

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6538599号
(P6538599)

(45) 発行日 令和1年7月3日 (2019.7.3)

(24) 登録日 令和1年6月14日 (2019.6.14)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

A 6 1 B 5/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 D

A 6 1 B 5/0245 1 〇 〇 D

A 6 1 B 5/00 D

請求項の数 12 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2016-53292 (P2016-53292)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成28年3月17日 (2016.3.17)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2017-164329 (P2017-164329A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成29年9月21日 (2017.9.21)	(74) 代理人	110001988
審査請求日	平成30年3月8日 (2018.3.8)		特許業務法人小林国際特許事務所
		(72) 発明者	金田 昭治
			東京都港区赤坂9丁目7番3号 富士フイルム株式会社内
		審査官	伊藤 幸仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 診断支援装置とその作動方法および作動プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検者の心拍変動波形の情報を取得する取得部と、
前記心拍変動波形から、前記被検者の血圧の変動に同期した血圧変動成分を抽出する抽出部と、
前記血圧変動成分の周期に前記被検者の呼吸の周期を誘導するガイダンス情報を出力するガイダンス情報出力部と、
前記ガイダンス情報の出力開始以後において、前記心拍変動波形の強度に関する数値を算出する算出部と、
前記数値に基づいて、前記被検者の自律神経機能の障害の有無を判定する判定部と、
前記判定部の判定結果を出力する判定結果出力部とを備える診断支援装置。

10

【請求項2】

前記判定部は、予め設定された第1期間における前記数値の最大値に基づいて前記判定を行う請求項1に記載の診断支援装置。

【請求項3】

前記血圧変動成分の周期と前記被検者の呼吸の周期が一致しているか否かを識別する識別部を備える請求項1に記載の診断支援装置。

【請求項4】

前記識別部は、前記被検者の呼吸を検知する呼吸センサからの信号に基づいて前記識別を行う請求項3に記載の診断支援装置。

20

【請求項 5】

前記抽出部は、前記心拍変動波形から、前記被検者の呼吸の変動に同期した呼吸変動成分も抽出し、

前記識別部は、前記呼吸変動成分に基づいて前記識別を行う請求項 3 に記載の診断支援装置。

【請求項 6】

前記判定部は、前記血圧変動成分の周期と前記被検者の呼吸の周期が一致している旨の識別結果が、予め設定された第 2 期間継続して前記識別部から出力された場合に前記判定を行う請求項 3 ないし 5 のいずれか 1 項に記載の診断支援装置。

【請求項 7】

前記ガイダンス情報出力部は、前記ガイダンス情報を画像または／および音声により出力する請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項に記載の診断支援装置。

【請求項 8】

前記判定部は、前記数値と予め設定された閾値との比較により前記判定を行う請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項に記載の診断支援装置。

【請求項 9】

前記判定部は、過去の症例を元に統計的手法により導出した、少なくとも前記数値を変数とする判定式により前記判定を行う請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項に記載の診断支援装置。

【請求項 10】

前記算出部は、前記数値として前記心拍変動波形の低周波数帯域成分のパワーを算出する請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 項に記載の診断支援装置。

【請求項 11】

被検者の心拍変動波形の情報を取得する取得ステップと、
前記心拍変動波形から、前記被検者の血圧の変動に同期した血圧変動成分を抽出する抽出ステップと、

前記血圧変動成分の周期に前記被検者の呼吸の周期を誘導するガイダンス情報を出力するガイダンス情報出力ステップと、

前記ガイダンス情報の出力開始以後において、前記心拍変動波形の強度に関する数値を算出する算出ステップと、

前記数値に基づいて、前記被検者の自律神経機能の障害の有無を判定する判定ステップと、

前記判定ステップの判定結果を出力する判定結果出力ステップとを備える診断支援装置の作動方法。

【請求項 12】

被検者の心拍変動波形の情報を取得する取得機能と、
前記心拍変動波形から、前記被検者の血圧の変動に同期した血圧変動成分を抽出する抽出機能と、

前記血圧変動成分の周期に前記被検者の呼吸の周期を誘導するガイダンス情報を出力するガイダンス情報出力機能と、

前記ガイダンス情報の出力開始以後において、前記心拍変動波形の強度に関する数値を算出する算出機能と、

前記数値に基づいて、前記被検者の自律神経機能の障害の有無を判定する判定機能と、
前記判定機能の判定結果を出力する判定結果出力機能とを、コンピュータに実行させる診断支援装置の作動プログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、診断支援装置とその作動方法および作動プログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

心拍変動波形は、心臓の拍動の間隔である心拍間隔の時間的な変動を表す波形である。心拍変動波形には、血圧の変動に同期した血圧変動成分（Mayer波とも呼ばれる）、呼吸の変動に同期した呼吸変動成分といった、自律神経機能に関わる変動成分が含まれている。このため、心拍変動波形に基づいて、被検者の自律神経機能の障害の有無を判定することが行われている。

【0003】

特許文献1には、心拍変動波形に基づいて、認知症が疑われる被検者がアルツハイマー型認知症とレビー小体型認知症のいずれに罹患しているかを判定する技術が記載されている。特許文献1は、レビー小体型認知症では血圧が不安定になったり呼吸の調節に支障が出る等、アルツハイマー型認知症には見られない自律神経機能の障害が見られるという知見を利用している。具体的には、被検者の心拍変動波形から、血圧変動成分に対応する低周波数帯域成分（LF）と、呼吸変動成分に対応する高周波数帯域成分（HF）を抽出する。そして、これらの成分の比（LF/HF）と予め設定された閾値とを比較し、比が閾値を超える場合はアルツハイマー型認知症（すなわち自律神経機能の障害なし）と判定し、比が閾値以下の場合はレビー小体型認知症（すなわち自律神経機能の障害あり）と判定している。

10

【0004】

自律神経は交感神経と副交感神経とで構成される。血圧のような比較的低周波数の変動は交感神経と副交感神経の両方によって心拍変動波形に伝達される。一方、呼吸のような比較的高周波数の変動は副交感神経のみによって心拍変動波形に伝達される。また、被検者がストレス状態にある場合は交感神経が亢進し、逆に被検者がリラックス状態にある場合は副交感神経が亢進する。このため、被検者がストレス状態にあるかリラックス状態にあるかで、心拍変動波形が変化する。こうした知見を逆に利用して、被検者がストレス状態にあるかリラックス状態にあるかを判定することも行われている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許第5626853号

【発明の概要】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

血圧変動成分の周期は一般的に10秒程度である。また、血圧変動成分の周期に呼吸の周期を合わせることで、被検者がリラックス状態になることが知られている。

【0007】

ところで、特許文献1のように自律神経機能の障害の有無を判定する場合には、被検者がストレス状態にあると心拍変動波形に影響して自律神経機能の障害の有無の判定の際にノイズとなるため、なるべく被検者をリラックス状態にして測定条件を統一することが求められる。そこで、予め記憶された周期に被検者の呼吸の周期を誘導するガイダンス情報を出力し、被検者をリラックス状態にすることが考えられる。

40

【0008】

しかしながら、血圧変動成分の周期には個人差がある。したがって、この個人差を無視して、一律に予め記憶された周期に被検者の呼吸の周期を誘導した場合は、被検者によってはリラックス状態にならない場合が生じる。

【0009】

本発明は、全ての被検者を漏れなくリラックス状態にし、正確に自律神経機能の障害の有無を判定することが可能な診断支援装置とその作動方法および作動プログラム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】

【0010】

50

上記課題を解決するために、本発明の診断支援装置は、被検者の心拍変動波形の情報を取得する取得部と、心拍変動波形から、被検者の血圧の変動に同期した血圧変動成分を抽出する抽出部と、血圧変動成分の周期に被検者の呼吸の周期を誘導するガイダンス情報を出力するガイダンス情報出力部と、ガイダンス情報の出力開始以後において、心拍変動波形の強度に関する数値を算出する算出部と、数値に基づいて、被検者の自律神経機能の障害の有無を判定する判定部と、判定部の判定結果を出力する判定結果出力部とを備える。

【0011】

判定部は、予め設定された第1期間における数値の最大値に基づいて判定を行うことが好ましい。

【0012】

血圧変動成分の周期と被検者の呼吸の周期が一致しているか否かを識別する識別部を備えることが好ましい。

【0013】

識別部は、被検者の呼吸を検知する呼吸センサからの信号に基づいて識別を行うことが好ましい。

【0014】

抽出部は、心拍変動波形から、被検者の呼吸の変動に同期した呼吸変動成分も抽出し、識別部は、呼吸変動成分に基づいて識別を行うことが好ましい。

【0015】

判定部は、血圧変動成分の周期と被検者の呼吸の周期が一致している旨の識別結果が、予め設定された第2期間継続して識別部から出力された場合に判定を行うことが好ましい。

【0016】

ガイダンス情報出力部は、ガイダンス情報を画像または／および音声により出力することが好ましい。

【0017】

判定部は、数値と予め設定された閾値との比較により判定を行うことが好ましい。

【0018】

判定部は、過去の症例を元に統計的手法により導出した、少なくとも数値を変数とする判定式により判定を行うことが好ましい。

【0019】

算出部は、数値として心拍変動波形の低周波数帯域成分のパワーを算出することが好ましい。

【0020】

本発明の診断支援装置の作動方法は、被検者の心拍変動波形の情報を取得する取得ステップと、心拍変動波形から、被検者の血圧の変動に同期した血圧変動成分を抽出する抽出ステップと、血圧変動成分の周期に被検者の呼吸の周期を誘導するガイダンス情報を出力するガイダンス情報出力ステップと、ガイダンス情報の出力開始以後において、心拍変動波形の強度に関する数値を算出する算出ステップと、数値に基づいて、被検者の自律神経機能の障害の有無を判定する判定ステップと、判定ステップの判定結果を出力する判定結果出力ステップとを備える。

