の血流を測定し、当該血流を示す酸素化ヘモグロビン濃度の変化を病状判定装置 1 0 に供給する。以降の説明において、被検体 S T がタスク状態 T K C の酸素化ヘモグロビン濃度の変化を第 1 負荷血流情報 F B C と記載する。つまり、測定器 B T は、タスク状態 T K C の酸素化ヘモグロビン濃度の変化（この一例では、第 1 負荷血流情報 F B C ）を所定の時間毎に病状判定装置 1 0 に供給する。

30

【 0 0 2 5 】

< 被検体の血流の測定について：コントロール状態 >

図 2 は、被検体 S T のコントロール状態 C L C における血流測定の一例を示す図である。

40

被検体 S T は、頭部に測定器 B T を装着した状態で当該被検体 S T の血流状態を変化させる所定の作業であって、タスク T K とは異なる作業を行う。

ここで、当該被検体 S T の血流状態を変化させる所定の作業であって、タスク T K とは異なる作業とは、提示される情報に基づいて被検体 S T が行う作業である。以降の説明において、提示される情報に基づいて被検体 S T が行う作業をコントロール C L と記載する。また、コントロール C L を行う被検体 S T の状態をコントロール状態 C L C と記載する。図 1 に示す通り、コントロール C L は、例えば、タッチパネル T P に表示される様々な図形のうち、当該タッチパネル T P に同時に表示される複数の色及び複数の形状によって示される複数個の見本図形と一致する図形を選択する作業である。被検体 S T は、コント

50

ロールＣＬを行うコントロール状態ＣＬＣにおいて、血流状態が変化する。具体的には、コントロールＣＬを行うことにより、被検体ＳＴの脳には負荷が与えられ、被検体ＳＴの脳の血流は、負荷が与えられていない場合と比較して増加する。

なお、コントロールＣＬは、被検体ＳＴが提示される情報に基づいて行う作業に代えて、タスクＴＫよりも被検体ＳＴの脳の負荷が軽い作業であれば、他の作業であってもよい。

測定器ＢＴは、コントロール状態ＣＬＣの被検体ＳＴの脳の血流を測定し、当該血流を示す血流情報ＢＣを病状判定装置１０に供給する。以降の説明において、被検体ＳＴがコントロール状態ＣＬＣの酸素化ヘモグロビン濃度の変化を第２負荷血流情報ＳＢＣと記載する。つまり、測定器ＢＴは、コントロール状態ＣＬＣの酸素化ヘモグロビン濃度の変化（この一例では、第２負荷血流情報ＳＢＣ）を所定の時間毎に病状判定装置１０に供給する。

10

また、以降の説明において、タスクＴＫと、コントロールＣＬとを総称して負荷と記載する。ここで、タスクＴＫとは、第１負荷の一例である。また、コントロールＣＬとは、第２負荷の一例である。

【００２６】

<被検体の血流の測定について：無負荷状態>

また、測定器ＢＴは、被検体ＳＴに上述した負荷が与えられていない脳の血流を測定する。以降の説明において、被検体ＳＴに負荷が与えられていない状態をレスト状態ＲＴＣと記載する。測定器ＢＴは、被検体ＳＴがレスト状態ＲＴＣの脳の血流を測定し、当該血流を示す血流情報ＢＣを病状判定装置１０に供給する。以降の説明において、血流情報ＢＣのうち、被検体ＳＴがレスト状態ＲＴＣの血流情報ＢＣを無負荷血流情報ＮＢＣと記載する。したがって、測定器ＢＴは、レスト状態ＲＴＣの酸素化ヘモグロビン濃度の変化（この一例では、無負荷血流情報ＮＢＣ）を所定の時間毎に病状判定装置１０に供給する。

20

【００２７】

<各状態に応じた被検体の血流情報の変化について：健常者の場合>

以下、図３を参照して、各状態に応じた健常者ＨＰの血流の変化について説明する。

図３は、各状態に応じた健常者ＨＰの酸素化ヘモグロビン濃度の経時変化を示すグラフである。

【００２８】

健常者ＨＰとは、脳機能に障害がない又は脳機能の障害が軽度である被検体ＳＴである。図３に示す通り、レスト状態ＲＴＣ、タスク状態ＴＫＣ及びコントロール状態ＣＬＣの各状態における健常者ＨＰの血流情報ＢＣ（以下、血流情報ＢＣ１）の経時変化が波形ＷＨ１によって示される。

30

図３に示す波形ＷＨ１は、測定器ＢＴが測定するタスクＴＫ及びコントロールＣＬが与えられた状態と、負荷が与えられない状態との健常者ＨＰの酸素化ヘモグロビン濃度の経時変化（この一例では、測定開始から時刻 t_6 までの血流情報ＢＣ１の経時変化）を示す波形である。図３のグラフの横軸は、時間の経過を示し、縦軸は、健常者ＨＰの酸素化ヘモグロビン濃度を示す。

健常者ＨＰには、脳機能の障害に関する病状の判定をするため、健常者ＨＰの状態が種々の状態となるように負荷が与えられる。具体的には、健常者ＨＰは、レスト状態ＲＴＣから、１回目のタスク状態ＴＫＣであるタスク状態ＴＫＣ１、１回目のコントロール状態ＣＬＣであるコントロール状態ＣＬＣ１、２回目のタスク状態ＴＫＣであるタスク状態ＴＫＣ２、２回目のコントロール状態ＣＬＣであるコントロール状態ＣＬＣ２、３回目のタスク状態ＴＫＣであるタスク状態ＴＫＣ３の順序に当該健常者ＨＰの状態が遷移するように負荷が与えられる。

40

【００２９】

図３に示す通り、健常者ＨＰの状態は、血流の測定開始から所定時間 d_{t11} が経過する時刻 t_1 までの間、レスト状態ＲＴＣである。所定時間 d_{t11} は、健常者ＨＰの血流状態に変化が生じないように、健常者ＨＰがリラックスする時間である。具体的には、所

50

定時間 $d t 1 1$ とは、例えば、3分程度の時間である。

また、健常者 $H P$ の状態は、時刻 $t 1$ から所定時間 $d t 2 1$ が経過する時刻 $t 2$ までの間、タスク状態 $T K C 1$ である。所定時間 $d t 2 1$ は、健常者 $H P$ にタスク $T K$ が与えられる時間である。所定時間 $d t 2 1$ とは、例えば、25 ~ 40秒程度の時間である。具体的には、所定時間 $d t 2 1$ のうち、初めの10 ~ 25秒は、健常者 $H P$ が提示された情報を記憶する時間であって、後の15秒は、健常者 $H P$ が記憶する情報に基づいて作業する時間である。

また、健常者 $H P$ の状態は、時刻 $t 2$ から所定時間 $d t 2 2$ が経過する時刻 $t 3$ までの間、コントロール状態 $C L C 1$ である。所定時間 $d t 2 2$ は、健常者 $H P$ にコントロール $C L$ が与えられる時間である。所定時間 $d t 2 2$ とは、例えば、15秒程度の時間である。

また、健常者 $H P$ の状態は、時刻 $t 3$ から所定時間 $d t 2 1$ が経過する時刻 $t 4$ までの間、タスク状態 $T K C 2$ である。また、健常者 $H P$ の状態は、時刻 $t 4$ から所定時間 $d t 2 2$ が経過する時刻 $t 5$ までの間、コントロール状態 $C L C 2$ である。また、健常者 $H P$ の状態は、時刻 $t 5$ から所定時間 $d t 2 1$ が経過する時刻 $t 6$ までの間、タスク状態 $T K C 3$ である。

【0030】

測定器 $B T$ は、被検体 $S T$ の各状態の血流を所定の時間毎に測定する。測定器 $B T$ は、被検体 $S T$ の各状態の血流を示す血流情報 $B C$ を病状判定装置 10 に供給する。

この一例では、測定器 $B T$ は、健常者 $H P$ の酸素化ヘモグロビン濃度の変化を示す血流情報 $B C 1$ を病状判定装置 10 に供給する。血流情報 $B C 1$ には、レスト状態 $R T C$ の健常者 $H P$ の酸素化ヘモグロビン濃度の変化を示す無負荷血流情報 $N B C 1$ が含まれる。また、血流情報 $B C 1$ には、タスク状態 $T K C 1$ の健常者 $H P$ の酸素化ヘモグロビン濃度の変化を示す第1負荷血流情報 $F B C 1 1$ が含まれる。また、血流情報 $B C 1$ には、コントロール状態 $C L C 1$ の健常者 $H P$ の酸素化ヘモグロビン濃度の変化を示す第2負荷血流情報 $S B C 1 1$ が含まれる。また、血流情報 $B C 1$ には、タスク状態 $T K C 2$ の健常者 $H P$ の酸素化ヘモグロビン濃度の変化を示す第1負荷血流情報 $F B C 1 2$ が含まれる。また、血流情報 $B C 1$ には、コントロール状態 $C L C 2$ の健常者 $H P$ の酸素化ヘモグロビン濃度の変化を示す第2負荷血流情報 $S B C 1 2$ が含まれる。また、血流情報 $B C 1$ には、タスク状態 $T K C 3$ の健常者 $H P$ の酸素化ヘモグロビン濃度の変化を示す第1負荷血流情報 $F B C 1 3$ が含まれる。

図3に示す波形 $W H 1$ のうち、測定開始から時刻 $t 1$ までの波形は、無負荷血流情報 $N B C 1$ の経時変化を示す波形である。また、波形 $W H 1$ のうち、時刻 $t 1$ から時刻 $t 2$ までの波形は、第1負荷血流情報 $F B C 1 1$ の経時変化を示す波形である。また、波形 $W H 1$ のうち、時刻 $t 2$ から時刻 $t 3$ までの波形は、第2負荷血流情報 $S B C 1 1$ の経時変化を示す波形である。また、波形 $W H 1$ のうち、時刻 $t 3$ から時刻 $t 4$ までの波形は、第1負荷血流情報 $F B C 1 2$ の経時変化を示す波形である。また、時刻 $t 4$ から時刻 $t 5$ までの波形は、第2負荷血流情報 $S B C 1 2$ の経時変化を示す波形である。また、時刻 $t 5$ から時刻 $t 6$ までの波形は、第1負荷血流情報 $F B C 1 3$ の経時変化を示す波形である。

【0031】

図3に示す通り、波形 $W H 1$ が示す健常者 $H P$ の酸素化ヘモグロビン濃度は、レスト状態 $R T C$ において、大きな変化がみられない。また、健常者 $H P$ の酸素化ヘモグロビン濃度は、タスク状態 $T K C$ において酸素化ヘモグロビン濃度が上昇することを示す。また、健常者 $H P$ の酸素化ヘモグロビン濃度は、コントロール状態 $C L C$ において酸素化ヘモグロビン濃度が減少することを示す。したがって、健常者 $H P$ の血流情報 $B C 1$ を示す波形 $W H 1$ は、測定開始から時刻 $t 1$ までの間、大きく変化せず、時刻 $t 1$ から時刻 $t 2$ まで上昇し、時刻 $t 2$ から時刻 $t 3$ まで減少し、時刻 $t 3$ から時刻 $t 4$ まで上昇し、時刻 $t 4$ から時刻 $t 5$ まで減少し、時刻 $t 5$ から時刻 $t 6$ まで上昇することを示す。

以降の説明において、被検体 $S T$ の状態を上述した順序及び時間によって変化させる状態の変化の構成を試験状態と記載する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 2 】

< 各状態に応じた被検体の血流情報の変化について：非健常者の場合 >

以下、図 4 を参照して、各状態に応じた非健常者 S P の血流の変化について説明する。

図 4 は、各状態に応じた非健常者 S P の酸素化ヘモグロビン濃度の経時変化を示すグラフである。

【 0 0 3 3 】

非健常者 S P とは、脳機能の障害がある又は脳機能の障害が重度である被検体 S T である。例えば、非健常者 S P は、Autistic Spectrum Disorders (以下、ASD (自閉症スペクトラム、アスペルガー症候群)) の障害がある、又は認知症の障害がある被検体 S T である。図 4 に示す通り、レスト状態 R T C、タスク状態 T K C 及びコントロール状態 C L C の各状態における非健常者 S P の酸素化ヘモグロビン濃度 (以下、血流情報 B C 2) の経時変化が波形 W S 1 によって示される。

図 4 に示す波形 W S 1 は、測定器 B T が測定するタスク T K 及びコントロール C L が与えられた状態と、負荷が与えられない状態との非健常者 S P の酸素化ヘモグロビン濃度の経時変化 (この一例では、測定開始から時刻 t 6 までの血流情報 B C 2 の経時変化) を示す波形である。図 4 のグラフの横軸は、時間の経過を示し、縦軸は、非健常者 S P の酸素化ヘモグロビン濃度を示す。

非健常者 S P には、脳機能の障害に関する病状の判定をするため、非健常者 S P の状態が種々の状態となるように負荷が与えられる。測定器 B T は、非健常者 S P が上述した試験状態と同様の状態に遷移する際の血流情報 B C 2 を測定する。

