(19)日本国特許庁(JP)　(12)公開特許公報(A)　(11)特許出願公開番号
特開2017-164329
(P2017-164329A)
(43)公開日　平成29年9月21日(2017.9.21)

(51)Int.Cl.			F I			テーマコード（参考）
A61B	5/02	(2006.01)	A61B	5/02	D	4C017
A61B	5/0245	(2006.01)	A61B	5/02	711D	4C117
A61B	5/00	(2006.01)	A61B	5/00	D	

審査請求 未請求　請求項の数 12　ＯＬ　（全 21 頁）

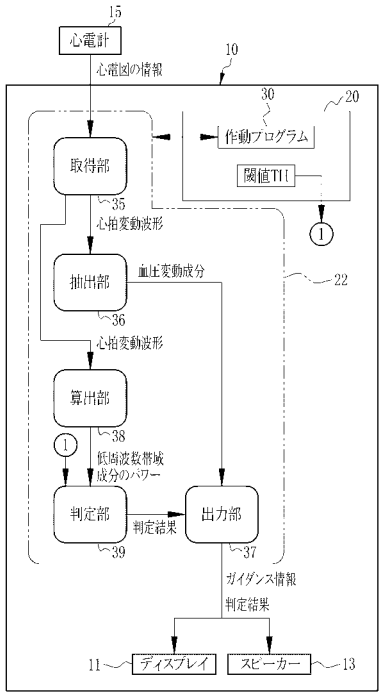
(21)出願番号　特願2016-53292(P2016-53292)
(22)出願日　平成28年3月17日(2016.3.17)

(71)出願人　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

Ｆターム(参考)　4C017 AA19 AB04 AC16 BB02 BB03 BC01 BC08 BC11 BC16 BC21 BD06 CC01 DD14 FF05
4C117 XA01 XB18 XG15 XG20 XP01 XP04

(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)【要約】
【課題】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。
【解決手段】抽出部３６は、被検者の心拍変動波形から、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。出力部３７は、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。ガイダンス情報により、血圧変動成分の周期に呼吸の周期が一致し、被検者はリラックス状態となる。
【選択図】図３



【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。
【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。
【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。
【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。
【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】
【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。
【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】
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、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、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、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。
【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。
【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。
【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。

【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 Processing 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。

【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】

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。

【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およびスピーカー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】

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、ＣＰＵ２２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。

【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０．０５Ｈｚ～０．１５Ｈｚ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。

【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。

【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。
【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０．０５Ｈｚ～０．１５Ｈｚ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０．０５Ｈｚ～０．１５Ｈｚの範囲の領域である。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ＣＢＰ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ＬＦＰを「低周波数帯域成分」のパワーＬＦＰ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ＬＦＰの最大値ｍａｘＬＦＰと閾値ＴＨとの大小を比較する。最大値ｍａｘＬＦＰが閾値ＴＨ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ｍａｘＬＦＰが閾値ＴＨ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。
【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ＬＦＰの最大値ｍａｘＬＦＰ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ＬＦＰ（１），・・・，ＬＦＰ（Ｋ），・・・，ＬＦＰ（Ｎ）のうちの最大値である。ここでＫ＝１，２，３，・・・，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ＬＦＰ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ＬＦＰのサンプリング周期である。
【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ＬＦＰ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ＬＦＰ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。
【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ＣＢＰ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、ＬＦＰ（１）も比較的小さい値となる。また、周波数０．１５Ｈｚ～０．４Ｈｚ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】

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ＣＢＰ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、ＬＦＰ（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ＣＢＰ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）に示すように、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），・・・，ＬＦＰ（Ｋ），・・・，ＬＦＰ（Ｎ）の中から、最大値ｍａｘＬＦＰ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）の大小を比較する。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）≧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ｍａｘＬＦＰ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。

【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）。

【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）。

【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。

【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。

【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）。

【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ｍａｘＬＦＰ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。

【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±αの範囲内にある場合（ＣＢＰ－α≦ＣＢＲ≦ＣＢＰ＋α）、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±αの範囲内にない場合（ＣＢＲ＜ＣＢＰ－α、またはＣＢＲ＞ＣＢＰ＋α）、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。

【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。α＝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。