【0021】

本発明の診断支援装置の作動プログラムは、被検者の心拍変動波形の情報を取得する取得機能と、心拍変動波形から、被検者の血圧の変動に同期した血圧変動成分を抽出する抽出機能と、血圧変動成分の周期に被検者の呼吸の周期を誘導するガイダンス情報を出力するガイダンス情報出力機能と、ガイダンス情報の出力開始以後において、心拍変動波形の強度に関する数値を算出する算出機能と、数値に基づいて、被検者の自律神経機能の障害の有無を判定する判定機能と、判定機能の判定結果を出力する判定結果出力機能とを、コンピュータに実行させる。

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、被検者の心拍変動波形から抽出した血圧変動成分の周期に、呼吸の周期を誘導するガイダンス情報を出力するので、全ての被検者を漏れなくリラックス状態にし、正確に自律神経機能の障害の有無を判定することが可能な診断支援装置とその作動方法および作動プログラムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】診断支援装置を用いた診断の様子を示す図である。

【図2】診断支援装置を構成するコンピュータを示すブロック図である。

【図3】診断支援装置のCPUの各機能部を示すブロック図である。

10

【図4】心電図の情報から心拍変動波形を生成する取得部の機能を示す図である。

【図5】抽出部の抽出機能を示す図である。

【図6】出力部のガイダンス情報出力機能を示す図である。

【図7】ガイダンス情報を画像および音声により出力する様子を示す図である。

【図8】ガイダンス情報を画像および音声により出力する様子を示す図である。

【図9】算出部の算出機能を示す図である。

【図10】判定部の判定機能と出力部の判定結果出力機能を示す図である。

【図11】判定結果が自律神経機能の障害なしの場合の判定結果表示画面を示す図である。

。

【図12】判定結果が自律神経機能の障害有りの場合の判定結果表示画面を示す図である。

20

。

【図13】CPUの各機能部の処理タイミングを示す図である。

【図14】診断支援装置の処理手順を示すフローチャートである。

【図15】第2実施形態の診断支援装置のCPUの各機能部を示すブロック図である。

【図16】第2実施形態における識別部の識別機能を示す図である。

【図17】第2実施形態における判定部の判定タイミングを示す図である。

【図18】第3実施形態の診断支援装置のCPUの各機能部を示すブロック図である。

【図19】第3実施形態における識別部の識別機能を示す図である。

【図20】第4実施形態における判定部の判定機能を示す図である。

【図21】診断支援装置の別の例を示す図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0024】

[第1実施形態]

図1において、診断支援装置10は、ノート型のパーソナルコンピュータであり、ディスプレイ11、キーボードおよびタッチパッドで構成される操作部12、およびスピーカー13を備えている。

【0025】

診断支援装置10は、医療施設等に設置され、被検者Sの健康状態の診断を支援する。より具体的には、診断支援装置10は、被検者Sの心拍変動波形の情報を取得し、心拍変動波形の強度に関する数値に基づいて、被検者Sの自律神経機能の障害の有無を判定し、その判定結果を出力する。

40

【0026】

診断支援装置10には、USB (Universal Serial Bus) ケーブル14を介して心電計15が接続されている。心電計15は電極パッド16を有する。電極パッド16は被検者Sの左胸部の所定の位置に取り付けられる。心電計15は、電極パッド16からの信号に基づいて被検者Sの心電図(図4参照)を生成する。心電計15は、心電図の情報を診断支援装置10に送信する。

【0027】

図2において、診断支援装置10は、前述のディスプレイ11、操作部12、およびスピーカー13に加えて、ストレージデバイス20、メモリ21、CPU (Central Proces

50

sing Unit) 22、および通信部23を備えている。これらはデータバス24を介して相互接続されている。

【0028】

ストレージデバイス20は、診断支援装置10に内蔵、またはケーブルあるいはネットワークを通じて接続されたハードディスクドライブ、もしくはハードディスクドライブを複数台連装したディスクアレイである。ストレージデバイス20には、オペレーティングシステム等の制御プログラム、各種アプリケーションプログラム、およびこれらのプログラムに付随する各種データ等が記憶されている。

【0029】

メモリ21は、CPU22が処理を実行するためのワークメモリである。CPU22は、ストレージデバイス20に記憶されたプログラムをメモリ21へロードして、プログラムにしたがった処理を実行することにより、診断支援装置10の各部を統括的に制御する。

10

【0030】

通信部23は、USBケーブル14を介して心電計15から送信される心電図の情報を受信するUSBインターフェースである。ディスプレイ11は、心電図の情報に基づいた各種表示画面を表示する。表示画面にはGUI(Graphical User Interface)による操作機能が備えられる。診断支援装置10は、表示画面を通じて操作部12からの操作指示の入力を受け付ける。

【0031】

20

図3において、ストレージデバイス20には作動プログラム30が記憶されている。作動プログラム30は、コンピュータを診断支援装置として機能させるためのアプリケーションプログラムである。ストレージデバイス20には、作動プログラム30の他に、被検者Sの自律神経機能の障害の有無を判定する際に用いる閾値THが記憶されている。

【0032】

作動プログラム30が起動されると、CPU22は、メモリ21等と協働して、取得部35、抽出部36、出力部37、算出部38、および判定部39として機能する。

【0033】

取得部35は、心電計15からの被検者Sの心電図の情報を心拍変動波形の情報として取得する取得機能を担う。取得部35は、心拍変動波形を抽出部36と算出部38に出力する。

30

【0034】

抽出部36は、心拍変動波形から、被検者Sの血圧の変動に同期した血圧変動成分を抽出する抽出機能を担う。抽出部36は、血圧変動成分を出力部37に出力する。

【0035】

出力部37はガイダンス情報出力部に相当し、血圧変動成分の周期に被検者Sの呼吸の周期を誘導するガイダンス情報を出力するガイダンス情報出力機能を担う。出力部37は、ガイダンス情報をディスプレイ11およびスピーカ13に出力する。すなわち、出力部37は、ガイダンス情報を画像および音声により出力する。

【0036】

40

算出部38は、心拍変動波形の強度に関する数値として、心拍変動波形の低周波数帯域成分のパワー(低周波数帯域成分の単位時間当たりの平均エネルギー)を算出する算出機能を担う。算出部38は、低周波数帯域成分のパワーを判定部39に出力する。

【0037】

判定部39は、低周波数帯域成分のパワーに基づいて、被検者Sの自律神経機能の障害の有無を判定する判定機能を担う。より具体的には、判定部39は、低周波数帯域成分のパワーと閾値THとの比較により判定を行う。判定部39は、判定結果を出力部37に出力する。

【0038】

出力部37は、前述のガイダンス情報出力機能に加えて、判定部39の判定結果を出力

50

する判定結果出力機能も担う。すなわち、出力部 37 は、判定結果出力部にも相当する。出力部 37 は、判定結果をディスプレイ 11 に出力する。

【0039】

以下、図 4～図 13 を参照して、CPU 22 の各機能部 35～39 の詳細な機能について説明する。

【0040】

図 4 に示すように、取得部 35 は、心電計 15 からの心電図の情報に基づいて心拍変動波形を生成する。心臓の 1 回の拍動による心電図には、周知のように P、Q、R、S、T の各ピークが現れる。取得部 35 は、各ピークのうちのピーク R0, R1, R2, R3, … の間隔 T01, T12, T23, … (RR 間隔と呼ばれる) を心拍間隔として認識し、間隔 T01, T12, T23, … を時間軸に沿ってプロットすることで心拍変動波形を生成する。

10

【0041】

図 5 に示すように、抽出部 36 は、取得部 35 からの心拍変動波形に対して、フーリエ変換または逆フーリエ変換等を用いた周知のデジタルバンドパスフィルタ処理を施す。このフィルタ処理の帯域を、周波数 0.05 Hz～0.15 Hz の範囲の低周波数帯域成分とすることで、心拍変動波形に含まれる被検者 S の血圧変動成分が抽出される。ここで血圧変動成分の周期を CBP と表記する。

【0042】

図 6 に示すように、出力部 37 は、抽出部 36 からの血圧変動成分の周期 CBP に呼吸の周期を誘導するガイダンス情報をディスプレイ 11 およびスピーカー 13 に出力する。

20

【0043】

図 7 および図 8 に示すように、出力部 37 は、ガイダンス情報の出力の一形態として、ディスプレイ 11 にガイダンス表示画面 45 を表示させ、かつスピーカー 13 からガイダンス音声 46A, 46B を出力させる。図 7 に示すガイダンス音声 46A は、被検者 S に息を吸うことを促す「吸ってー」であり、図 8 に示すガイダンス音声 46B は、被検者 S に息を吐くことを促す「吐いてー」である。