【 0 0 3 4 】

上述したように、測定器 B T は、被検体 S T の各状態の血流を測定し、各状態の血流を示す血流情報 B C を病状判定装置 1 0 に供給する。

この一例では、測定器 B T は、非健常者 S P の酸素化ヘモグロビン濃度の変化を示す血流情報 B C 2 を病状判定装置 1 0 に供給する。血流情報 B C 2 には、レスト状態 R T C の非健常者 S P の酸素化ヘモグロビン濃度の変化を示す無負荷血流情報 N B C 2 が含まれる。また、血流情報 B C 2 には、タスク状態 T K C 1 の非健常者 S P の酸素化ヘモグロビン濃度の変化を示す第 1 負荷血流情報 F B C 2 1 が含まれる。また、血流情報 B C 2 には、コントロール状態 C L C 1 の非健常者 S P の酸素化ヘモグロビン濃度の変化を示す第 2 負荷血流情報 S B C 2 1 が含まれる。また、血流情報 B C 2 には、タスク状態 T K C 2 の非健常者 S P の酸素化ヘモグロビン濃度の変化を示す第 1 負荷血流情報 F B C 2 2 が含まれる。また、血流情報 B C 2 には、コントロール状態 C L C 2 の非健常者 S P の酸素化ヘモグロビン濃度の変化を示す第 2 負荷血流情報 S B C 2 2 が含まれる。また、血流情報 B C 2 には、タスク状態 T K C 3 の非健常者 S P の酸素化ヘモグロビン濃度の変化を示す第 1 負荷血流情報 F B C 2 3 が含まれる。

図 4 に示す波形 W S のうち、測定開始から時刻 t 1 までの波形は、無負荷血流情報 N B C 2 の経時変化を示す波形である。また、波形 W S のうち、時刻 t 1 から時刻 t 2 までの波形は、第 1 負荷血流情報 F B C 2 1 の経時変化を示す波形である。また、波形 W S のうち、時刻 t 2 から時刻 t 3 までの波形は、第 2 負荷血流情報 S B C 2 1 の経時変化を示す波形である。また、波形 W S のうち、時刻 t 3 から時刻 t 4 までの波形は、第 1 負荷血流情報 F B C 2 2 の経時変化を示す波形である。また、時刻 t 4 から時刻 t 5 までの波形は、第 2 負荷血流情報 S B C 2 2 の経時変化を示す波形である。また、時刻 t 5 から時刻 t 6 までの波形は、第 1 負荷血流情報 F B C 2 3 の経時変化を示す波形である。

【 0 0 3 5 】

図 4 に示す通り、波形 W S 1 が示す非健常者 S P の酸素化ヘモグロビン濃度の経時変化は、レスト状態 R T C において、大きく変化することを示す。また、非健常者 S P の酸素化ヘモグロビン濃度の経時変化は、タスク状態 T K C 及びコントロール状態 C L C の変化と相関がないことを示す。

【 0 0 3 6 】

< 病状判定装置の判定の概要について >

病状判定装置 10 は、測定器 B T から血流情報 B C である無負荷血流情報 N B C、第 1 負荷血流情報 F B C 及び第 2 負荷血流情報 S B C を取得する。病状判定装置 10 は、取得した情報と、健常者 H P 及び非健常者 S P における各状態と血流情報 B C との傾向の違いに基づいて、被検体 S T の脳機能の障害に関する病状を判定する装置である。また、以降の説明において、病状判定装置 10 は、被検体 S T に上述した試験状態によって取得した血流情報 B C に基づいて、被検体 S T の脳機能の障害に関する病状を判定する場合について説明する。

また、図 1 及び図 2 に示す通り、病状判定装置 10 は、被検体 S T の脳機能の障害に関する病状を判定した判定結果 R T を表示部 D P に表示する。

【 0 0 3 7 】

なお、試験状態は、上述した構成に代えて他の構成であってもよい。例えば、血流情報 B C に無負荷血流情報 N B C、第 1 負荷血流情報 F B C 及び第 2 負荷血流情報 S B C が含まれていれば、レスト状態 R T C、タスク状態 T K C 及びコントロール状態 C L C は、複数回行われなくてもよい。また、試験状態は、レスト状態 R T C、タスク状態 T K C、コントロール状態 C L C の順序が異なる順序であってもよい。また、被検体 S T の状態は、1 度の試験によってレスト状態 R T C、タスク状態 T K C 及びコントロール状態 C L C に変化されなくてもよい。例えば、血流情報 B C には、被検体 S T の状態をそれぞれ個別の試験によってレスト状態 R T C、タスク状態 T K C 及びコントロール状態 C L C に遷移した際の無負荷血流情報 N B C、第 1 負荷血流情報 F B C 及び第 2 負荷血流情報 S B C が含まれていてもよい。

【 0 0 3 8 】

< 病状判定装置の構成について >

以下、図を参照して病状判定システム 1 の構成について説明する。

図 5 は、実施形態の病状判定システム 1 の構成の一例を示す図である。

病状判定システム 1 は、測定器 B T と、病状判定装置 10 と、表示部 D P とを備える。

測定器 B T は、被検体 S T の酸素化ヘモグロビン濃度を測定した血流情報 B C を病状判定装置 10 に供給する。

表示部 D P は、病状判定装置 10 が被検体 S T の脳機能の障害を判定した判定結果 R T を表示する表示装置である。表示部 D P とは、例えば、液晶ディスプレイパネル、あるいは、有機 E L (E l e c t r o L u m i n e s c e n c e) ディ스플레이パネルである。表示部 D P は、病状判定装置 10 と通信可能に接続されており、病状判定装置 10 から判定結果 R T を示す情報を取得し、取得した情報を表示する。

【 0 0 3 9 】

病状判定装置 10 は、制御部 100 を備える。制御部 100 は、C P U (C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t) を備えており、取得部 110 と、第 1 分離度算出部 120 と、振幅検出部 130 と、位相検出部 140 と、判定部 150 とを備える。

取得部 110 は、測定器 B T から血流情報 B C を取得する。取得部 110 は、取得した血流情報 B C に含まれるタスク状態 T K C の被検体 S T の酸素化ヘモグロビン濃度である第 1 負荷血流情報 F B C を第 1 分離度算出部 120 に供給する。また取得部 110 は、取得した血流情報 B C に含まれるコントロール状態 C L C の被検体 S T の酸素化ヘモグロビン濃度である第 2 負荷血流情報 S B C を第 1 分離度算出部 120 に供給する。また、取得部 110 は、取得した血流情報 B C に含まれるレスト状態 R T C 状態の被検体 S T の酸素化ヘモグロビン濃度である無負荷血流情報 N B C を振幅検出部 130 と、位相検出部 140 とに供給する。

【 0 0 4 0 】

< 第 1 分離度算出部について >

第 1 分離度算出部 120 は、取得部 110 から第 1 負荷血流情報 F B C 及び第 2 負荷血流情報 S B C を取得する。第 1 分離度算出部 120 は、取得した第 1 負荷血流情報 F B C 及び第 2 負荷血流情報 S B C に基づいて、分離度 S D を算出する。

【 0 0 4 1 】

10

20

30

40

50

< 分離度について >

以下、図 6 及び図 7 を参照し、分離度 SD について説明する。

図 6 は、実施形態の血流情報 BC 1 の分散を示す散布図の一例を示す第 1 の図である。

図 7 は、実施形態の血流情報 BC 2 の分散を示す散布図の一例を示す第 2 の図である。

具体的には、図 6 は、健常者 HP の第 1 負荷血流情報 FBC 及び第 2 負荷血流情報 SBC の分散を示す散布図である。また、図 7 は、非健常者 SP の第 1 負荷血流情報 FBC 及び第 2 負荷血流情報 SBC の分散を示す散布図である。

図 6 及び図 7 に示す散布図の縦軸は酸素化ヘモグロビン濃度を示し、横軸は、酸素化ヘモグロビン濃度の経時変化の時間微分を示す。換言すると、散布図の縦軸は、酸素化ヘモグロビン濃度の経時変化の傾きの方向及び傾きの大きさを示す。

10

この一例では、図 6 の散布図のプロット P のうち、プロット PT 1 1 ~ プロット PT 1 4 は、血流情報 BC 1 に含まれる第 1 負荷血流情報 FBC (この一例では、第 1 負荷血流情報 FBC 1 1、FBC 1 2 及び FBC 1 3) に基づくプロット P である。また、プロット P のうち、プロット PC 1 1 ~ プロット PC 1 4 は、血流情報 BC 1 に含まれる第 2 負荷血流情報 SBC (この一例では、第 2 負荷血流情報 SBC 1 1 及び SBC 1 2) に基づくプロット P である。

また、この一例では、図 7 の散布図のプロット P のうち、プロット PT 2 1 ~ プロット PT 2 4 は、血流情報 BC 2 に含まれる第 1 負荷血流情報 FBC (この一例では、第 1 負荷血流情報 FBC 2 1、FBC 2 2 及び FBC 2 3) に基づくプロット P である。また、プロット P のうち、プロット PC 2 1 ~ プロット PC 2 4 は、血流情報 BC 2 に含まれる第 2 負荷血流情報 SBC (この一例では、第 2 負荷血流情報 SBC 2 1 及び SBC 2 2) に基づくプロット P である。

20

第 1 分離度算出部 1 2 0 は、取得した第 1 負荷血流情報 FBC 及び第 2 負荷血流情報 SBC を散布図にプロットした際のクラス内分散と、クラス間分散とに基づいて、分離度 SD を算出する。分離度 SD の値を単に SD と記載する場合、SD は、次式によって示される。

【 0 0 4 2 】

【 数 1 】

$$SD = \frac{\sigma_B^2}{\sigma_W^2} \dots (1)$$

30

σ_B^2 : クラス間分散

σ_W^2 : クラス内分散

【 0 0 4 3 】

分離度 SD は、被検体 ST に負荷が与えられている時の第 1 負荷血流情報 FBC 及び第 2 負荷血流情報 SBC が示す酸素化ヘモグロビン濃度変化の振幅のピークのうち、隣接するピークが離れているほど高い値を示す。ここで、健常者 HP と、非健常者 SP とでは、健常者 HP の方が高い値を示す場合がある。

40

図 6 に示す健常者 HP の血流情報 BC の分離度 SD は、5.06 である。また、図 7 に示す非健常者 SP の血流情報 BC の分離度 SD は、0.0461 である。

第 1 分離度算出部 1 2 0 は、算出した分離度 SD を示す情報を判定部 1 5 0 に供給する。

【 0 0 4 4 】

< 振幅検出部について >

図 5 に戻り、振幅検出部 1 3 0 は、取得部 1 1 0 から無負荷血流情報 NBC を取得する

50

。振幅検出部 130 は、取得した無負荷血流情報 N B C に基づいて、ヘモグロビン濃度変化の振幅 A P を検出する。

【 0045 】

< 振幅について >

以下、図 8 及び図 9 を参照し、振幅 A P について説明する。

図 8 は、実施形態の血流情報 B C 1 の振幅 A P を示す散布図の一例を示す第 1 の図である。

図 9 は、実施形態の血流情報 B C 2 の振幅 A P を示す散布図の一例を示す第 2 の図である。

具体的には、図 8 は、健常者 H P の無負荷血流情報 N B C の分散を示す散布図である。

また、図 9 は、非健常者 S P の無負荷血流情報 N B C の分散を示す散布図である。

振幅検出部 130 は、既知の方法によって、無負荷血流情報 N B C の振幅 A P を検出する。

振幅検出部 130 は、例えば、取得した無負荷血流情報 N B C が示す酸素化ヘモグロビン濃度の経時変化を散布図にプロットした際のプロット P を包含する範囲 A R の面積によって、酸素化ヘモグロビン濃度の経時変化の振幅 A P を検出する。この一例では、振幅検出部 130 は、取得した無負荷血流情報 N B C が示す酸素化ヘモグロビン濃度をローレンツプロットによってプロットした際のプロット P を包含する範囲 A R に基づいて振幅 A P を検出する。散布図のプロット P は、X 座標がある時刻の酸素化ヘモグロビン濃度であって、Y 座標が X 座標の当該ある時刻より所定の時間後の酸素化ヘモグロビン濃度である位置にプロットされる。所定の時間後の酸素化ヘモグロビン濃度とは、測定器 B T が無負荷血流情報 N B C を取得する取得間隔の 1 回分の時間だけ後に取得された無負荷血流情報 N B C が示す酸素化ヘモグロビン濃度である。

【 0046 】

この一例では、図 8 の散布図のプロット P N 101 ~ プロット P N 115 は、血流情報 B C 1 に含まれる無負荷血流情報 N B C (この一例では、無負荷血流情報 N B C 1) に基づくプロット P である。

また、この一例では、図 9 のプロット P N 201 ~ プロット P N 217 は、血流情報 B C 2 に含まれる無負荷血流情報 N B C (この一例では、無負荷血流情報 N B C 2) に基づくプロット P である。

【 0047 】

ここで、先に取得した (X 座標の) 無負荷血流情報 N B C が示す酸素化ヘモグロビン濃度と、後に取得した (Y 座標の) 無負荷血流情報 N B C が示す酸素化ヘモグロビン濃度とが乖離している場合、酸素化ヘモグロビン濃度変化の振幅が大きい。また、この場合、プロット P が散布図にプロットされる位置は、X 座標と Y 座標が同値である中心線 C から離れた位置である。したがって、酸素化ヘモグロビン濃度変化の振幅が大きい場合、範囲 A R の面積は、広くなる。

図 9 に示す非健常者 S P の無負荷血流情報 N B C に基づく範囲 A R 2 は、図 8 に示す健常者 H P の無負荷血流情報 N B C に基づく範囲 A R 1 より広い面積になる。