【0044】

ガイダンス表示画面 45 には、アニメーション 47A, 47B とメッセージ 48 が表示される。図 7 に示すアニメーション 47A は、腕を上げて口から息を吸い込んで肺が膨らんでいる状態を示し、被検者 S に息を吸うことを促すガイダンス音声 46A と連動している。図 8 に示すアニメーション 47B は、腕を下げて口から息を吐き出して肺が萎んでいる状態を示し、被検者 S に息を吐くことを促すガイダンス音声 46B と連動している。メッセージ 48 は、アニメーション 47A, 47B とガイダンス音声 46A, 46B に合わせて呼吸することを被検者 S に促す文章である。

30

【0045】

出力部 37 は、図 7 に示すガイダンス情報の出力時間と図 8 に示すガイダンス情報の出力時間を、血圧変動成分の周期 CBP の半分と一致させる等して、図 7 に示すガイダンス情報の出力時間と図 8 に示すガイダンス情報の出力時間を合わせた 1 セットのガイダンス情報の出力時間を、血圧変動成分の周期 CBP と一致させる。なお、図 8 に示すガイダンス情報の出力時間を長くする等、時間配分を偏らせてもよい。

40

【0046】

図 9 において、算出部 38 は、自己回帰モデル等の周知の解析アルゴリズムを用いて、取得部 35 からの心拍変動波形のパワースペクトル密度 (PSD; Power Spectral Density) を求める。算出部 38 は、PSD の低周波数帯域成分の領域 (周波数 0.05 Hz～0.15 Hz の範囲の領域) のパワーの積分値 LFP を、低周波数帯域成分のパワーとして算出する。

【0047】

なお、算出部 38 において算出するパワー LFP の周波数帯域は、抽出部 36 において抽出する被検者 S の血圧変動成分と同じ、周波数 0.05 Hz～0.15 Hz の範囲の領

50

域である。後述するように、ガイダンス情報によって血圧変動成分の周期C B Pに呼吸の周期が誘導されることで、心拍変動波形の低周波数帯域成分には血圧変動成分だけでなく被検者Sの呼吸の変動に同期した呼吸変動成分も含まれることになる。このため、抽出部36において抽出する成分を「血圧変動成分」、算出部38において算出するパワーL F Pを「低周波数帯域成分」のパワーL F Pとそれぞれ区別して表記する。

【0048】

図10において、判定部39は、算出部38からの低周波数帯域成分のパワーL F Pの最大値 $\max L F P$ と閾値 $T H$ との大小を比較する。最大値 $\max L F P$ が閾値 $T H$ よりも大きい場合、判定部39は、被検者Sの自律神経機能の障害なしと判定する。一方、最大値 $\max L F P$ が閾値 $T H$ 以下であった場合、判定部39は、被検者Sの自律神経機能の障害ありと判定する。

10

【0049】

図11および図12に示すように、出力部37は、判定部39の判定結果の出力の一形態として、ディスプレイ11に判定結果表示画面55を表示させる。図11は、判定結果が自律神経機能の障害なしの場合を示し、自律神経機能に障害がない旨のメッセージ56Aが表示される。一方、図12は、判定結果が自律神経機能の障害ありの場合を示し、自律神経機能の障害が疑われるため、専門医による診察と、詳しい検査を受けることを被検者Sに促すメッセージ56Bが表示される。

【0050】

図13において、低周波数帯域成分のパワーL F Pの最大値 $\max L F P$ は、時間 $T(1)$ から時間 $T(N)$ までの第1期間の間に、算出部38において算出された複数の低周波数帯域成分のパワーL F P(1), ..., L F P(K), ..., L F P(N)のうちの最大値である。ここで $K=1, 2, 3, \dots, N-2, N-1, N$ であり、 N は第1期間における低周波数帯域成分のパワーL F Pのサンプリング数を示し、 $T(K)-T(K-1)$ は低周波数帯域成分のパワーL F Pのサンプリング周期である。

20

【0051】

第1期間が開始する時間 $T(1)$ では、抽出部36において血圧変動成分の抽出が行われる。そして、出力部37においてガイダンス情報の出力が開始され、同時に算出部38において低周波数帯域成分のパワーL F Pの算出も開始される。対して、第1期間が終了する時間 $T(N)$ では、出力部37のガイダンス情報の出力が停止され、同時に算出部38の低周波数帯域成分のパワーL F Pの算出も停止される。第1期間には、被検者Sをリラックス状態とするのに十分な期間、例えば3分間~10分間が設定される。

30

【0052】

時間 $T(1)$ においては、ガイダンス情報の出力を開始したばかりであるため、血圧変動成分の周期C B Pに呼吸の周期が合っておらず、被検者Sはリラックス状態となっていない。このため、時間 $T(1)$ における $PSD:T(1)$ に示すように、低周波数帯域成分の領域のパワーは比較的小さいものとなり、L F P(1)も比較的小さい値となる。また、周波数 $0.15\text{ Hz} \sim 0.4\text{ Hz}$ の範囲の高周波数帯域に、被検者Sの呼吸の変動に同期した呼吸変動成分に起因するピーク $P-HF(1)$ が見られる。

【0053】

40

時間 $T(1)$ からある程度時間が経過した時間 $T(K)$ では、ガイダンス情報の誘導によって、血圧変動成分の周期C B Pに呼吸の周期が合ってくる。この例では、リラックス効果により、時間 $T(K)$ における $PSD:T(K)$ に示すように、時間 $T(1)$ の場合と比べて、低周波数帯域成分の領域のパワーは大きくなり、L F P(K)も大きい値となる。この場合も呼吸変動成分に起因するピーク $P-HF(K)$ が見られるが、時間 $T(1)$ の場合の $P-HF(1)$ と比べてパワーが大きい値となり、また、低周波数帯域成分の領域に近寄っている。

【0054】

時間 $T(N)$ においては、血圧変動成分の周期C B Pに呼吸の周期が一致し、被検者Sはリラックス状態となっている。このため、時間 $T(N)$ における $PSD:T(N)$ に示

50

ように、呼吸変動成分に起因するピーク $P-HF(N)$ はほぼ消滅して低周波数帯域成分に吸収され、その分低周波数帯域成分の領域のパワーはさらに大きくなり、 $LFP(N)$ もさらに大きい値となる。

【0055】

判定部39は、第1期間が終了するまで判定は行わない。第1期間終了後、判定部39は、第1期間の間に算出部38から順次入力される複数の低周波数帯域成分のパワー $LFP(1)$, $\dots$, $LFP(K)$, $\dots$, $LFP(N)$ の中から、最大値 $max LFP$ を選出する。

【0056】

具体的には、判定部39は、低周波数帯域成分のパワー LFP を記憶するメモリを有し、算出部38から低周波数帯域成分のパワー LFP が入力される度に、前回のサンプリングで入力された低周波数帯域成分のパワー $LFP(K-1)$ と今回のサンプリングで入力された低周波数帯域成分のパワー $LFP(K)$ の大きさを比較する。そして、 $LFP(K-1) < LFP(K)$ の場合は、メモリに記憶された $LFP(K-1)$ を $LFP(K)$ に書き換え、 $LFP(K-1) \geq LFP(K)$ の場合は書き換えを行わない。こうすることで、第1期間終了後にメモリに記憶された低周波数帯域成分のパワー LFP は最大値 $max LFP$ となる。

【0057】

時間 TS は、診断支援装置10のオペレータが操作部12を操作して、心電計15に検査開始を指示した時間である。また、時間 TE は、出力部37から判定部39の判定結果を出力し、検査を終了した時間である。時間 TS と時間 $T(1)$ の間に間隔が空いているのは、心拍変動波形の生成に必要な RR 間隔のサンプリング数を稼ぎ、ガイダンス情報の元となる血圧変動成分の抽出精度を高めるためである。時間 TS と時間 $T(1)$ の間の間隔は、例えば1分間に設定されている。なお、時間 $T(N)$ と時間 TE との間にも間隔が空いているが、この間隔は判定部39の判定と出力部37の判定結果の出力とに要する時間であり、数十マイクロ秒～数ミリ秒程度である。

【0058】

以下、上記構成の作用について、図14のフローチャートを参照して説明する。まず、オペレータは、心電計15の電極パッド16を被検者Sの左胸部の所定の位置に取り付け、操作部12を操作して心電計15に検査開始を指示する(時間 TS)。これにより心電計15が作動し、被検者Sの心電図の情報が診断支援装置10に送信される。心電図の情報は取得部35において心拍変動波形の情報として取得され(ステップ $S100$ 、取得ステップ)、取得部35により心電図の情報に基づき心拍変動波形が生成される。

【0059】

検査開始の指示から所定時間(時間 $T(1)$)経過後、抽出部36において心拍変動波形から被検者Sの血圧変動成分が抽出される(ステップ $S110$ 、抽出ステップ)。そして、血圧変動成分の周期 CBP に呼吸の周期を誘導するガイダンス情報の出力が出力部37により開始される(ステップ $S120$ 、ガイダンス情報出力ステップ)。また、同時に算出部38において低周波数帯域成分のパワー LFP の算出も開始される(ステップ $S120$ 、算出ステップ)。

【0060】

被検者Sの血圧変動成分の周期 CBP に呼吸の周期を誘導するガイダンス情報を出力するので、血圧変動成分の周期の個人差を加味した呼吸の周期の誘導が可能となる。ガイダンス情報で提示される呼吸の周期が個々の被検者Sに適応したものとなり、全ての被検者Sを漏れなくリラックス状態にすることができる。

【0061】

ガイダンス情報は、ガイダンス表示画面45およびガイダンス音声46A、46Bとしてディスプレイ11およびスピーカー13から出力される。このため被検者Sは、視覚および聴覚の両方でガイダンス情報を感知することができ、血圧変動成分の周期 CBP に呼吸の周期をスムーズに誘導することができる。

10

20

30

40

50

【0062】

出力部37のガイダンス情報の出力は、第1期間の間繰り返される（ステップS130でNO）。これにより、被検者Sは徐々にリラックス状態に誘導される。また、算出部38の低周波数帯域成分のパワーLFPの算出も、第1期間の間、所定のサンプリング周期で繰り返される（ステップS130でNO）。これにより、判定部39には、第1期間の間に算出部38により算出された複数の低周波数帯域成分のパワーLFP（1）、・・・、LFP（K）、・・・、LFP（N）が順次入力される。

【0063】

第1期間が終了すると（時間T（N）、ステップS130でYES）、出力部37においてガイダンス情報の出力が停止され、また、算出部38において低周波数帯域成分のパワーLFPの算出も停止される（ステップS140）。 10

【0064】

第1期間終了後、判定部39においては、複数の低周波数帯域成分のパワーLFP（1）、・・・、LFP（K）、・・・、LFP（N）の中から、最大値maxLFPが選出される。そして、選出された最大値maxLFPと閾値THとが比較され、これにより被検者Sの自律神経機能の障害の有無の判定が行われる（ステップS150、判定ステップ）。 20

【0065】

図13において説明したように、血圧変動成分の周期CBPに呼吸の周期が一致して被検者Sがリラックス状態となると、LFPは比較的大きい値となるので、最大値maxLFPは、第1期間中に被検者Sが最もリラックス状態となっているときの低周波数帯域成分のパワーLFPであるといえる。このため、最大値maxLFPに基づいて被検者Sの自律神経機能の障害の有無の判定を行うことで、ストレスによる、心拍変動波形状態の変化を防止することができるため、判定精度を大幅に高めることができ、正確に被検者Sの自律神経機能の障害の有無を判定することが可能となる。 30

【0066】

また、血圧変動成分の周期CBPに呼吸の周期が一致して被検者Sがリラックス状態となると、呼吸変動成分はほぼ消滅して低周波数帯域成分に吸収され、低周波数帯域成分のパワーLFPは比較的大きい値となり、最大値maxLFPも当然大きい値となる。このため、低周波数帯域成分のパワーLFPを心拍変動波形の強度に関する数値として算出し、低周波数帯域成分のパワーLFPに基づいて判定を行うことで、被検者Sがリラックス状態となっても比較的小さい値にしかならない数値に基づいて判定を行う場合よりも、簡単かつ高精度な判定を行うことができる。さらに、最大値maxLFPと閾値THとの比較により判定を行うので、判定が単純明快で時間も掛からない。 30

【0067】

全ての被検者Sを漏れなくリラックス状態にしたうえで判定を行うので、各被検者Sに対して同じ測定条件下で判定を行うことができ、各被検者の判定結果を同じステージ上で評価することができる。

【0068】

判定結果は、出力部37により判定結果表示画面55としてディスプレイ11から出力される（ステップS160、判定結果出力ステップ）。これにより検査が終了する（時間TE）。 40

【0069】

被検者Sは、判定結果表示画面55により、自らの自律神経機能の障害の有無を知ることができる。また、オペレータは、判定結果表示画面55により、被検者Sに適切な処置を施すことができる。特に、判定結果が自律神経機能の障害ありの場合の図12に示す判定結果表示画面55が表示された場合は、その場で被検者Sと相談して、専門医による診察および詳しい検査の予約等を行うことができる。

【0070】

[第2実施形態]

上記第1実施形態では、第1期間における低周波数帯域成分のパワーLFPの最大値 $m_{ax}LFP$ に基づいて判定を行う例を挙げたが、図15～図17に示す第2実施形態では、被検者Sの呼吸を検知して、血圧変動成分の周期CBPと呼吸の周期が一致しているか否かを識別する。そして、一致している状態が予め設定された第2期間継続した場合に判定を行う。

【0071】

図15において、本実施形態の診断支援装置60のCPU61には、上記第1実施形態の各機能部35～39（出力部37、算出部38は不図示）に加えて、識別部62が構築される。識別部62は、被検者Sの血圧変動成分の周期CBPと呼吸の周期が一致しているか否かを識別し、識別結果を判定部39に出力する。

10

【0072】

取得部35は、心電計15からの被検者Sの心電図の情報に加えて、呼吸センサ63からの信号（以下、呼吸信号）を取得する。そして、呼吸信号に基づいて呼吸の周期を導出し、導出した呼吸の周期を識別部62に出力する。また、抽出部36は、出力部37に加えて、血圧変動成分を識別部62に出力する。

【0073】

図16において、識別部62は、抽出部36からの血圧変動成分の周期CBPと、取得部35からの呼吸の周期（以下、CBRと表記）が一致しているか否かを識別する。識別部62は、呼吸の周期CBRが血圧変動成分の周期 $CBP \pm \alpha$ の範囲内にある場合（ $CBP - \alpha \leq CBR \leq CBP + \alpha$ ）、血圧変動成分の周期CBPと呼吸の周期CBRが一致していると識別し、識別結果として識別フラグ「1」を判定部39に出力する。一方、識別部62は、呼吸の周期CBRが血圧変動成分の周期 $CBP \pm \alpha$ の範囲内でない場合（ $CBR < CBP - \alpha$ 、または $CBR > CBP + \alpha$ ）、血圧変動成分の周期CBPと呼吸の周期CBRが一致していないと識別し、識別結果として識別フラグ「0」を判定部39に出力する。

20

【0074】

なお、 α は例えば数百ミリ秒～数秒であり、呼吸の周期CBRが血圧変動成分の周期CBPと完全に一致していなくとも、呼吸の周期CBRが血圧変動成分の周期CBPと一致していると見なすためのマージンである。 $\alpha = 0$ 、つまりマージンなしとしてもよい。この場合は $CBP = CBR$ の場合のみ識別フラグ「1」が出力される。

30

【0075】

図17に示すように、判定部39は、血圧変動成分の周期CBPと呼吸の周期CBRが一致している旨の識別結果、すなわち識別フラグ「1」が、予め設定された第2期間継続して識別部62から出力されないうちは判定を行わない。判定部39は、識別フラグ「1」が第2期間継続して識別部62から出力された場合に、そのとき算出部38から入力された低周波数帯域成分のパワーLFPに基づいて判定を行う。第2期間も第1期間と同様に、被検者Sをリラックス状態とするのに十分な期間、例えば3分間～10分間が設定される。

【0076】

上記第1実施形態では、被検者Sの血圧変動成分の周期CBPと呼吸の周期CBRが一致しているか否かを識別していないため、被検者Sによってはガイダンス情報を無視する等して血圧変動成分の周期CBPと呼吸の周期CBRが一致していない状態で判定が行われるおそれがあった。対して本実施形態では、確実に血圧変動成分の周期CBPと呼吸の周期CBRが一致している状態で判定が行われるため、高い判定精度を確保することができる。

40

【0077】

また、血圧変動成分の周期CBPと呼吸の周期CBRが一致している状態が第2期間継続した場合に判定を行うので、被検者Sが確実にリラックス状態となったときに判定を行うことができ、ストレスによる自律神経機能の障害の判定へのノイズをより確実に排除することができる。

50

【0078】

なお、呼吸センサ63としては、例えば被検者Sの鼻孔に取り付けられ、呼気と吸気の温度差あるいは気圧変化から呼吸を検知するもの、もしくは被検者Sの胸郭に取り付けられ、胸郭の動きから呼吸を検知するものを用いることができる。心電図の振幅が呼吸によって変化することを利用して、心電計15からの心電図の情報に基づいて呼吸を検知してもよい。

【0079】

[第3実施形態]

上記第2実施形態では、呼吸センサ63からの呼吸信号に基づいて識別を行う例を説明したが、図18および図19に示す第3実施形態では、心拍変動波形から、血圧変動成分だけでなく、被検者Sの呼吸の変動に同期した呼吸変動成分も抽出し、呼吸変動成分に基づいて識別を行う。

10

【0080】

図18において、本実施形態の診断支援装置70のCPU71には、上記第2実施形態と同じく識別部72が構築される。ただし、本実施形態では上記第2実施形態の呼吸センサ63は用いない。代わりに、抽出部36は、心拍変動波形に対して周知のデジタルバンドパスフィルタ処理を施し、心拍変動波形から血圧変動成分に加えて呼吸変動成分（周波数0.15Hz～0.4Hzの範囲の高周波数帯域成分）も抽出し、抽出した血圧変動成分および呼吸変動成分を識別部72に出力する。

20

【0081】

図19において、識別部72は、抽出部36からの血圧変動成分の周期CBPと、抽出部36からの呼吸変動成分の周期（すなわち上記第2実施形態でいうところの呼吸の周期）CBRが一致しているか否かを識別する。以降の処理は上記第2実施形態と同じであるため説明を省略する。

【0082】

本実施形態によれば、上記第2実施形態の効果に加えて、呼吸センサ63を用いない分設備コストを抑えることができるという効果と、呼吸センサ63により被検者Sに窮屈感を与えることがないという効果が得られる。