振幅検出部 130 は、範囲 A R に基づいて検出した振幅 A P を示す情報を判定部 150 に供給する。

【 0048 】

< 位相検出部について >

図 5 に戻り、位相検出部 140 は、取得部 110 から無負荷血流情報 N B C を取得する。位相検出部 140 は、取得した無負荷血流情報 N B C に基づいて、酸素化ヘモグロビン濃度の経時変化の変曲点 C P を検出する。具体的には、位相検出部 140 は、取得した無負荷血流情報 N B C の経時変化に基づいて、当該無負荷血流情報 N B C が示す酸素化ヘモグロビン濃度の傾きが変化する変曲点 C P を検出する。位相検出部 140 は、例えば、無負荷血流情報 N B C が示す酸素化ヘモグロビン濃度を、縦軸を酸素化ヘモグロビン濃度及び横軸を時間として無負荷血流情報 N B C の経時変化を波形として示した場合、当該波形

10

20

30

40

50

の変曲点 C P の数を検出する。

【 0 0 4 9 】

< 変曲点について >

以下、図 1 0 及び図 1 1 を参照し、位相 P H について説明する。

図 1 0 は、実施形態の血流情報 B C 1 のうち、無負荷血流情報 N B C 1 の経時変化の一例を示す第 1 の図である。

図 1 1 は、実施形態の血流情報 B C 2 のうち、無負荷血流情報 N B C 2 の経時変化の一例を示す第 2 の図である。

具体的には、図 1 0 は、波形 W H 1 の一部であって、健常者 H P の無負荷血流情報 N B C 1 の経時変化を示す測定開始から時刻 t_1 までの波形 W H 1 を示す。また、図 1 1 は、波形 W S 1 の一部であって、非健常者 S P の無負荷血流情報 N B C 2 の経時変化を示す測定開始から時刻 t_1 までの波形 W S 1 を示す。

図 1 0 に示す通り、この一例では、位相検出部 1 4 0 は、無負荷血流情報 N B C 1 の経時変化の変曲点 C P として、変曲点 C P 1 0 1 ~ 変曲点 C P 1 0 6 の 6 点を変曲点 C P として検出する。また、図 1 1 に示す通り、この一例では、位相検出部 1 4 0 は、無負荷血流情報 N B C 2 の変曲点 C P として、変曲点 C P 2 0 1 ~ 変曲点 C P 2 2 0 の 2 0 点を変曲点 C P として検出する。

なお、位相検出部 1 4 0 は、無負荷血流情報 N B C の経時変化の変曲点を検出する構成に代えて、無負荷血流情報 N B C の経時変化を示す波形をヒルベルト変換することによって、当該波形の変曲点 C P の数を検出する構成であってもよい。

ここで、変曲点 C P とは、無負荷血流情報 N B C の経時変化の波形において、当該波形の位相 P H が変化する点である。具体的には、変曲点 C P の数が多いほど、当該波形の位相 P H の変化が多く、変曲点 C P の数が少ないほど、当該波形の位相 P H の変化が少ない。換言すると、変曲点 C P とは、無負荷血流情報 N B C の経時変化の波形の位相 P H を示す情報の一例である。したがって、位相検出部 1 4 0 は、無負荷血流情報 N B C の経時変化の波形に基づいて、被検体 S T の血流の酸素化ヘモグロビン濃度の位相 P H (この一例では、変曲点 C P の数) を検出する。

位相検出部 1 4 0 は、位相 P H を示す情報を判定部 1 5 0 に供給する。

【 0 0 5 0 】

< 判定部について >

図 5 に戻り、判定部 1 5 0 は、第 1 分離度算出部 1 2 0 から分離度 S D を示す情報を取得する。また、判定部 1 5 0 は、振幅検出部 1 3 0 から振幅 A P を示す情報を取得する。また、判定部 1 5 0 は、位相検出部 1 4 0 から位相 P H を示す情報を取得する。

判定部 1 5 0 は、分離度 S D、振幅 A P 及び位相 P H に基づいて、被検体 S T の病状を判定する。具体的には、判定部 1 5 0 は、分離度 S D、振幅 A P 及び位相 P H に基づいて、被検体 S T が健常者 H P であるか非健常者 S P であるかを判定する。

【 0 0 5 1 】

< 判定基準について >

以下、図 1 2 を参照して判定部 1 5 0 が被検体 S T を判定する判定基準について説明する。

図 1 2 は、実施形態の判定部 1 5 0 が被検体 S T を判定する判定基準の一例を示す表である。

図 1 2 に示す通り、判定部 1 5 0 は、レスト状態 R T C において、振幅 A P が閾値 T H 1 より小さい場合、被検体 S T は、健常者 H P の傾向があると判定する。また、判定部 1 5 0 は、レスト状態 R T C において、閾値 T H 1 より振幅 A P が大きい場合、被検体 S T は、非健常者 S P の傾向があると判定する。ここで、閾値 T H 1 とは、健常者 H P の無負荷血流情報 N B C と、非健常者 S P の無負荷血流情報 N B C の傾向に基づいて、予め算出された振幅 A P の基準値である。

また、判定部 1 5 0 は、レスト状態 R T C において、無負荷血流情報 N B C の経時変化を示す波形の位相 P H の変化が閾値 T H 2 より少ない(この一例では、変曲点 C P の数が

10

20

30

40

50

少ない)場合、被検体STは、健常者HPの傾向があると判定する。また、判定部150は、レスト状態RTCにおいて、無負荷血流情報NBCの経時変化を示す波形の位相PHの変化が閾値TH2より多い場合、被検体STは、非健常者SPの傾向があると判定する。ここで、閾値TH2とは、健常者HPの無負荷血流情報NBCと、非健常者SPの無負荷血流情報NBCの傾向に基づいて、予め算出された位相PHの基準値である。

また、判定部150は、タスク状態TKC又はコントロール状態CLCにおいて、分離度SDの値が閾値TH3より高い場合、被検体STは、健常者HPの傾向があると判定する。また、判定部150は、タスク状態TKC又はコントロール状態CLCにおいて、分離度SDの値が閾値TH3より低い場合、被検体STは、非健常者SPの傾向があると判定する。ここで、閾値TH3とは、健常者HPの第1負荷血流情報FBC及び第2負荷血流情報SBCと、非健常者SPの第1負荷血流情報FBC及び第2負荷血流情報SBCとの傾向に基づいて、予め算出された分離度SDの基準値である。

また、分離度SD、振幅AP及び位相PHのそれぞれが示す被検体STの傾向が、健常者HP又は非健常者SPの傾向に一意に定まらない場合、判定部150は、分離度SDに基づいて、被検体STが健常者HPであるか非健常者SPであるかを判定する。また、振幅AP及び位相PHのそれぞれが示す被検体STの傾向が、健常者HP又は非健常者SPの傾向に一意に定まらない場合、判定部150は、振幅APに基づいて、被検体STが健常者HPであるか非健常者SPであるかを判定する。

【0052】

< 病状判定装置の動作について >

以下、図13を参照して、病状判定装置10の動作について説明する。

図13は、実施形態の病状判定装置10の動作の一例を示す流れ図である。

取得部110は、測定器BTから酸素化ヘモグロビン濃度を示す情報(この一例では、血流情報BC)を取得する(ステップS110)。

第1分離度算出部120は、取得部110が取得する酸素化ヘモグロビン濃度を示す情報のうち、タスク状態TKCにおける被検体STの酸素化ヘモグロビン濃度を示す情報(この一例では、第1負荷血流情報FBC)及びコントロール状態CLCにおける被検体STの酸素化ヘモグロビン濃度を示す情報(この一例では、第2負荷血流情報SBC)に基づいて、分離度SDを算出する(ステップS120)。振幅検出部130は、取得部110が取得する酸素化ヘモグロビン濃度を示す情報のうち、レスト状態RTCにおける被検体STの酸素化ヘモグロビン濃度(この一例では、無負荷血流情報NBC)に基づいて、振幅APを検出する(ステップS130)。位相検出部140は、取得部110が取得する酸素化ヘモグロビン濃度を示す情報のうち、レスト状態RTCにおける酸素化ヘモグロビン濃度に基づいて、位相PHを検出する(ステップS140)。

判定部150は、第1分離度算出部120が算出する分離度SDと、振幅検出部130が検出する振幅APと、位相検出部140が検出する位相PHとに基づいて、被検体STの病状を判定する(ステップS150)。

【0053】

なお、上述では、判定部150が分離度SDと、振幅APと、位相PHに基づいて、被検体STの病状を判定する場合について説明したが、これに限られない。例えば、判定部150は、分離度SDのみに基づいて、被検体STの病状を判定する構成であってもよく、振幅APのみに基づいて、被検体STの病状を判定する構成であってもよく、位相PHのみに基づいて、被検体STの病状を判定する構成であってもよく、分離度SD、振幅AP及び位相PHのうち、いずれかの組み合わせによって被検体STの病状を判定する構成であってもよい。

この場合、病状判定装置10は、判定部150が判定に用いる情報に応じて、第1分離度算出部120、振幅検出部130及び位相検出部140のうち、いずれかを備えていなくてもよい。例えば、病状判定装置10は、判定部150が、分離度SDを判定に用いない場合、第1分離度算出部120を備えていなくてもよい。また、病状判定装置10は、判定部150が振幅APを判定に用いない場合、振幅検出部130を備えていなくてもよ

10

20

30

40

50

い。また、病状判定装置 10 は、判定部 150 が位相 PH を判定に用いない場合、位相検出部 140 を備えていなくてもよい。

【0054】

以上説明したように、本実施形態の病状判定装置 10 は、被検体 ST の酸素化ヘモグロビン濃度を示す情報（この一例では、血流情報 BC）のうち、タスク状態 TKC の酸素化ヘモグロビン濃度を示す情報（この一例では、第 1 負荷血流情報 FBC）及びコントロール状態 CLC の酸素化ヘモグロビン濃度を示す情報（この一例では、第 2 負荷血流情報 SBC）に基づいて、分離度 SD を算出し、レスト状態 RTC の酸素化ヘモグロビン濃度を示す情報（この一例では、無負荷血流情報 NBC）に基づいて、振幅 AP 及び位相 PH を検出する。本実施形態の病状判定装置 10 は、分離度 SD、振幅 AP 及び位相 PH に基づいて、被検体 ST の病状を判定する。

10

ここで、第 1 負荷血流情報 FBC 及び第 2 負荷血流情報 SBC の分離度 SD の値は、被検体 ST が健常者 HP である場合には、高い傾向があり、被検体 ST が非健常者 SP である場合には、低い傾向がある。また、無負荷血流情報 NBC の経時変化を示す波形の振幅 AP は、被検体 ST が健常者 HP である場合には、小さい傾向があり、被検体 ST が非健常者 SP である場合には、大きい傾向がある。また、無負荷血流情報 NBC の経時変化を示す波形の位相 PH は、被検体 ST が健常者 HP である場合には、変化が少ない傾向があり、被検体 ST が非健常者 SP である場合には、変化が多い傾向がある。

本実施形態の病状判定装置 10 は、測定器 BT によって検出した血流情報 BC に基づく比較的簡素な構成によって、被検体 ST の病状を判定することができる。

20

【0055】

また、本実施形態の病状判定装置 10 が備える振幅検出部 130 は、散布図の面積を用いて無負荷血流情報 NBC の経時変化を示す波形の振幅 AP を検出する。

これにより、本実施形態の病状判定装置 10 は、比較的容易に振幅 AP を検出することができる。

【0056】

また、本実施形態の病状判定装置 10 が備える位相検出部 140 は、ヒルベルト変換を用いて無負荷血流情報 NBC の経時変化を示す波形の位相 PH を検出する。

これにより、本実施形態の病状判定装置 10 は、比較的容易に位相 PH を検出することができる。

30

【0057】

また、本実施形態の病状判定装置 10 は、測定器 BT が被検体 ST の前頭前野背外側部の血流を測定した情報である血流情報 BC に基づいて、被検体 ST の病状を判定する。

ここで、被検体 ST が ASD や認知症の障害がある非健常者 SP である場合、脳の血流のうち、特に前頭前野背外側部の血流に健常者 HP との顕著な違いがみられる。

したがって、本実施形態の病状判定装置 10 によれば、より精度高く被検体 ST の病状を判定することができる。

【0058】

また、本実施形態の病状判定システム 1 は、病状判定装置 10 と、測定器 BT と、表示部 DP とを備える。病状判定装置 10 が備える第 1 分離度算出部 120 は、測定器 BT が出力する血流情報 BC に基づいて、分離度 SD を算出する。また、振幅検出部 130 は、測定器 BT が出力する血流情報 BC に基づいて、振幅 AP を検出する。また、位相検出部 140 は、測定器 BT が出力する血流情報 BC に基づいて、位相 PH を検出する。判定部 150 は、分離度 SD、振幅 AP 及び位相 PH に基づいて被検体 ST の病状を判定し、判定した判定結果 RT を表示部 DP に供給する。表示部 DP は当該判定結果 RT を表示する。

40

本実施形態の病状判定システム 1 によれば、被検体 ST は、当該被検体 ST を測定器 BT によって測定した血流情報 BC に基づいて、当該被検体 ST の病状を判定し、表示部 DP によって判定結果 RT を確認することができる。したがって、本実施形態の病状判定システム 1 によれば、被検体 ST は、当該被検体 ST の病状をすぐに確認することができる。