【0083】

抽出部36からの血圧変動成分の周期CBPと、抽出部36からの呼吸変動成分の周期CBRとを直接比較することで、血圧変動成分の周期CBPと呼吸変動成分の周期CBRが一致しているか否かを識別する代わりに、図13で説明したように、血圧変動成分の周期CBPと呼吸の周期CBRが一致している場合、呼吸変動成分に起因するピークP-HFは小さい値となり、呼吸変動成分のパワーも小さい値となることを利用して、血圧変動成分の周期CBPと呼吸変動成分の周期CBRが一致しているか否かを識別してもよい。

30

【0084】

具体的には、低周波数帯域成分のパワーLFPと同様に、周波数0.15Hz～0.4Hzの範囲の高周波数帯域成分のパワーを算出部38において算出し、算出した高周波数帯域成分のパワーと予め設定された閾値とを比較する。そして、高周波数帯域成分のパワーが閾値よりも小さい場合に、血圧変動成分の周期CBPと呼吸変動成分の周期CBRが一致していると識別する。

40

【0085】

なお、上記第2実施形態および第3実施形態において、血圧変動成分の周期CBPと呼吸の周期CBRが一致していると識別し、識別フラグ「1」を判定部39に出力している状態のときに、瞬間的に血圧変動成分の周期CBPと呼吸の周期CBRが一致していない状態となり、直ちに血圧変動成分の周期CBPと呼吸の周期CBRが一致した状態に復帰した場合には、識別フラグ「1」を判定部39に出力したままとしてもよい。こうすれば、あと僅かで識別フラグ「1」が第2期間継続する状態となる場合に、瞬間的に血圧変動成分の周期CBPと呼吸の周期CBRが一致していない状態となって識別フラグ「0」が出力され、判定が先延ばしされてしまうことが防がれる。

50

【0086】

また、上記第2実施形態および第3実施形態において、識別部62, 72において血圧変動成分の周期CBPと呼吸の周期または呼吸変動成分の周期CBRが一致していないと識別した場合、呼吸の周期をガイダンス情報に合せるよう注意する音声スピーカー13から出力してもよい。

【0087】

血圧変動成分の周期CBPと呼吸の周期CBRが一致しているか否かを、オペレータまたは被検者S自身が識別し、オペレータまたは被検者Sが操作部12を操作して判定タイミングを入力してもよい。

【0088】

10

[第4実施形態]

上記第1実施形態では、低周波数帯域成分のパワーLFPの最大値maxLFPと閾値THとの比較により判定を行っているが、図20に示す第4実施形態では、判定式により判定を行う。

【0089】

図20において、本実施形態の判定部39は、判定式Fにより判定を行う。判定式Fは、閾値THの代わりにストレージデバイス20に記憶されている。判定式Fは、症例1, 2, 3, ...等の過去の症例を元に、線形回帰分析またはロジスティック回帰分析等の統計的手法により導出したものである。症例1, 2, 3, ...は、例えば医療施設が管理する電子カルテに記憶されており、被検者Sの性別、年齢等の基本情報、診断支援装置10で得た低周波数帯域成分のパワーLFPの最大値maxLFPと血圧変動成分の周期CBP、並びに自律神経機能の障害の有無の医師による診断結果といった情報を有している。

20

【0090】

判定式Fは、例えば次式(1)で表される。

$$F = A1(\text{maxLFP}) + A2(\text{CBP}) + A3(\text{年齢}) + \dots \quad (1)$$

すなわち、判定式Fは、少なくとも低周波数帯域成分のパワーLFPの最大値maxLFPを変数とする関数である。判定式Fの変数には、最大値maxLFPの他に、血圧変動成分の周期CBP、および被検者Sの年齢等がある。なお、A1, A2, A3, ...は係数である。

30

【0091】

判定部39は、判定式Fに各変数を代入し、判定式Fの解を算出する。そして、判定式Fの解が所定の条件を満たす場合、被検者Sの自律神経機能の障害ありと判定し、逆に判定式Fの解が所定の条件を満たさない場合、被検者Sの自律神経機能の障害なしと判定する。なお、所定の条件とは、例えば2つの閾値で示される数値範囲内に判定式Fの解があるか否かである。以降の処理は上記第1実施形態と同じであるため説明を省略する。過去の症例を元に統計的手法により導出した判定式Fにより判定を行うので、判定の妥当性をより高めることができる。

【0092】

上記各実施形態では、心電計15からの被検者Sの心電図の情報を心拍変動波形の情報として取得しているが、その代わりに、心拍センサからの心拍信号、あるいは脈拍センサからの脈拍信号を心拍変動波形の情報として取得してもよい。また、心電図の情報に基づいて取得部35において心拍変動波形を生成する例を説明したが、心電計15に心拍変動波形を生成する機能をもたせてもよい。

40

【0093】

ガイダンス情報の出力形態としては、上記第1実施形態で例示した、ディスプレイ11にガイダンス表示画面45を表示させ、かつスピーカー13からガイダンス音声46A, 46Bを出力させる形態に限らない。ガイダンス表示画面45の表示と、ガイダンス音声46A, 46Bの出力のいずれか一方のみを行ってもよい。また、アニメーション47A, 47Bの代わりに、被検者Sに息を吸ったり吐いたりすることを促すメッセージを表示

50

してもよい。さらには、被検者 S にバイブレータを取り付け、息を吸わせるタイミングでバイブレータを振動させる等、触覚でガイダンス情報を感知させてもよい。

【0094】

ガイダンス情報出力機能と判定結果出力機能を1つの出力部37に担わせるのではなく、これらの機能を2つの独立した出力部にそれぞれ担わせてもよい。また、ガイダンス情報だけでなく、判定結果も音声により出力してもよい。さらに、判定結果を印刷出力してもよい。

【0095】

低周波数帯域成分のパワー L F P は、上記第1実施形態で例示した P S D から算出する方法に限らず、抽出部36により抽出した血圧変動成分から算出してもよい。

10

【0096】

低周波数帯域成分のパワー L F P の代わりに、低周波数帯域成分のパワー L F P と高周波数帯域成分のパワーを含めた心拍変動波形のパワーを、心拍変動波形の強度に関する数値として算出してもよい。また、低周波数帯域成分のパワー L F P と高周波数帯域成分のパワーの比を、心拍変動波形の強度に関する数値として算出してもよい。

【0097】

上記各実施形態では、ノート型のパーソナルコンピュータを診断支援装置10とする例を説明したが、本発明はこれに限定されない。図21に示すように、サーバコンピュータを診断支援装置としてもよい。

【0098】

20

図21において、診断支援装置75はサーバコンピュータであり、医療施設内に敷設された L A N (Local Area Network) 等のネットワーク76を介して、複数台のクライアント端末77と相互に通信可能に接続される。診断支援装置75は、複数台のクライアント端末77からの要求を同時並行して処理することが可能である。

【0099】

クライアント端末77は、心電計15とセットで例えば複数の診察室毎に設けられている。クライアント端末77は、ネットワーク76を介して、心電計15からの心電図の情報を診断支援装置75に送信する。

【0100】

また、クライアント端末77は、上記各実施形態の診断支援装置10と同様にディスプレイ78、操作部79、およびスピーカ80を備え、ディスプレイ78にガイダンス表示画面45および判定結果表示画面55を表示し、かつガイダンス音声46A、46Bをスピーカ80から出力する。ただし、クライアント端末77には診断支援装置の機能はなく、単に心電図の情報を心電計15から診断支援装置75に中継する機能と、ガイダンス情報および判定結果を表示する機能をもつのみである。上記各実施形態の各機能部35～39等は、診断支援装置75のCPUに構築される。

30

【0101】

この場合、診断支援装置75の出力部37は、ウェブブラウザ上で閲覧可能な各表示画面45、55を生成し、これをクライアント端末77に送信する。また、診断支援装置75の出力部37は、ウェブブラウザ上で出力可能な形式のガイダンス音声46A、46Bをクライアント端末77に送信する。

40

【0102】

診断支援装置75は、クライアント端末77に対して認証キーを発行して、診断支援装置75へのアクセス権限を与える。診断支援装置75にアクセスして認証を行った後、クライアント端末77には、診断支援装置75から各表示画面45、55が送信されてディスプレイ78に表示され、また、診断支援装置75からガイダンス音声46A、46Bが送信されてスピーカ80から出力される。

【0103】

診断支援装置75は、各表示画面45、55を、例えば、XML (Extensible Markup Language) 等のマークアップ言語によって作成されるウェブ配信用の画面データの形式で

50

出力する。クライアント端末77は、画面データに基づき各表示画面45, 55をウェブブラウザ上に再現して表示する。XMLに代えて、JSON (JavaScript (登録商標) Object Notation) 等の他のデータ記述言語を利用してもよい。

【0104】

なお、各表示画面45, 55の生成の元となるデータを診断支援装置75の出力部37からクライアント端末77に送信し、クライアント端末77側で各表示画面45, 55を生成してもよい。

【0105】

診断支援装置75を構成するコンピュータのハードウェア構成は種々の変形が可能である。例えば、診断支援装置75を、処理能力および信頼性の向上を目的として、ハードウェアとして分離された複数台のサーバコンピュータで構成することも可能である。例えば、取得部35、抽出部36、および算出部38の機能と、出力部37および判定部39の機能とを、2台のサーバコンピュータに分散して担わせる。この場合は2台のサーバコンピュータで診断支援装置75を構成する。