50

。

【 0 0 5 9 】

なお、病状判定装置 1 0 は、病状判定システム 1 が備える測定器 B T が出力する血流情報 B C に基づいて、被検体 S T の病状を判定する構成に代えて、過去に被検体 S T の脳の血流を測定した血流情報 B C に基づいて、当該被検体 S T の病状を判定してもよい。

【 0 0 6 0 】

< 変形例 1 >

以下、図を参照して本実施形態の変形例 1 について説明する。

図 1 4 は、変形例 1 の健常者 H P の血流情報 B C 2 1 の一例を示す図である。

図 1 5 は、変形例 1 の非健常者 S P の血流情報 B C 2 2 の一例を示す図である。

具体的には、図 1 4 (a) は、各状態に応じた健常者 H P の血流情報 B C 2 1 の経時変化の一例を示すグラフである。また、図 1 4 (b) は、血流情報 B C 2 1 に含まれる第 1 負荷血流情報 F B C 及び第 2 負荷血流情報 S B C の分散を示す散布図である。

また、図 1 5 (a) は、各状態に応じた非健常者 S P の血流情報 B C 2 2 の経時変化の一例を示すグラフである。また、図 1 5 (b) は、血流情報 B C 2 2 の第 1 負荷血流情報 F B C 及び第 2 負荷血流情報 S B C の分散を示す散布図である。

【 0 0 6 1 】

血流情報 B C 2 1 は、上述した実施形態と同様の試験状態によって健常者 H P の状態を遷移させた場合の当該健常者 H P の酸素化ヘモグロビン濃度を示す情報 (血流情報 B C) である。したがって、血流情報 B C 2 1 には、第 1 負荷血流情報 F B C 1 1 1、第 2 負荷血流情報 S B C 1 1 1、第 1 負荷血流情報 F B C 1 1 2、第 2 負荷血流情報 S B C 1 1 2 及び第 1 負荷血流情報 F B C 1 1 3 が含まれる。また、血流情報 B C 2 2 は、上述した実施形態と同様の試験状態によって非健常者 S P の状態を遷移させた場合の当該非健常者 S P の血流情報 B C である。したがって、血流情報 B C 2 2 には、第 1 負荷血流情報 F B C 2 2 1、第 2 負荷血流情報 S B C 2 2 1、第 1 負荷血流情報 F B C 2 2 2、第 2 負荷血流情報 S B C 2 2 2 及び第 1 負荷血流情報 F B C 2 2 3 が含まれる。

【 0 0 6 2 】

上述したように、健常者 H P の酸素化ヘモグロビン濃度の変化の傾向として、図 1 4 (a) に示す健常者 H P の酸素化ヘモグロビン濃度 (この一例では、血流情報 B C 1) は、タスク状態 T K C において酸素化ヘモグロビン濃度が上昇することを示す。また、健常者 H P の酸素化ヘモグロビン濃度は、コントロール状態 C L C において酸素化ヘモグロビン濃度が減少することを示す。

これに対し、非健常者 S P の酸素化ヘモグロビン濃度の変化は、健常者 H P の血流情報 B C とは異なる変化をする場合がある。例えば、図 1 5 (a) に示す非健常者 S P の血流情報 B C 2 は、タスク状態 T K C において酸素化ヘモグロビン濃度が減少することを示す。また、非健常者 S P の血流情報 B C 2 は、コントロール状態 C L C において酸素化ヘモグロビン濃度が上昇することを示す。

したがって、波形 W H 2 と、波形 W S 2 とは、位相が 1 8 0 度ずれた波形である。

【 0 0 6 3 】

ここで、第 1 分離度算出部 1 2 0 が上述した構成によって分離度 S D を算出する場合、図 1 4 (a) に示す健常者 H P の血流情報 B C 1 の分離度 S D と、図 1 5 (a) に示す非健常者 S P の血流情報 B C 2 の分離度 S D とが一致する場合がある。

具体的には、図 1 4 (b) の散布図のプロット P のうち、プロット P T 1 1 1 ~ プロット P T 1 1 4 は、血流情報 B C 2 1 に含まれる第 1 負荷血流情報 F B C (この一例では、第 1 負荷血流情報 F B C 1 1 1、F B C 1 1 2 及び F B C 1 1 3) に基づくプロット P である。また、プロット P のうち、プロット P C 1 1 1 ~ P C 1 1 4 は、血流情報 B C 2 1 に含まれる第 2 負荷血流情報 S B C (この一例では、第 2 負荷血流情報 S B C 1 1 1、S B C 1 1 2) に基づくプロット P である。

また、図 1 5 (b) の散布図のプロット P のうち、プロット P T 2 1 1 ~ プロット P T 2 1 4 は、血流情報 B C 2 2 に含まれる第 1 負荷血流情報 F B C (この一例では、第 1 負

10

20

30

40

50

荷血流情報 F B C 2 2 1、F B C 2 2 2 及び F B C 2 2 3) に基づくプロット P である。また、プロット P のうち、プロット P C 2 1 1 ~ P C 2 1 4 は、血流情報 B C 2 2 に含まれる第 2 負荷血流情報 S B C (この一例では、第 2 負荷血流情報 S B C 2 2 1、S B C 2 2 2) に基づくプロット P である。

図 1 4 (b) 及び図 1 5 (b) に示す通り、基づく情報が違うプロット P であっても、散布図にプロットされるプロット P の位置は、相関する。

変形例 1 の病状判定装置 2 0 は、分離度 S D に更に重みづけを行うことによって、より精度高く被検体 S T の病状を判定する。

なお、上述した実施形態と同様の構成については、同一の符号を付してその説明を省略する。

【 0 0 6 4 】

< 病状判定装置の構成について >

以下、図を参照して、病状判定システム 2 の構成について説明する。

図 1 6 は、変形例 1 の病状判定システム 2 の構成の一例を示す図である。

病状判定システム 2 は、測定器 B T と、病状判定装置 2 0 と、表示部 D P とを備える。

【 0 0 6 5 】

病状判定装置 2 0 は、制御部 2 0 0 を備える。制御部 2 0 0 は、C P U を備えており、取得部 1 1 0 と、第 1 分離度算出部 1 2 0 と、振幅検出部 1 3 0 と、位相検出部 1 4 0 と、判定部 1 5 0 と、第 2 分離度算出部 1 6 0 とをその機能部として備える。

変形例 1 の第 1 分離度算出部 1 2 0 は、算出した分離度 S D と、加点 n と、減点 m とを示す情報を第 2 分離度算出部 1 6 0 に供給する。

【 0 0 6 6 】

< 加点及び減点について >

以下、図を参照して加点 n 及び減点 m について説明する。

図 1 7 は、変形例 1 の加点 n 及び減点 m の一例を示す図である。

具体的には、図 1 7 (a) は、加点 n が加算される場合のプロット P の位置を示す図である。また、図 1 7 (b) は、減点 m が加算される場合のプロット P の位置を示す図である。

変形例 1 では、第 1 分離度算出部 1 2 0 は、取得した第 1 負荷血流情報 F B C 及び第 2 負荷血流情報 S B C を散布図にプロットした際のプロット P の位置と、当該プロット P の基づく情報とによって、加点 n と、減点 m とを算出する。

図 1 7 (a) に示す通り、第 1 分離度算出部 1 2 0 は、第 1 負荷血流情報 F B C に基づくプロット P であるプロット P T が散布図の第 1 象限に位置する場合、プロット P T 一つにつき加点 n を 1 点加算する。また、第 1 分離度算出部 1 2 0 は、第 2 負荷血流情報 S B C に基づくプロット P であるプロット P C が散布図の第 3 象限に位置する場合、プロット P C 一つにつき加点 n を 1 点加算する。図 1 7 (a) に示す一例の場合、加点 n は、8 点であって、減点 m は、0 点である。

また、図 1 7 (b) に示す通り、第 1 分離度算出部 1 2 0 は、プロット P T が散布図の第 3 象限に位置する場合、プロット P T 一つにつき減点 m を 1 点加算する。また、第 1 分離度算出部 1 2 0 は、プロット P C が散布図の第 1 象限に位置する場合、プロット P C 一つにつき減点 m を 1 点加算する。図 1 7 (b) に示す一例の場合、加点 n は、0 点であって、減点 m は、8 点である。

加点 n 及び減点 m とは、負荷 (この一例では、タスク状態 T K C 及びコントロール状態 C L C) に基づく重み係数の一例である。

【 0 0 6 7 】

< 第 2 分離度算出部について >

図 1 6 に戻り、第 2 分離度算出部 1 6 0 は、第 1 分離度算出部 1 2 0 から分離度 S D、加点 n 及び減点 m を示す情報を取得する。

第 2 分離度算出部 1 6 0 は、取得した分離度 S D、加点 n 及び減点 m に基づいて、重み付き分離度 W S D を算出する。重み付き分離度 W S D とは、分離度 S D に重み係数 (この

10

20

30

40

50

一例では、加点 n 及び減点 m) を乗じた値である。重み付き分離度 WSD の値を単に WSD と記載する場合、 WSD は、次式によって示される。

【0068】

【数2】

$$WSP = (n+1) \times \frac{1}{(m+1)} \times SP \quad \dots (2)$$

10

【0069】

重み付き分離度 WSD は、被検体 ST に負荷が与えられている時の第1負荷血流情報 BC 及び第2負荷血流情報 BC が示す酸素化ヘモグロビン濃度変化の振幅のピークのうち、隣接するピークが離れているほど高い値を示す。ここで、健常者 HP と、非健常者 SP とでは、健常者 HP の方が高い値を示す場合がある。

第2分離度算出部160は、算出した重み付き分離度 WSD を示す情報を判定部150に供給する。

以降の構成は上述した実施形態と同様であるため、説明を省略する。

【0070】

以上説明したように、変形例1の病状判定装置20は、第2分離度算出部160を備える。第2分離度算出部160は、分離度 SD に、タスク状態と、コントロール状態とに基づき重み係数(この一例では、加点 n 及び減点 m) を乗じた重み付き分離度 WSD を算出する。変形例1の病状判定装置20は、算出した重み付き分離度 WSD に更に基づいて、被検体 ST の病状を判定する。

20

【0071】

変形例1の病状判定装置20によれば、非健常者 SP の酸素化ヘモグロビン濃度の経時変化を示す波形の形状と、健常者 HP の酸素化ヘモグロビン濃度の経時変化を示す波形の形状とが類似する場合であっても、健常者 HP と、非健常者 SP とをより精度高く判定することができる。

【0072】

<変形例2>

上述した実施形態及び変形例1では、血流情報 BC のうち、無負荷血流情報 NBC の振幅に基づいて、被検体 ST の病状を判定する場合について説明した。変形例2では、血流情報 BC のうち、第1負荷血流情報 BC や第2負荷血流情報 BC の振幅に基づいて、被検体 ST の病状を判定する場合について説明する。

30

なお、上述した実施形態及び変形例1に記載の構成と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

【0073】

図18は、変形例2のタスク状態 TKC の一例を示す図である。

上述したように、タスク状態 TKC には、被検体 ST が提示情報を記憶する状態(以下、記憶状態という。)と、当該記憶する情報に基づいて作業を行う状態(以下、作業状態という。)が含まれる。変形例2では、タスク状態 TKC の時間が、24~39秒程度の時間であって、初めの9~24秒が記憶状態であって、後の15秒が作業状態である。以降の説明において、記憶状態を、タスク状態 $TKCa$ と記載する。また、タスク状態 TKC のうち、作業状態を、タスク状態 $TKCb$ と記載する。

40

以下、記憶状態、作業状態及びコントロール状態 CLC おける、健常者 HP 及び非健常者の血流情報 BC の振幅の特徴について、図19~30を参照し、説明する。

【0074】

<記憶状態における血流情報 BC の特徴について>

図19は、変形例2の記憶状態における健常者 HP の血流情報 BC の一例を示す図であ

50

る。また、図 20 は、変形例 2 の記憶状態における健常者 H P の血流情報 B C の他の例を示す図である。

図 19 に示す波形 W H 1 1 及び図 20 に示す波形 W H 1 2 は、記憶状態において計測された健常者 H P の血流情報 B C の経時変化の一例を示すグラフである。図 19 及び図 20 のグラフの横軸は、時間の経過を示し、縦軸は、健常者 H P の酸素化ヘモグロビン濃度を示す。図 19 及び図 20 において、時刻 t_1 から時刻 t_{11} までの間は、記憶状態である。具体的には、時刻 t_1 から開始されるタスク状態 T K C 1 の記憶状態（図示する、タスク状態 T K C a 1）である。

波形 W H 1 1 が示す通り、健常者 H P の血流情報 B C は、記憶状態を開始してから酸素化ヘモグロビン濃度が減少し、減少した後に酸素化ヘモグロビン濃度が上昇する「谷型」の変化である。これは、健常者 H P が、記憶状態において提示情報を記憶しようとする集中するまでにやや時間を必要とするものの（例えば、図示する測定点 M P 1 ~ 変曲点 C P までの間）、記憶状態において情報が提示されている間（時刻 t_{11} まで）は、情報を覚えようと最後まで集中していることを示す。

また、波形 W H 1 2 が示す通り、健常者 H P の血流情報 B C は、記憶状態を開始してから徐々に酸素化ヘモグロビン濃度が上昇する「右上がり」の変化である。これは、健常者 H P が、記憶状態において提示情報が提示されている間（時刻 t_{11} まで）は、情報を覚えようと最後まで集中していることを示す。

【0075】

図 21 は、変形例 2 の記憶状態における非健常者 S P の血流情報 B C の一例を示す図である。また、図 22 は、変形例 2 の記憶状態における非健常者 S P の血流情報 B C の他の例を示す図である。

図 21 に示す波形 W S 1 1 及び図 22 に示す波形 W S 1 2 は、記憶状態において計測された非健常者 S P の血流情報 B C の経時変化の一例を示すグラフである。図 21 及び図 22 のグラフの横軸は、時間の経過を示し、縦軸は、非健常者 S P の酸素化ヘモグロビン濃度を示す。図 21 及び図 22 において、時刻 t_1 から時刻 t_{11} までの間は、記憶状態である。具体的には、時刻 t_1 から開始されるタスク状態 T K C 1 の記憶状態（図示する、タスク状態 T K C a 1）である。

波形 W S 1 1 が示す通り、非健常者 S P の血流情報 B C は、記憶状態を開始してから酸素化ヘモグロビン濃度が上昇し、上昇した後に酸素化ヘモグロビン濃度が減少する「山型」の変化である。これは、非健常者 S P が、記憶状態において情報が提示されている間（時刻 t_{11} まで）、集中が持続せず、記憶状態の後半で脳活動が鈍くなっていることを示す。

また、波形 W S 1 2 が示す通り、非健常者 S P の血流情報 B C は、記憶状態を開始してから徐々に酸素化ヘモグロビン濃度が減少する「右下がり」の変化である。これは、非健常者 S P には、タスク T K と関連した脳活動が見受けられないことを示す。

【0076】

< 作業状態における血流情報 B C の特徴について >

図 23 は、変形例 2 の作業状態における健常者 H P の血流情報 B C の一例を示す図である。また、図 24 は、変形例 2 の作業状態における健常者 H P の血流情報 B C の他の例を示す図である。

図 23 に示す波形 W H 2 1 及び図 24 に示す波形 W H 2 2 は、作業状態において計測された健常者 H P の血流情報 B C の経時変化の一例を示すグラフである。図 23 及び図 24 のグラフの横軸は、時間の経過を示し、縦軸は、健常者 H P の酸素化ヘモグロビン濃度を示す。図 23 及び図 24 において、時刻 t_{11} から時刻 t_2 までの間は、作業状態である。具体的には、時刻 t_{11} から開始されるタスク状態 T K C 1 の作業状態（図示する、タスク状態 T K C b 1）である。

波形 W H 2 1 が示す通り、健常者 H P の血流情報 B C は、作業状態を開始してから酸素化ヘモグロビン濃度が上昇し、上昇した後に酸素化ヘモグロビン濃度が減少する「山型」の変化である。これは、健常者 H P が、作業状態において提示情報を選択している間（例

10

20

30

40

50

えば、図示する測定点MP1～変曲点CP3までの間)は集中し、選択の完了に伴って集中を終えていることを示す。

また、波形WH22が示す通り、健常者HPの血流情報BCは、作業状態を開始してから徐々に酸素化ヘモグロビン濃度が上昇する「右上がり」の変化である。これは、健常者HPが、作業状態において提示情報を思い出すために思考していることを示す。

【0077】

図25は、変形例2の作業状態における非健常者SPの血流情報BCの一例を示す図である。また、図26は、変形例2の作業状態における非健常者SPの血流情報BCの他の例を示す図である。

図25に示す波形WS21及び図26に示す波形WS22は、作業状態において計測された非健常者SPの血流情報BCの経時変化の一例を示すグラフである。図25及び図26のグラフの横軸は、時間の経過を示し、縦軸は、非健常者SPの酸素化ヘモグロビン濃度を示す。図25及び図26において、時刻t11から時刻t2までの間は、作業状態である。具体的には、時刻t11から開始されるタスク状態TKC1の作業状態(図示する、コントロール状態CLC1)である。

波形WS21が示す通り、非健常者SPの血流情報BCは、作業状態を開始してから酸素化ヘモグロビン濃度が減少し、減少した後に酸素化ヘモグロビン濃度が上昇する「谷型」の変化である。これは、非健常者SPには、タスクTKに関連する脳活動が見受けられず、タスクTKと関連しない脳活動が見受けられることを示す。

また、波形WS22が示す通り、非健常者SPの血流情報BCは、作業状態を開始してから徐々に酸素化ヘモグロビン濃度が減少する「右下がり」の変化である。これは、非健常者SPには、タスクTKと関連した脳活動が見受けられないことを示す。

【0078】

<コントロール状態CLCにおける血流情報BCの特徴について>

図27は、変形例2のコントロール状態CLCにおける健常者HPの血流情報BCの一例を示す図である。また、図28は、変形例2のコントロール状態CLCにおける健常者HPの血流情報BCの他の例を示す図である。

図27に示す波形WH31及び図28に示す波形WH32は、コントロール状態CLCにおいて計測された健常者HPの血流情報BCの経時変化の一例を示すグラフである。図27及び図28のグラフの横軸は、時間の経過を示し、縦軸は、健常者HPの酸素化ヘモグロビン濃度を示す。図27及び図28において、時刻t2から時刻t3までの間は、コントロール状態CLCである。具体的には、時刻t2から開始されるコントロール状態CLC(図示する、コントロール状態CLC1)である。

波形WH31が示す通り、健常者HPの血流情報BCは、コントロール状態CLCを開始してから酸素化ヘモグロビン濃度が上昇し、上昇した後に酸素化ヘモグロビン濃度が減少する「山型」の変化である。これは、健常者HPが、コントロール状態CLCにおいて提示情報を選択している間(例えば、図示する測定点MP1～変曲点CP3までの間)は集中し、選択の完了に伴って集中を終えていることを示す。

また、波形WH32が示す通り、健常者HPの血流情報BCは、コントロール状態CLCを開始してから徐々に酸素化ヘモグロビン濃度が減少する「右下がり」の変化である。これは、健常者HPにとって、コントロール状態CLCに与えられる負荷(コントロールCL)が、タスク状態TKCにおいて与えられる負荷(タスクTK)より簡単な負荷であるため、集中力が徐々に減少していることを示す。

【0079】

図29は、変形例2のコントロール状態CLCにおける非健常者SPの血流情報BCの一例を示す図である。また、図30は、変形例2のコントロール状態CLCにおける非健常者SPの血流情報BCの他の例を示す図である。

図29に示す波形WS31及び図30に示す波形WS32は、コントロール状態CLCにおいて計測された非健常者SPの血流情報BCの経時変化の一例を示すグラフである。図29及び図30のグラフの横軸は、時間の経過を示し、縦軸は、非健常者SPの酸素化

10

20

30

40

50

ヘモグロビン濃度を示す。図29及び図30において、時刻 t_2 から時刻 t_3 までの間は、コントロール状態CLCである。具体的には、時刻 t_2 から開始されるコントロール状態CLC(図示する、コントロール状態CLC1)である。

波形WS31が示す通り、非健常者SPの血流情報BCは、コントロール状態CLCを開始してから酸素化ヘモグロビン濃度が減少し、減少した後に酸素化ヘモグロビン濃度が上昇する「谷型」の変化である。これは、非健常者SPには、タスクTKに関連する脳活動が見受けられず、タスクTKと関連しない脳活動が見受けられることを示す。

また、波形WS32が示す通り、非健常者SPの血流情報BCは、コントロール状態CLCを開始してから徐々に酸素化ヘモグロビン濃度が上昇する「右上がり」の変化である。これは、非健常者SPには、タスクTKと関連した脳活動が見受けられないことを示す。

10

【0080】

変形例2の病状判定システム3は、上述したような、記憶状態の第1負荷血流情報FBC、作業状態の第1負荷血流情報FBC及びコントロール状態CLCの第2負荷血流情報SBCの振幅に基づいて、被検体STの病状を判定する。以下、病状判定システム3の具体的な構成について説明する。

【0081】

<病状判定装置の構成について>

図31は、変形例2の病状判定システム3の構成の一例を示す図である。

病状判定システム3は、測定器BTと、病状判定装置30と、表示部DPとを備える。

20

【0082】

病状判定装置30は、制御部300を備える。制御部300は、CPUを備えており、取得部110と、第1分離度算出部120と、振幅検出部130と、位相検出部140と、判定部150と、第2分離度算出部160と、形状検出部170と、形状判定部180とをその機能部として備える。

【0083】

変形例2では、取得部110は、取得した血流情報BC(この一例では、第1負荷血流情報FBC及び第2負荷血流情報SBC)を形状検出部170に供給する。

形状検出部170は、第1負荷血流情報FBCに基づいて、記憶状態の振幅を検出する。病状判定システム3は、例えば、「山型」の基準画像、「谷型」の基準画像、「右上がり」の基準画像及び「右下がり」の基準画像と、第1負荷血流情報FBCのうち、記憶状態がどのタイミングであるか(この一例では、タスク状態TKC開始から9~24秒までの間)を示す情報を記憶部(不図示)に記憶しており、形状検出部170は、取得した第1負荷血流情報FBCのうち、「記憶状態」の間の酸素化ヘモグロビン濃度を示す値を時間毎にプロットしたプロット画像(例えば、図19~図22における波形WH11~12及び波形WS11~12の形状を示す画像)と、各基準画像とを照らし合わせて、プロット画像と合致する基準画像を検索する。形状検出部170は、合致した基準画像の形状を示す情報と、プロット画像が示す被検体STの状態(この一例では、記憶状態)を示す状態情報とを対応付けて、検出情報(以下、検出情報DR1という。)として形状判定部180に供給する。

30

40

【0084】

また、形状検出部170は、第1負荷血流情報FBCに基づいて、作業状態の振幅を検出する。病状判定システム3は、例えば、第1負荷血流情報FBCのうち、作業状態がどのタイミングであるか(この一例では、タスク状態TKC開始から9~24秒経過してから15秒間)を示す情報を記憶部(不図示)に記憶しており、形状検出部170は、取得した第1負荷血流情報FBCのうち、「作業状態」の間の酸素化ヘモグロビン濃度を示す値を時間毎にプロットしたプロット画像(例えば、図23~図26における波形WH21~22及び波形WS21~22の形状を示す画像)と、各基準画像とを照らし合わせて、プロット画像と合致する基準画像を検索する。形状検出部170は、合致した基準画像の形状を示す情報と、プロット画像が示す被検体STの状態(この一例では、作業状態)を

50

示す状態情報とを対応付けて、検出情報（以下、検出情報DR2という。）として形状判定部180に供給する。

【0085】

また、形状検出部170は、第2負荷血流情報SBCに基づいて、コントロール状態CLCの振幅を検出する。形状検出部170は、取得した第2負荷血流情報SBCのうち、「コントロール状態CLC」の間の酸素化ヘモグロビン濃度を示す値を時間毎にプロットしたプロット画像（例えば、図27～図30における波形WH31～32及び波形WS31～32の形状を示す画像）と、各基準画像とを照らし合わせて、プロット画像と合致する基準画像を検索する。形状検出部170は、合致した基準画像の形状を示す情報と、プロット画像が示す被検体STの状態（この一例では、コントロール状態CLC）を示す状態情報とを対応付けて、検出情報（以下、検出情報DR3という。）として形状判定部180に供給する。以降の説明において、検出情報DR1～検出情報DR3を区別しない場合には、総称して検出情報DRと記載する。

10

【0086】

形状判定部180は、形状検出部170から検出情報DR1を取得する。形状判定部180は、検出情報DR1が「谷型」及び「右上がり」であることを示す場合、被検体STが健常者HPであると判定する。また、形状判定部180は、検出情報DR1が「山型」及び「右下がり」であることを示す場合、被検体STが非健常者SPであると判定する。

形状判定部180は、形状検出部170から検出情報DR2を取得する。形状判定部180は、検出情報DR2が「山型」及び「右上がり」であることを示す場合、被検体STが健常者HPであると判定する。また、形状判定部180は、検出情報DR2が「谷型」及び「右下がり」であることを示す場合、被検体STが非健常者SPであると判定する。

20

形状判定部180は、形状検出部170から検出情報DR3を取得する。形状判定部180は、検出情報DR3が「山型」及び「右下がり」であることを示す場合、被検体STが健常者HPであると判定する。また、形状判定部180は、検出情報DR3が「谷型」及び「右上がり」であることを示す場合、被検体STが非健常者SPであると判定する。

表示部DPは、形状判定部180が判定した判定結果を表示する。

【0087】

なお、形状検出部170は、記憶状態の振幅のみを検出する構成であってもよく、作業状態の振幅のみを検出する構成であってもよく、コントロール状態CLCの振幅のみを検出する構成であってもよく、複数の状態を検出する構成であってもよい。この場合、取得部110は、形状検出部170が検出する状態に応じて、第1負荷血流情報FBC又は第2負荷血流情報SBCを形状検出部170に供給する。また、形状判定部180は、検出情報DR1～検出情報DR3のうち、形状検出部170から供給される検出情報DRに応じた判定を行う。

30

【0088】

また、上述では、形状検出部170が基準画像に基づいて、第1負荷血流情報FBCの振幅及び第2負荷血流情報SBCの振幅を検出する場合について説明したが、これに限られない。形状検出部170は、各状態における被検体STの血流のヘモグロビン濃度の値に基づいて、振幅を検出する構成であってもよい。