【0106】

診断支援装置75を1つの医療施設内で利用する形態ではなく、複数の医療施設が利用可能な形態としてもよい。

【0107】

図21の例では、診断支援装置75は、1つの医療施設内に設置されるクライアント端末77がLAN等のネットワーク76を介して通信可能に接続され、診断支援装置75からクライアント端末77にガイダンス情報および判定結果を提供する形態である。これを複数の医療施設で利用可能とするためには、診断支援装置75を、例えば、インターネットあるいは公衆通信網等のWAN (Wide Area Network) を介して、複数の医療施設に設置されるクライアント端末77と通信可能に接続する。そして、複数の医療施設の各クライアント端末77からの心電図の情報および各種要求を、WANを介して診断支援装置75で受け付けて、各クライアント端末77に対してガイダンス情報および判定結果を提供する。なお、WANを利用する場合には、情報セキュリティを考慮して、VPN (Virtual Private Network) を構築したり、HTTPS (Hypertext Transfer Protocol Secure) 等のセキュリティレベルの高い通信プロトコルを使用することが好ましい。

【0108】

なお、この場合の診断支援装置75の設置場所および運営主体は、例えば医療施設とは別の会社が運営するデータセンタでもよいし、複数の医療施設のうちの1つでもよい。

【0109】

本発明は、上述の種々の実施形態もしくは種々の変形例を適宜組み合わせることも可能である。また、上記各実施形態に限らず、本発明の要旨を逸脱しない限り種々の構成を採用し得ることはもちろんである。さらに、本発明は、プログラムに加えて、プログラムを記憶する記憶媒体にもおよぶ。

【符号の説明】

【0110】

- 10, 60, 70, 75 診断支援装置
- 11, 78 ディスプレイ
- 12, 79 操作部
- 13, 80 スピーカー
- 14 USBケーブル
- 15 心電計
- 16 電極パッド
- 20 ストレージデバイス
- 21 メモリ
- 22, 61, 71 CPU
- 23 通信部

10

20

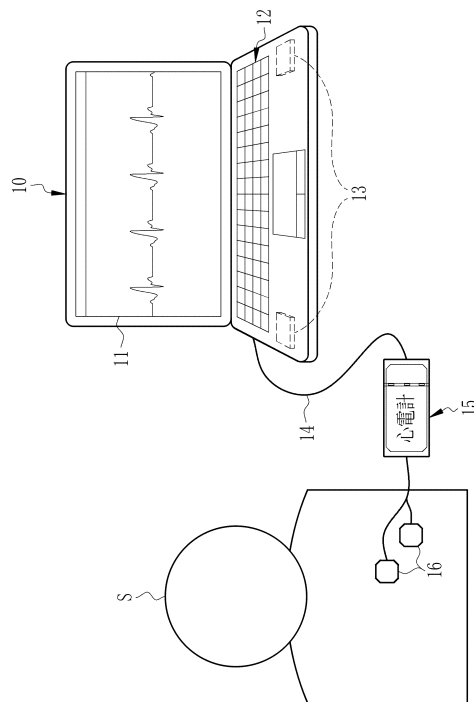
30

40

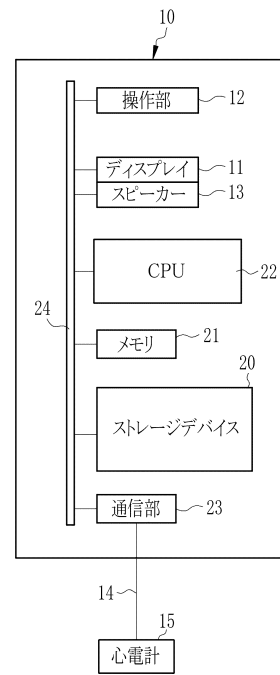
50

24	データバス	
30	作動プログラム	
35	取得部	
36	抽出部	
37	出力部（ガイダンス情報出力部、判定結果出力部）	
38	算出部	
39	判定部	
45	ガイダンス表示画面	
46A, 46B	ガイダンス音声	
47A, 47B	アニメーション	10
48	メッセージ	
55	判定結果表示画面	
56A, 56B	メッセージ	
62, 72	識別部	
63	呼吸センサ	
76	ネットワーク	
77	クライアント端末	
S	被検者	
TH	閾値	
R0, R1, R2, R3	心電図のピーク	20
T01, T02, T03	RR間隔	
CBP	血圧変動成分の周期	
LFP, LFP(1), LFP(K), LFP(N)	低周波数帯域成分のパワー	
max LFP	第1期間における低周波数帯域成分のパワーの最大値	
TS, T(1), T(K), T(N), TE	時間	
P-HF(1), P-HF(K), P-HF(N)	呼吸変動成分に起因するピーク	
S100～S160	ステップ	
CBR	呼吸の周期、呼吸変動成分の周期	
F	判定式	