40

この場合、形状検出部170は、第1負荷血流情報FBCのうち、「記憶状態」の開始時及び終了時における酸素化ヘモグロビン濃度を示す値（図19～図22における測定点MP1及び測定点MP2）、第1負荷血流情報FBCのうち、「作業状態」の開始時及び終了時における酸素化ヘモグロビン濃度を示す値（図23～図26における測定点MP1及び測定点MP2）及び第2負荷血流情報SBCのうち、「コントロール状態CLC」の開始時及び終了時における（図27～図30における測定点MP1及び測定点MP2）を取得する。また、形状検出部170は、開始時及び終了時の間に酸素化ヘモグロビン濃度の傾きが変化する変曲点CP（図21、図23、図25、図27及び図29における変曲点CP3）を検出する。

【0089】

50

形状検出部 170 は、変曲点 CP3 が存在しない場合、測定点 MP2 の値から測定点 MP1 の値を差し引いた値が正の値であるか、負の値であるかを示す情報（つまり、「右上がり」又は「右下がり」）を示す情報を形状判定部 180 に供給する。

また、形状検出部 170 は、変曲点 CP3 が存在する場合、変曲点 CP3 の値から測定点 MP1 の値を差し引いた値が正の値であって、かつ測定点 MP2 の値から変曲点 CP3 の値を差し引いた値が負の値であるか（つまり、「山型」であるか）又は変曲点 CP3 の値から測定点 MP1 の値を差し引いた値が負の値であって、かつ測定点 MP2 の値から変曲点 CP3 の値を差し引いた値が正の値であるか（つまり、「谷型」であるか）を示す検出情報 DR を形状判定部 180 に供給する。

【0090】

10

なお、形状検出部 170 は、変曲点 CP3 の値から測定点 MP1 の値を差し引いた値と、測定点 MP2 の値から変曲点 CP3 の値を差し引いた値とを検出情報 DR として形状判定部 180 に供給する構成であってもよい。この場合、形状判定部 180 は、検出情報 DR に基づいて、各状態における血流情報 BC の形状が「山型」、「谷型」、「右上がり」及び「左上がり」のうち、いずれの形状であるかを判定する。

また、形状検出部 170 は、酸素化ヘモグロビン濃度変化が「山型」、「谷型」、「右上がり」及び「左上がり」のいずれにも一致しない場合には、一致しないことを示す検出情報 DR を形状判定部 180 に供給する構成であってもよい。この場合、形状判定部 180 は、検出情報 DR に基づく被検体 ST の病状判定を行わない。

【0091】

20

また、病状判定装置 30 は、形状検出部 170 の判定結果及び判定部 150 の判定結果 RT に基づいて、被検体 ST の病状を判定する構成であってもよい。この場合、判定部 150 は、形状検出部 170 の判定結果を取得する。判定部 150 は、例えば、判定結果 RT と、形状検出部 170 の判定結果とが一致する場合、当該判定結果を判定結果 RT として表示部 DP に供給する。また、判定部 150 は、例えば、判定結果 RT と、形状検出部 170 の判定結果とが一致しない場合、再度測定促す判定結果 RT を表示部 DP に供給する。また、判定部 150 は、例えば、判定結果 RT と、形状検出部 170 の判定結果とが一致しない場合、判定結果 RT と、判定結果 RT の妥当性が低いことを示す情報を表示部 DP に供給する。この場合、形状判定部 180 の機能を判定部 150 が有する構成であってもよい。

30

【0092】

以上説明したように、変形例 2 の病状判定装置 30 は、第 1 負荷振幅検出部（この一例では、形状検出部 170）を更に備える。形状検出部 170 は、第 1 負荷血流情報 FBC に基づいて、被検体 ST の血流のヘモグロビン濃度変化の振幅を検出する。判定部（この一例では、形状判定部 180）は、形状検出部 170 が検出したタスク状態 TKC における被検体 ST の血流のヘモグロビン濃度変化の振幅（この一例では、検出情報 DR1 又は検出情報 DR2）に基づいて、被検体 ST の病状を判定する。

【0093】

また、変形例 2 の病状判定装置 30 において、タスク状態 TKC には、記憶状態と、作業状態とが含まれ、形状検出部 170 は、記憶状態において取得された第 1 負荷血流情報 FBC に基づいて、記憶状態における被検体 ST の血流のヘモグロビン濃度変化の振幅（この一例では、検出情報 DR1）を検出する。形状判定部 180 は、検出情報 DR1 に基づいて、被検体 ST の病状を判定する。

40

【0094】

また、変形例 2 の病状判定装置 30 が備える形状検出部 170 は、作業状態において取得された第 1 負荷血流情報 FBC に基づいて、作業状態における被検体 ST の血流のヘモグロビン濃度変化の振幅（この一例では、検出情報 DR2）を検出する。形状判定部 180 は、検出情報 DR2 に基づいて、被検体 ST の病状を判定する。

【0095】

また、変形例 2 の病状判定装置 30 が備える第 2 負荷振幅検出部（この一例では、形状

50

検出部 170) は、第 2 負荷血流情報 SBC に基づいて、コントロール状態 CLC における被検体 ST の血流のヘモグロビン濃度変化の振幅 (この一例では、検出情報 DR3) を検出する。形状判定部 180 は、検出情報 DR3 に基づいて、被検体 ST の病状を判定する。

【0096】

変形例 2 の病状判定装置 30 によれば、測定器 BT によって検出した血流情報 BC に基づく比較的簡素な構成によって、被検体 ST の病状を判定することができる。

【0097】

なお、上記の各実施形態における病状判定装置 10 及び病状判定装置 20 が備える各部分は、専用のハードウェアにより実現されるものであってもよく、また、メモリおよびマイクロプロセッサにより実現させるものであってもよい。

10

【0098】

なお、病状判定装置 10 及び病状判定装置 20 が備える各部分は、メモリおよび CPU (中央演算装置) により構成され、病状判定装置 10 及び病状判定装置 20 が備える各部分の機能を実現するためのプログラムをメモリにロードして実行することによりその機能を実現させるものであってもよい。

【0099】

また、病状判定装置 10 及び病状判定装置 20 が備える各部分の機能を実現するためのプログラムをコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録して、この記録媒体に記録されたプログラムをコンピュータシステムに読み込ませ、実行することにより処理を行ってもよい。なお、ここでいう「コンピュータシステム」とは、OS や周辺機器等のハードウェアを含むものとする。

20

【0100】

また、「コンピュータシステム」は、WWW システムを利用している場合であれば、ホームページ提供環境 (あるいは表示環境) も含むものとする。

また、「コンピュータ読み取り可能な記録媒体」とは、フレキシブルディスク、光磁気ディスク、ROM、CD-ROM 等の可搬媒体、コンピュータシステムに内蔵されるハードディスク等の記憶装置のことをいう。さらに「コンピュータ読み取り可能な記録媒体」とは、インターネット等のネットワークや電話回線等の通信回線を介してプログラムを送信する場合の通信線のように、短時間の間、動的にプログラムを保持するもの、その場合のサーバやクライアントとなるコンピュータシステム内部の揮発性メモリのように、一定時間プログラムを保持しているものも含むものとする。また上記プログラムは、前述した機能の一部を実現するためのものであってもよく、さらに前述した機能をコンピュータシステムにすでに記録されているプログラムとの組み合わせで実現できるものであってもよい。

30

【0101】

以上、本発明の実施形態を、図面を参照して詳述してきたが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲で適宜変更を加えることができる。上述した各実施形態に記載の構成を組み合わせてもよい。

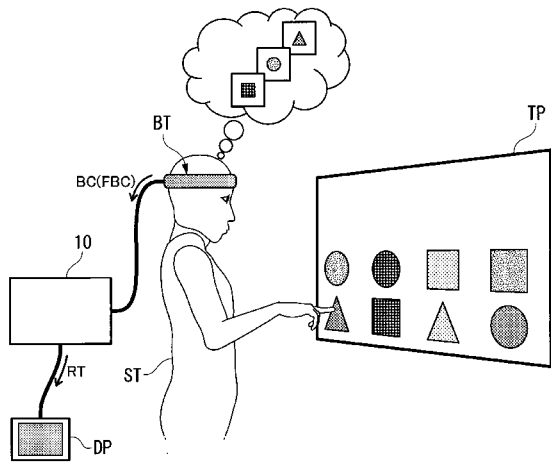
【符号の説明】

40

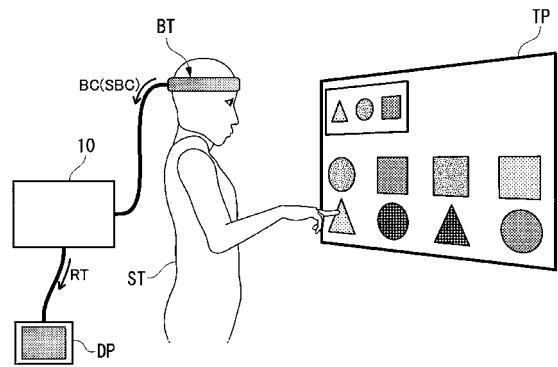
【0102】

1、2 ... 病状判定システム、10、20 ... 病状判定装置、100、200 ... 制御部、110 ... 取得部、120 ... 第 1 分離度算出部、130 ... 振幅検出部、140 ... 位相検出部、150 ... 判定部、160 ... 第 2 分離度算出部、PH ... 位相、AP ... 振幅、SD ... 分離度、WSD ... 重み付き分離度、BT ... 測定器、DP ... 表示部、RTC ... レスト状態、TK ... タスク、CL ... コントロール、CLC、CLC1、CLC2 ... コントロール状態、TKC、TKC1、TKC2、TKC3 ... タスク状態、BC、BC1、BC2、BC21、BC22 ... 血流情報、ST ... 被検体、HP ... 健常者、SP ... 非健常者