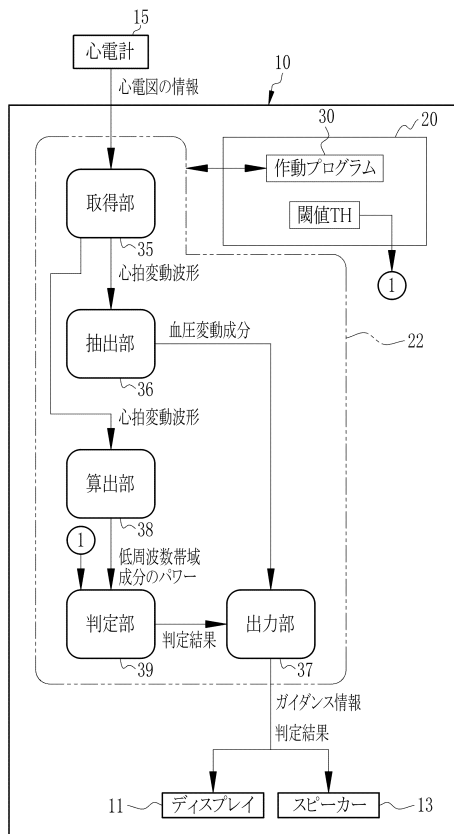
【図 1】



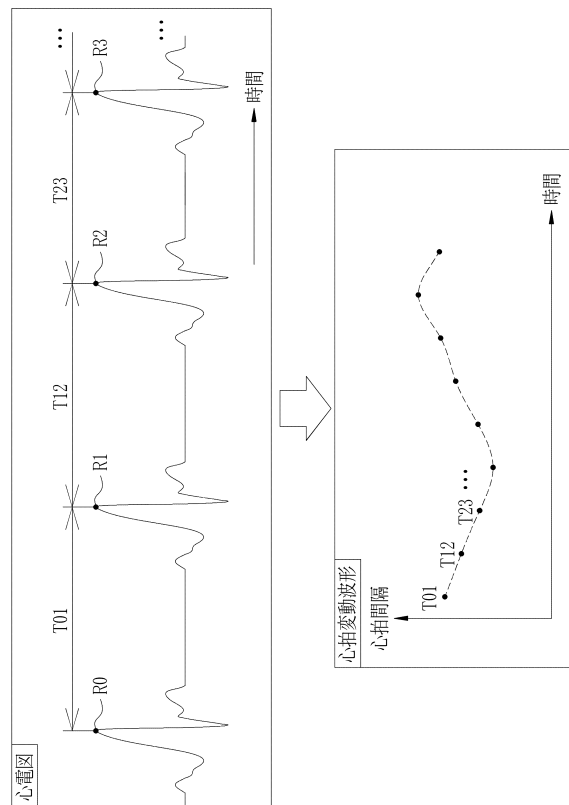
【図 2】



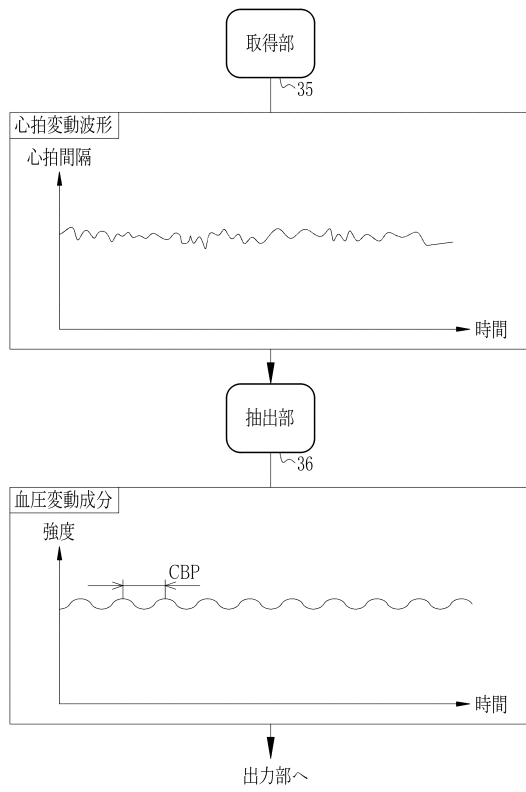
【図 3】



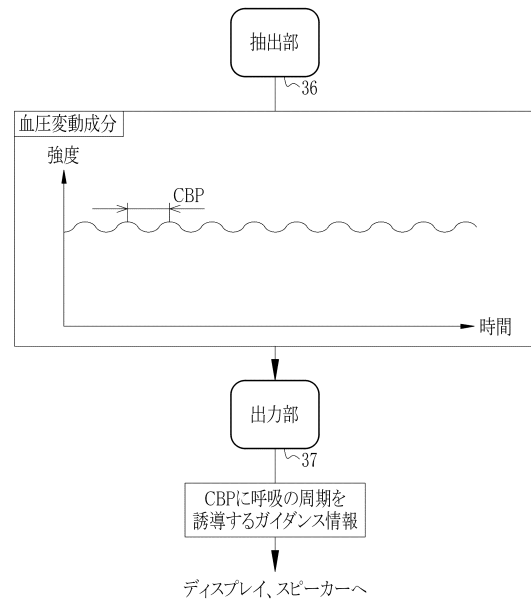
【図 4】



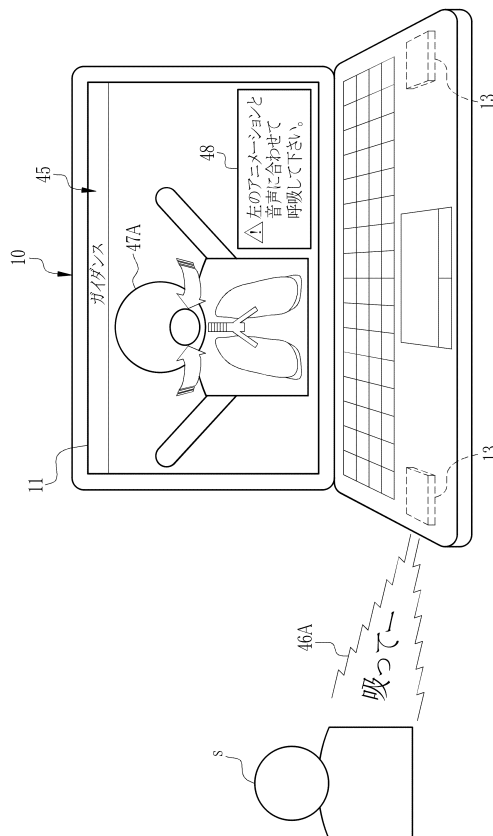
【図 5】



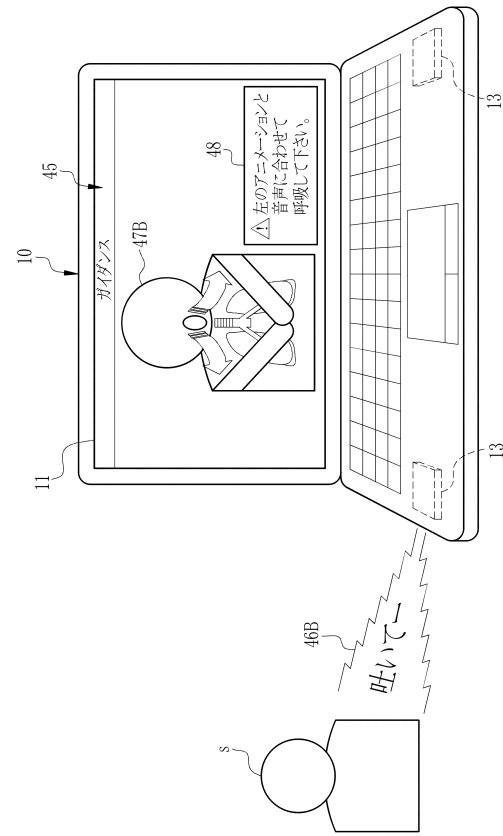
【図 6】



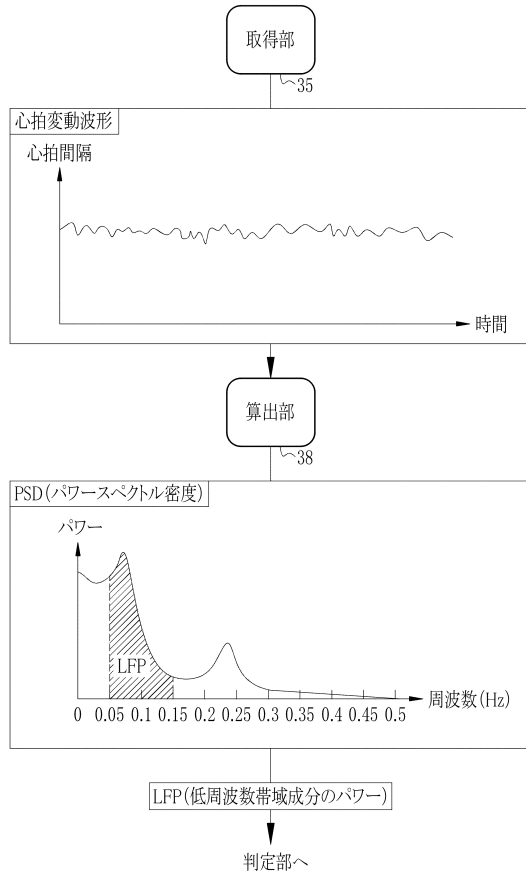
【図 7】



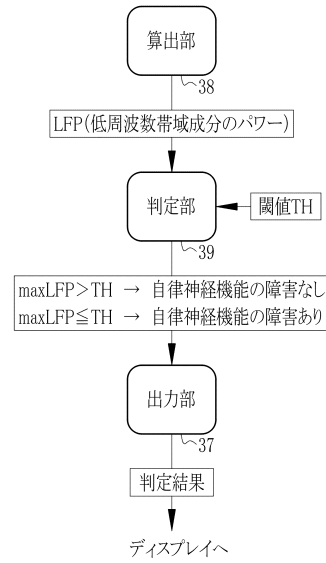
【図 8】



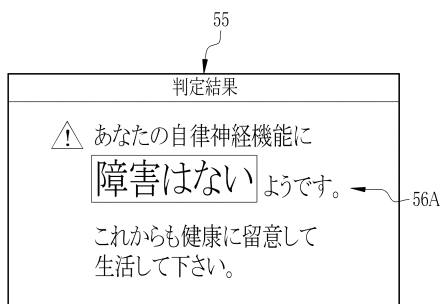
【図 9】



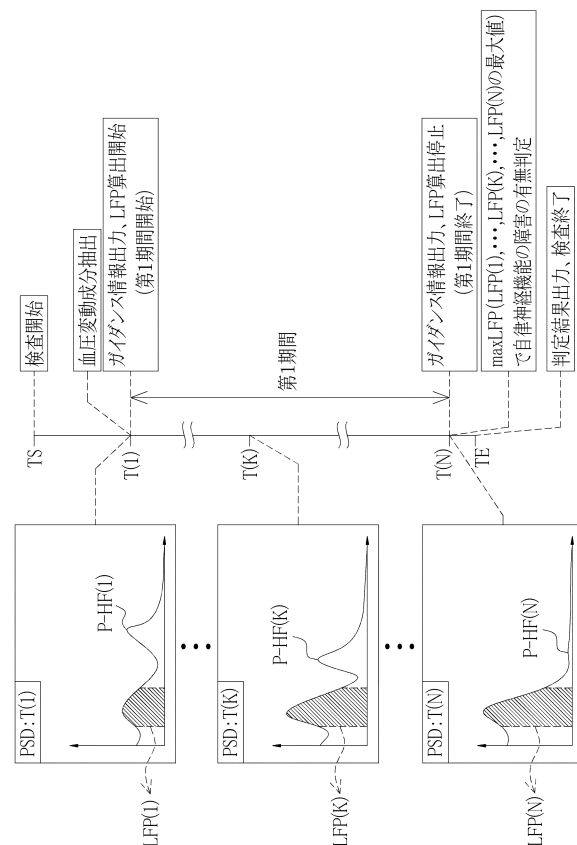
【図 10】



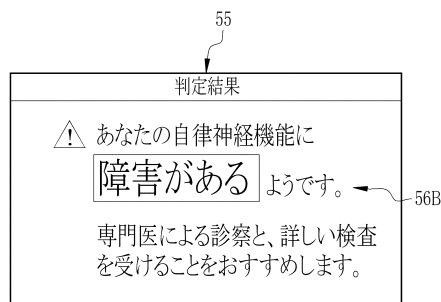
【図 11】



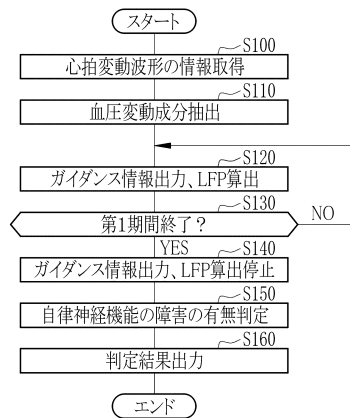
【図 13】



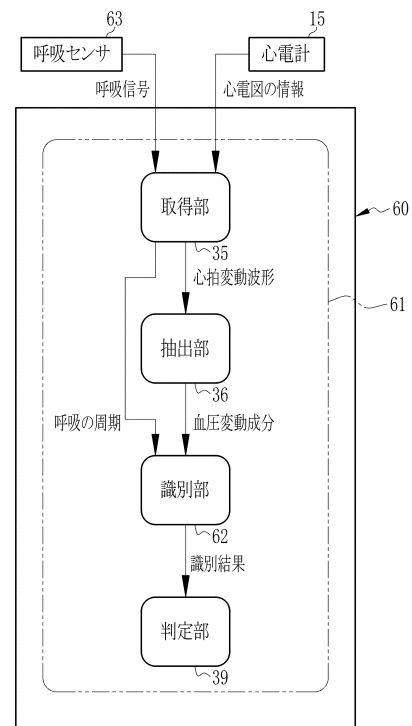
【図 12】



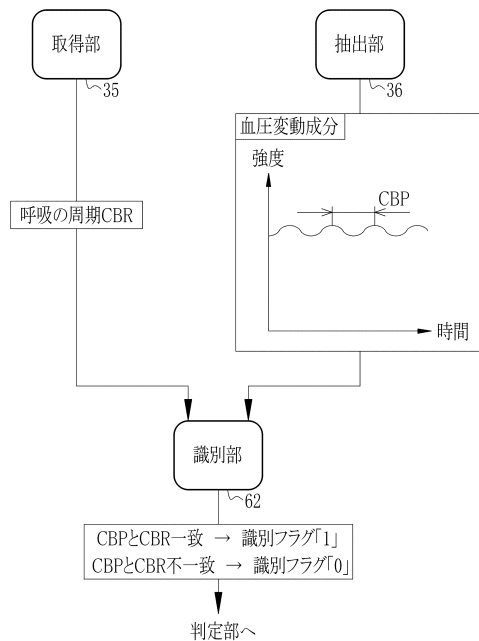
【図 1 4】



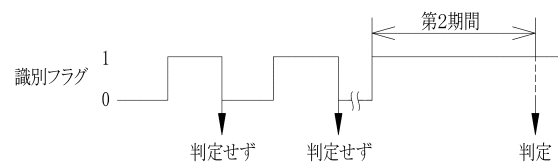
【図 1 5】



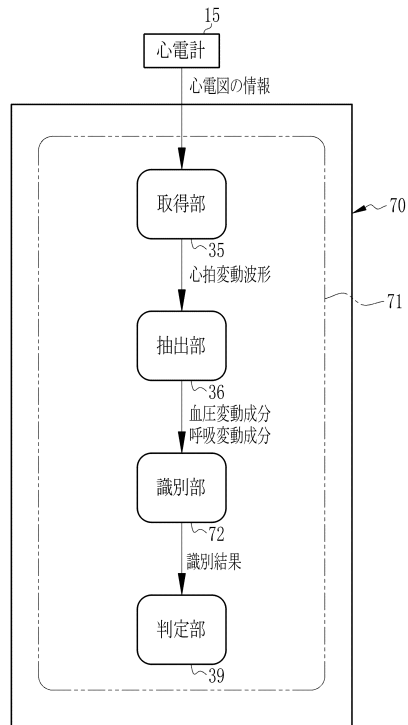
【図 1 6】



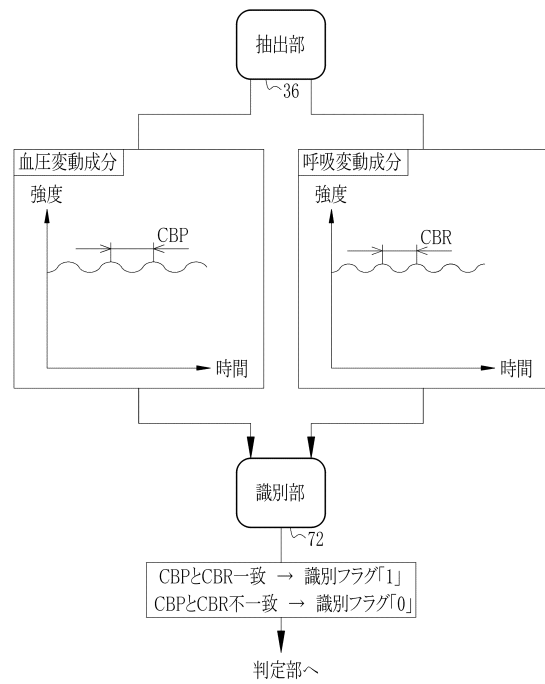
【図 1 7】



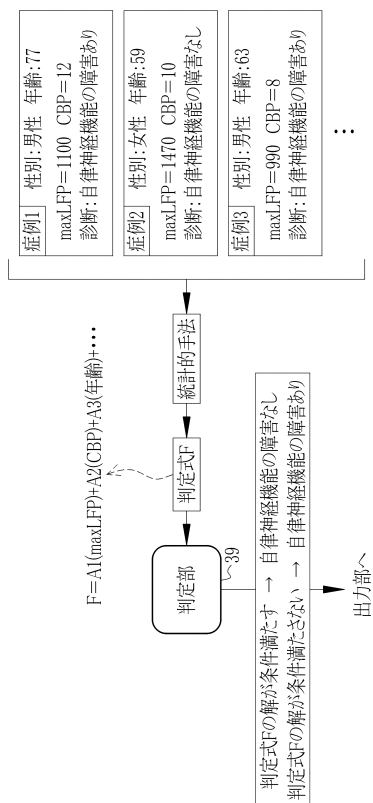
【図 18】



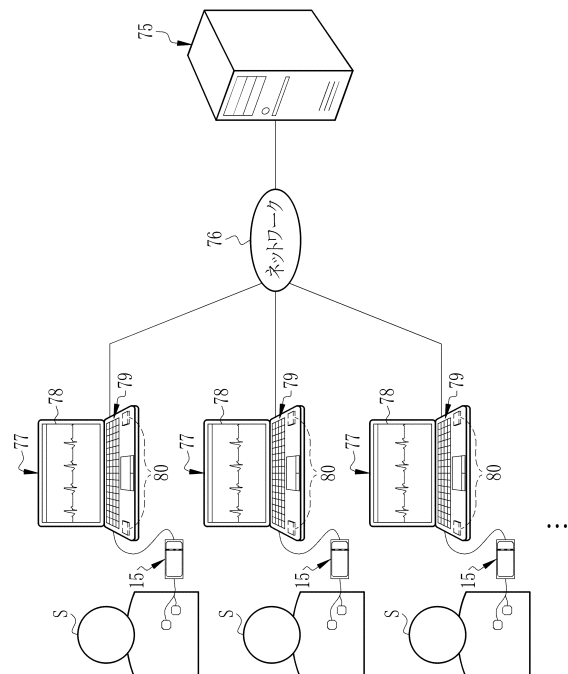
【図 19】



【図 20】



【図 21】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-252251 (JP, A)
特開2014-061079 (JP, A)
特表2007-512860 (JP, A)
米国特許出願公開第2011/0313303 (US, A1)
特開2010-213773 (JP, A)
特開2012-161539 (JP, A)
特開平09-215664 (JP, A)
米国特許出願公開第2017/265818 (US, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/00
A61B 5/02 — 5/03

专利名称(译)	诊断支持设备，其操作方法和操作程序		
公开(公告)号	JP6538599B2	公开(公告)日	2019-07-03
申请号	JP2016053292	申请日	2016-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	金田昭治		
发明人	金田 昭治		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/0245 A61B5/00		
FI分类号	A61B5/02.D A61B5/0245.100.D A61B5/00.D A61B5/02.711.D		
F-TERM分类号	4C017/AA19 4C017/AB04 4C017/AC16 4C017/BB02 4C017/BB03 4C017/BC01 4C017/BC08 4C017/BC11 4C017/BC16 4C017/BC21 4C017/BD06 4C017/CC01 4C017/DD14 4C017/FF05 4C117/XA01 4C117/XB18 4C117/XG15 4C117/XG20 4C117/XP01 4C117/XP04		
其他公开文献	JP2017164329A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于生理监测的诊断支持设备包括数据获取设备，用于获得被检者的心跳波形的信息。提取器基于来自心跳波形的受检者的血压变化来提取血压波动。引导信息输出装置根据血压波动的周期输出用于引导被检者的呼吸循环时间的引导信息。算术处理器获得与心跳波形的强度相关的参数值。确定器根据参数值确定受检者的自主神经系统中自主活动的问题的发生或不发生。结果输出设备输出确定器的确定结果。此外，确定器根据预定第一时段内的参数值的最大值来执行确定。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6538599号 (P6538599)
(45) 発行日 令和1年7月3日 (2019. 7. 3)	(24) 登録日 令和1年6月14日 (2019. 6. 14)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 5/02 (2006. 01) A 6 1 B 5/0245 (2006. 01) A 6 1 B 5/00 (2006. 01)	F I A 6 1 B 5/02 D A 6 1 B 5/0245 I O O D A 6 1 B 5/00 D	請求項の数 12 (全 22 頁)
(21) 出願番号 特願2016-53292 (P2016-53292) (22) 出願日 平成28年3月17日 (2016. 3. 17) (65) 公開番号 特開2017-164329 (P2017-164329A) (43) 公開日 平成29年9月21日 (2017. 9. 21) 審査請求日 平成30年3月8日 (2018. 3. 8)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号 (74) 代理人 110001988 特許業務法人小林国際特許事務所 (72) 発明者 金田 昭治 東京都港区赤坂9丁目7番3号 富士フイルム株式会社内 審査官 伊藤 幸仙	最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 診断支援装置とその作動方法および作動プログラム		