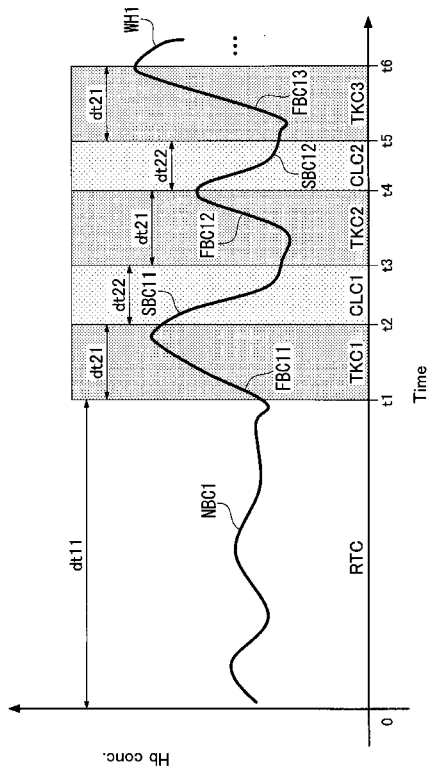
【 図 1 】



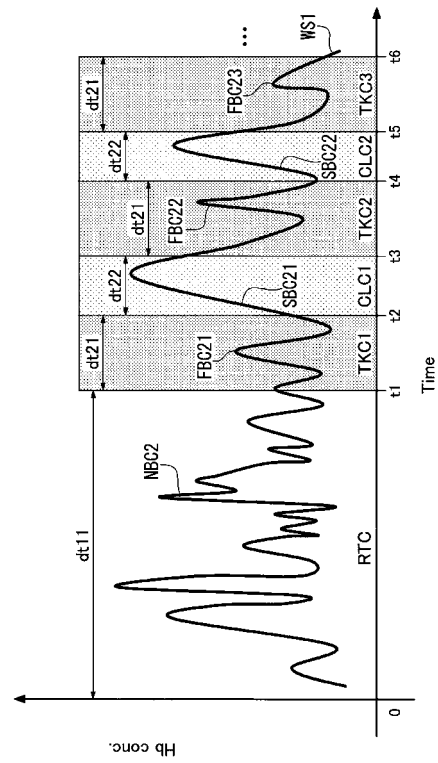
【 図 2 】



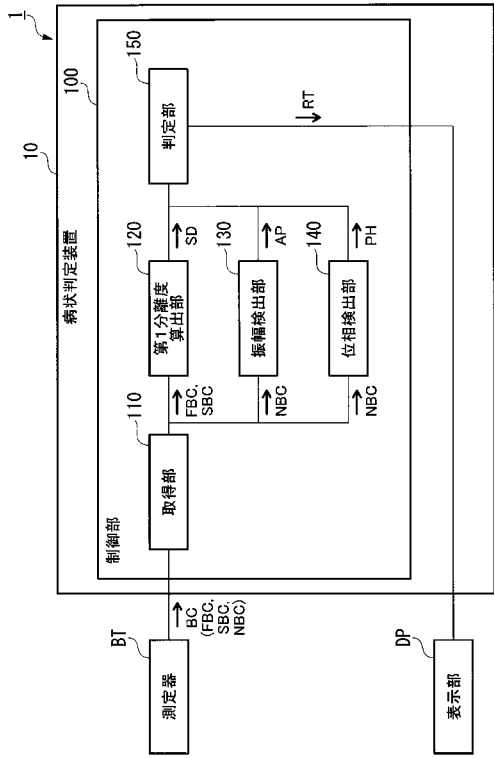
【 図 3 】



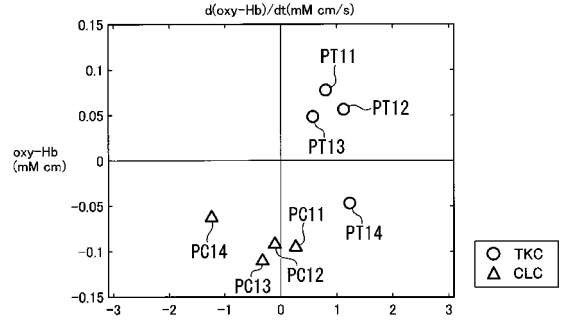
【 図 4 】



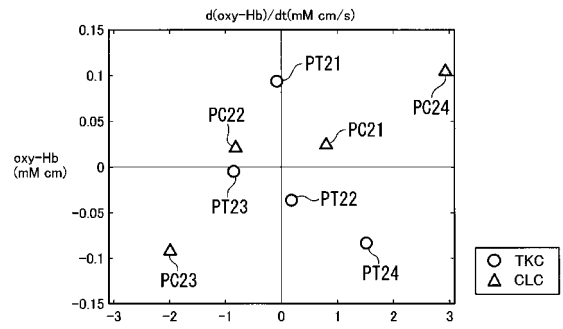
【 図 5 】



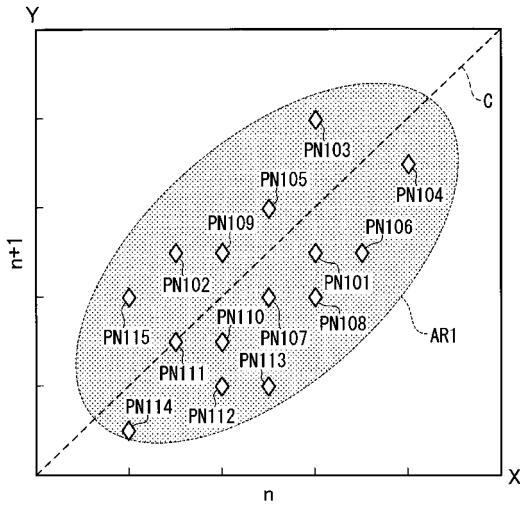
【 図 6 】



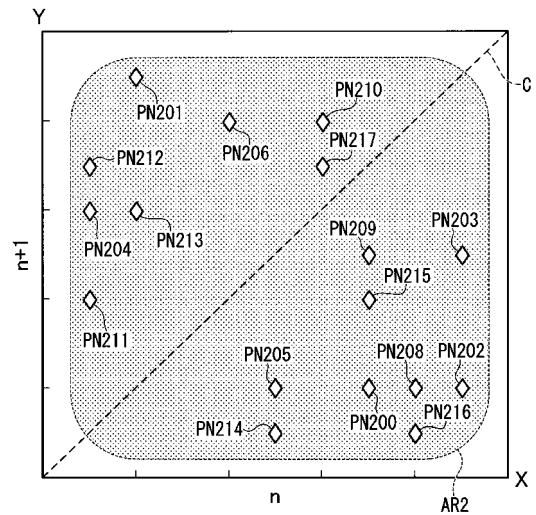
【 図 7 】



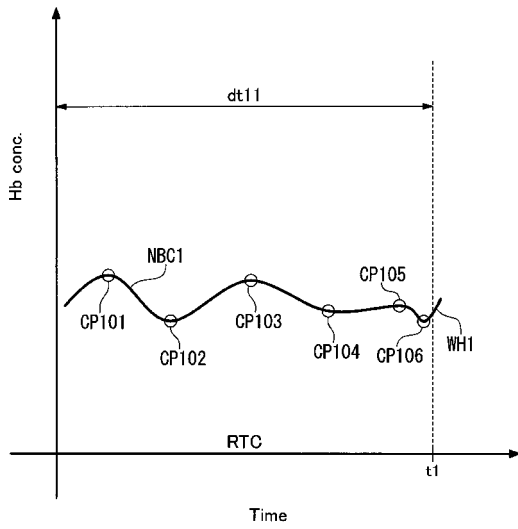
【 図 8 】



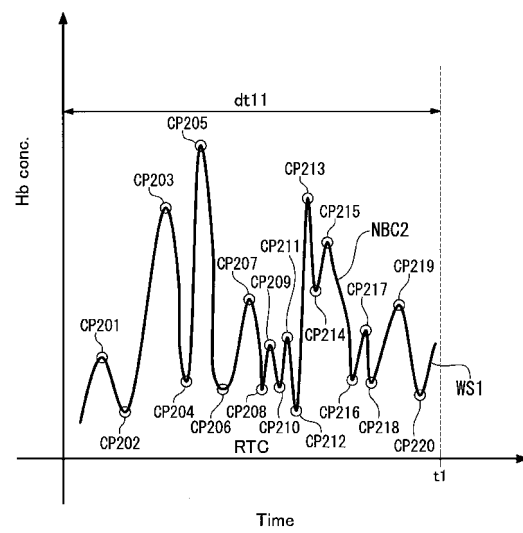
【 図 9 】



【図10】



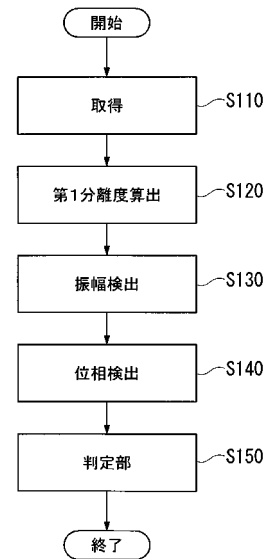
【図11】



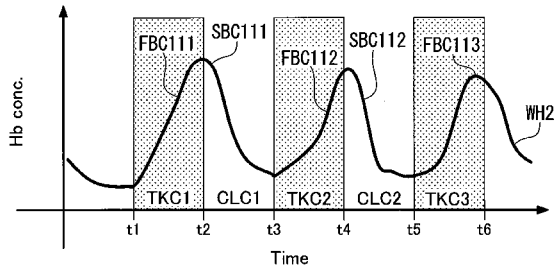
【図12】

| | レスト状態RTC | 負荷有 (タスク状態TKC又は コントロール状態CLC) |
|-------------|---------------------|------------------------------------|
| 振幅APが小さい | 健常者HP/○ 非健常者SP/× | — |
| 位相PHの変化が少ない | 健常者HP/○ 非健常者SP/× | — |
| 分離度SDが高い | — | 健常者HP/○ 非健常者SP/× |

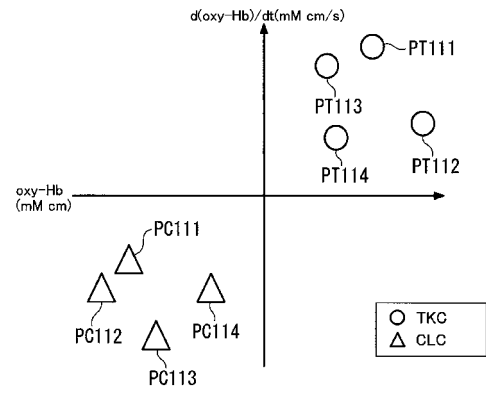
【図13】



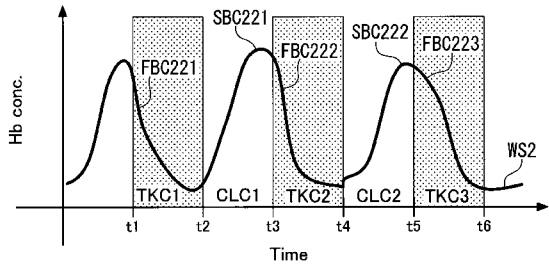
【 図 1 4 A 】



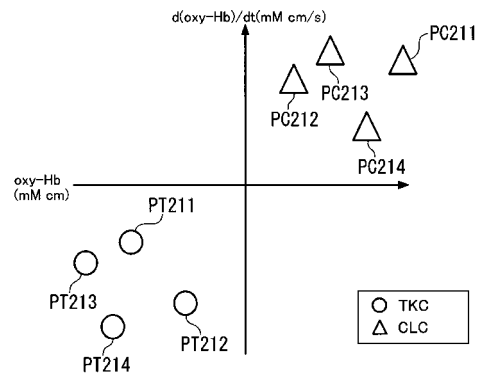
【 図 1 4 B 】



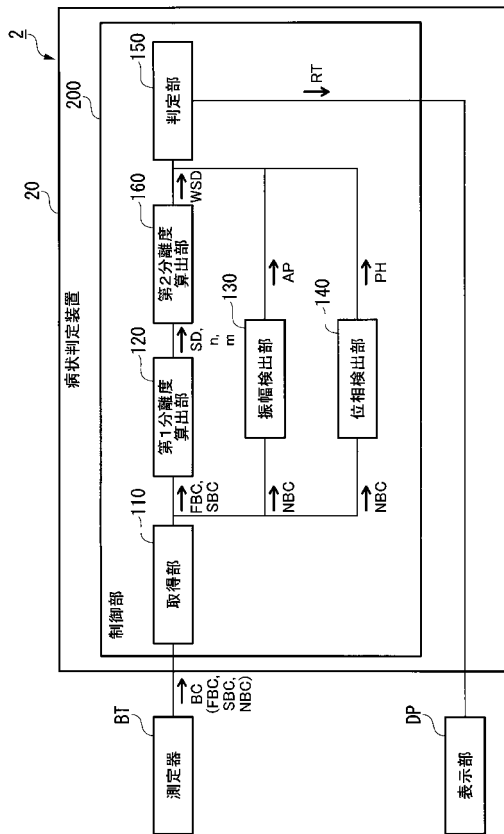
【 図 1 5 A 】



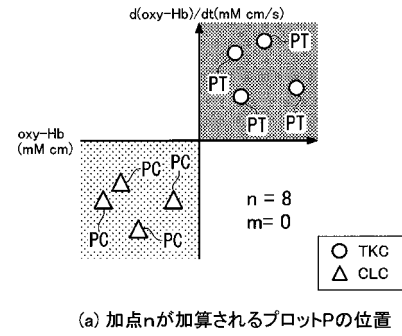
【 図 1 5 B 】



【 図 1 6 】

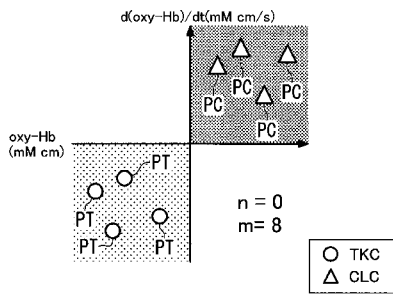


【 図 1 7 A 】



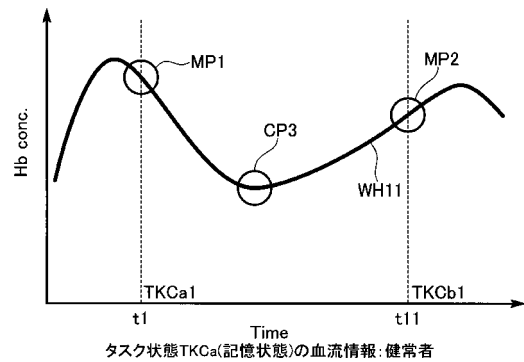
(a) 加算点nが加算されるプロットPの位置

【 図 1 7 B 】

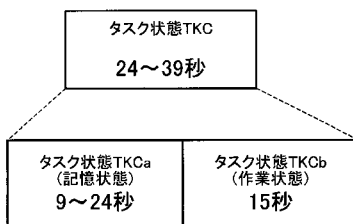


(b) 減点mが加算されるプロットPの位置

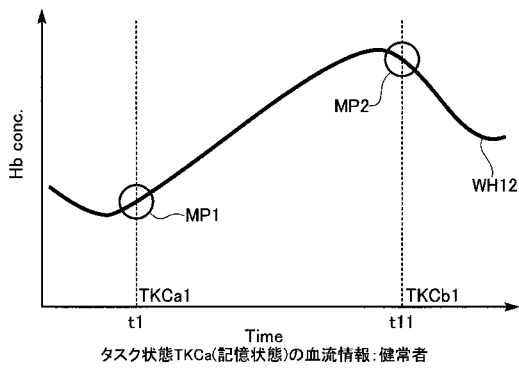
【 図 1 9 】



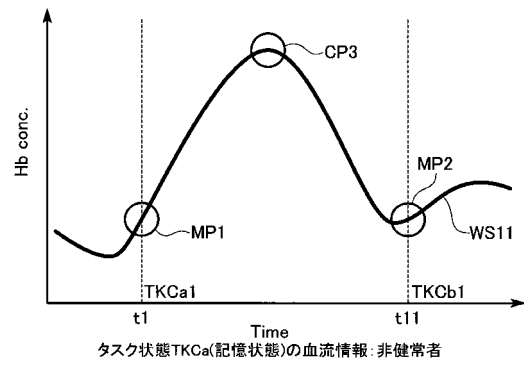
【 図 1 8 】



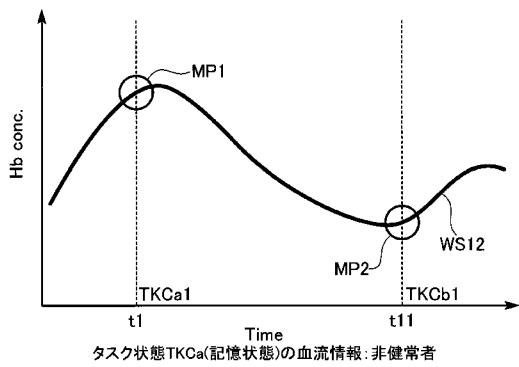
【 図 2 0 】



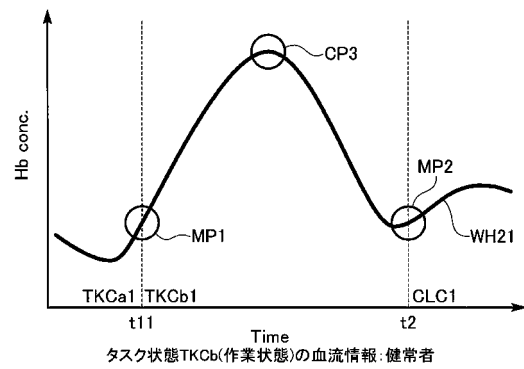
【 図 2 1 】



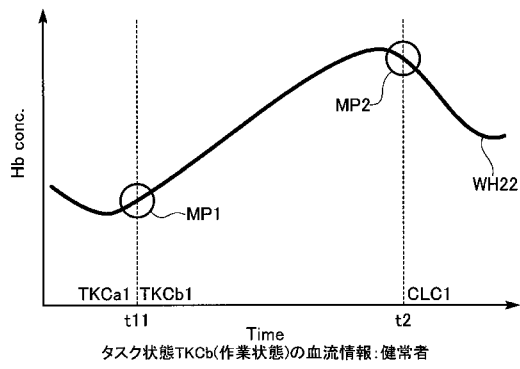
【 図 2 2 】



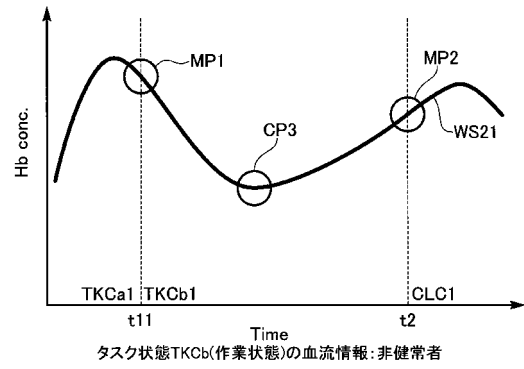
【 図 2 3 】



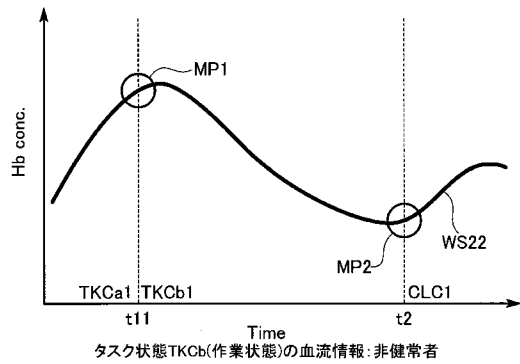
【 図 2 4 】



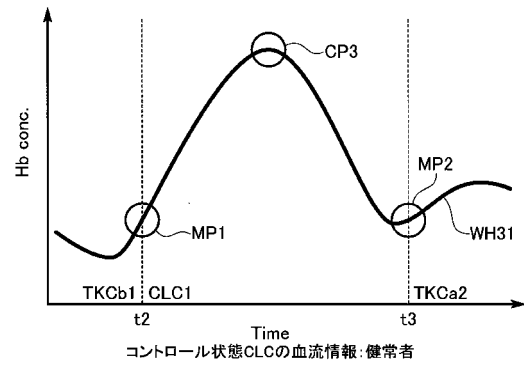
【 図 2 5 】



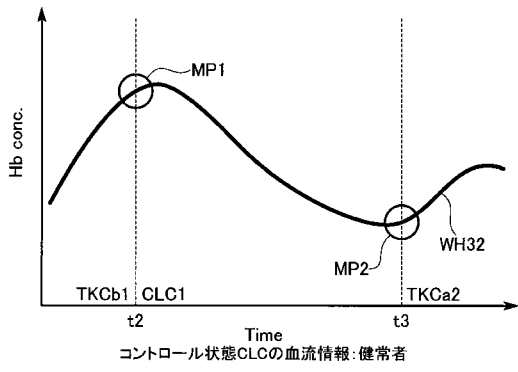
【 図 2 6 】



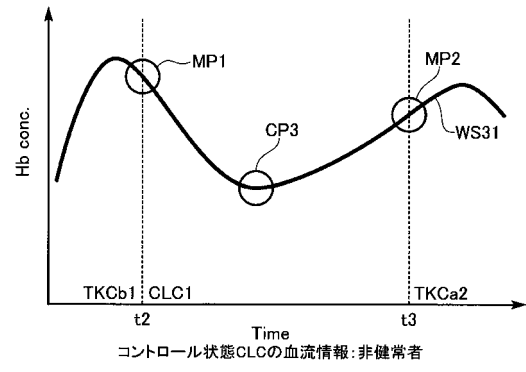
【 図 2 7 】



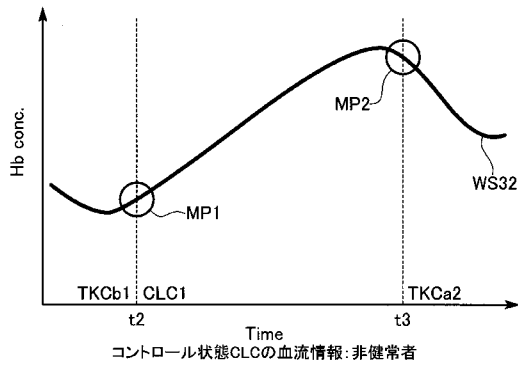
【 図 2 8 】



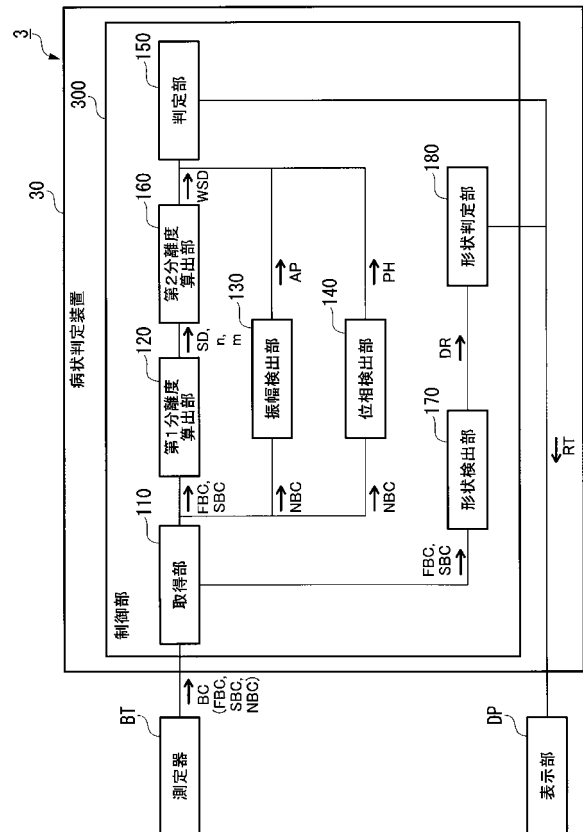
【 図 2 9 】



【 図 3 0 】



【 図 3 1 】



【 国際調査報告 】

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT | | International application No. PCT/JP2017/033034 |
|---|---|--|
| 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, A61B5/026-5/0295, 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. |
| A | JP 2014-23866 A (Nihon University), 06 February 2014 (06.02.2014), paragraphs [0015] to [0070]; fig. 1 to 21 (Family: none) | 1-13 |
| A | JP 2013-52175 A (Nihon University), 21 March 2013 (21.03.2013), paragraphs [0016] to [0078]; fig. 1 to 19 (Family: none) | 1-13 |
| A | JP 2011-229613 A (Hitachi Medical Corp.), 17 November 2011 (17.11.2011), paragraphs [0002], [0004] (Family: none) | 1-13 |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 | "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 |
| "E" | earlier application or patent but published on or after the international filing date | "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 |
| "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) | "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 |
| "O" | document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means | "&" document member of the same patent family |
| "P" | document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed | |
| Date of the actual completion of the international search 25 October 2017 (25.10.17) | | Date of mailing of the international search report 07 November 2017 (07.11.17) |
| 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/JP2017/033034

| C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
|---|---|-----------------------|
| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| A | WO 2005/025421 A1 (Hitachi Medical Corp.), 24 March 2005 (24.03.2005), paragraphs [0017] to [0047]; fig. 1 to 12 & JP 4555230 B2 & US 2007/0055118 A1 paragraphs [0022] to [0061]; fig. 1 to 12 & EP 1665985 A1 & CN 1849093 A | 1-13 |
| A | WO 2006/132313 A1 (Hitachi Medical Corp.), 14 December 2006 (14.12.2006), paragraphs [0024] to [0030]; fig. 3, 4 & JP 4518281 B2 & US 2009/0118602 A1 paragraphs [0040] to [0047]; fig. 3, 4 & EP 1891893 A1 & CN 101193591 A | 1-13 |
| A | JP 2010-57718 A (Hitachi, Ltd.), 18 March 2010 (18.03.2010), paragraph [0018]; fig. 2 (Family: none) | 1-13 |
| A | WO 2011/065237 A1 (Hitachi, Ltd.), 03 June 2011 (03.06.2011), paragraphs [0010] to [0045]; fig. 1 to 30 & US 2012/0245443 A1 paragraphs [0041] to [0083]; fig. 1 to 30 | 1-13 |
| A | JP 2009-285000 A (Hitachi, Ltd.), 10 December 2009 (10.12.2009), paragraphs [0013] to [0040]; fig. 1 to 10 (Family: none) | 1-13 |

| 国際調査報告 | | 国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 3 3 0 3 4 | | | | | | | | | | | | |
|--|---|--------------------------------------|--------------|--------------|--------------------------------|---|--|---|--|---|---------------------------|-------------------|------------------------------|--|
| 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, A61B5/026-5/0295, 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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2017年</td> </tr> </table> | | | 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 | | | | |
| 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 | | | | | | | | | | | | |
| A | JP 2014-23866 A (学校法人日本大学) 2014.02.06, 段落[0015]-[0070], 第1-21図 (ファミリーなし) | 1-13 | | | | | | | | | | | | |
| A | JP 2013-52175 A (学校法人日本大学) 2013.03.21, 段落[0016]-[0078], 第1-19図 (ファミリーなし) | 1-13 | | | | | | | | | | | | |
| A | JP 2011-229613 A (株式会社日立メディコ) 2011.11.17, 段落[0002], [0004] (ファミリーなし) | 1-13 | | | | | | | | | | | | |
| <input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。 | | | | | | | | | | | | | | |
| <table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>の日の後に公表された文献</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「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)</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td>「&」 同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</td> <td></td> </tr> </table> | | | * 引用文献のカテゴリー | の日の後に公表された文献 | 「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 | 「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 | 「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 | 「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 | 「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) | 「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 | 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 | 「&」 同一パテントファミリー文献 | 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 | |
| * 引用文献のカテゴリー | の日の後に公表された文献 | | | | | | | | | | | | | |
| 「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 | 「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 | | | | | | | | | | | | | |
| 「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 | 「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 | | | | | | | | | | | | | |
| 「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) | 「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 | | | | | | | | | | | | | |
| 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 | 「&」 同一パテントファミリー文献 | | | | | | | | | | | | | |
| 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 | | | | | | | | | | | | | | |
| 国際調査を完了した日 25.10.2017 | 国際調査報告の発送日 07.11.2017 | | | | | | | | | | | | | |
| 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) ▲高▼ 芳徳 電話番号 03-3581-1101 内線 3292 | 2Q 9813 | | | | | | | | | | | | |

| 国際調査報告 | | 国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 3 3 0 3 4 |
|-----------------------|---|--------------------------------------|
| 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 | WO 2005/025421 A1 (株式会社日立メディコ) 2005.03.24, 段落[0017]-[0047], 第1-12 図 & JP 4555230 B2 & US 2007/0055118 A1, 段落[0022]-[0061], 第1-12 図 & EP 1665985 A1 & CN 1849093 A | 1-13 |
| A | WO 2006/132313 A1 (株式会社日立メディコ) 2006.12.14, 段落[0024]-[0030], 第3,4 図 & JP 4518281 B2 & US 2009/0118602 A1, 段落[0040]-[0047], 第3,4 図 & EP 1891893 A1 & CN 101193591 A | 1-13 |
| A | JP 2010-57718 A (株式会社日立製作所) 2010.03.18, 段落[0018], 第2 図 (ファミリーなし) | 1-13 |
| A | WO 2011/065237 A1 (株式会社日立製作所) 2011.06.03, 段落[0010]-[0045], 第1-30 図 & US 2012/0245443 A1, 段落[0041]-[0083], 第1-30 図 | 1-13 |
| A | JP 2009-285000 A (株式会社日立製作所) 2009.12.10, 段落[0013]-[0040], 第1-10 図 (ファミリーなし) | 1-13 |

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(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), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), 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

(72)発明者 成田 奈緒子

埼玉県越谷市南荻島 3 3 3 7 文教大学教育学部内

Fターム(参考) 4C017 AA11 AB06 AC28 BB04 BC11 CC03 FF05
4C038 KK01 KL05 KL07 KX02

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。