【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。

【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。

【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。

【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。

【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。

【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。
【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。
【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をスピーカー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】
[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。
【００９０】
判定式Ｆは、例えば次式（１）で表される。
Ｆ＝Ａ１（ｍａｘＬＦＰ）＋Ａ２（ＣＢＰ）＋Ａ３（年齢）＋・・・　　（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。
【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。

【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ＬＦＰは、上記第１実施形態で例示したＰＳＤ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。

【００９６】

低周波数帯域成分のパワーＬＦＰの代わりに、低周波数帯域成分のパワーＬＦＰ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ＬＦＰ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】

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ＬＡＮ（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、およびスピーカー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をスピーカー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。

【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。

【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ー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

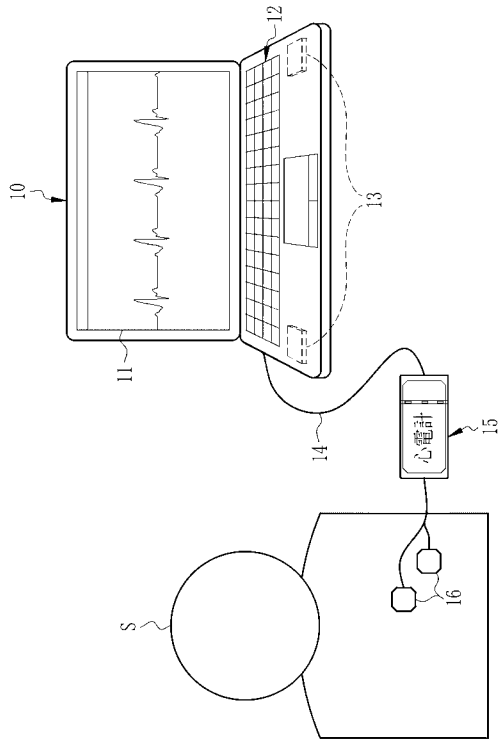
用し得ることはもちろんである。さらに、本発明は、プログラムに加えて、プログラムを記憶する記憶媒体にもおよぶ。

【符号の説明】

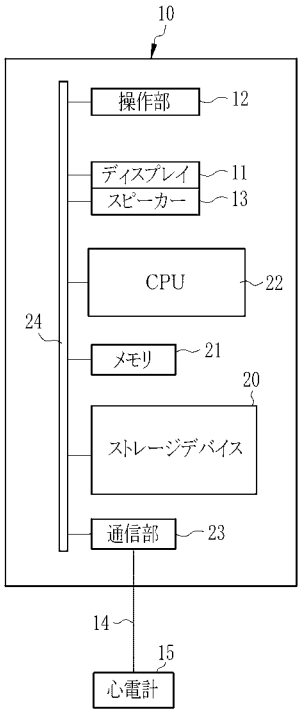
【０１１０】

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
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
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
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
ｍａｘＬＦＰ　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

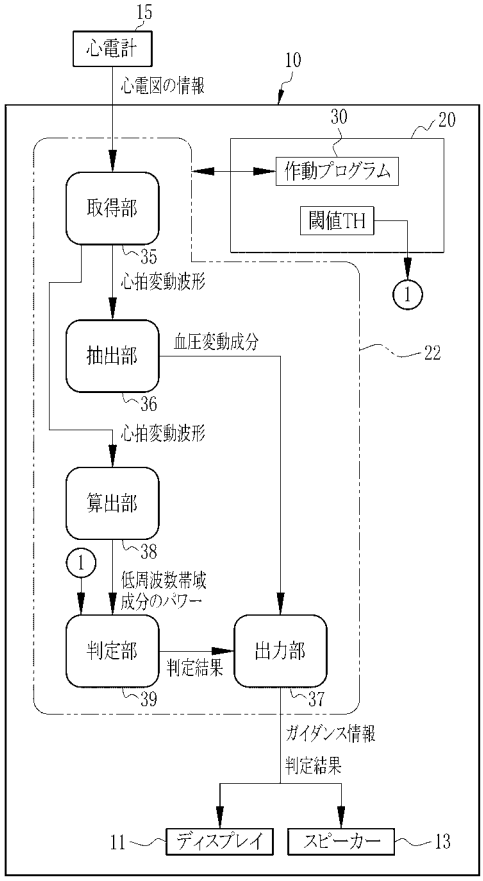
【図１】


10
11
12
13
14
15
心電計
16
S

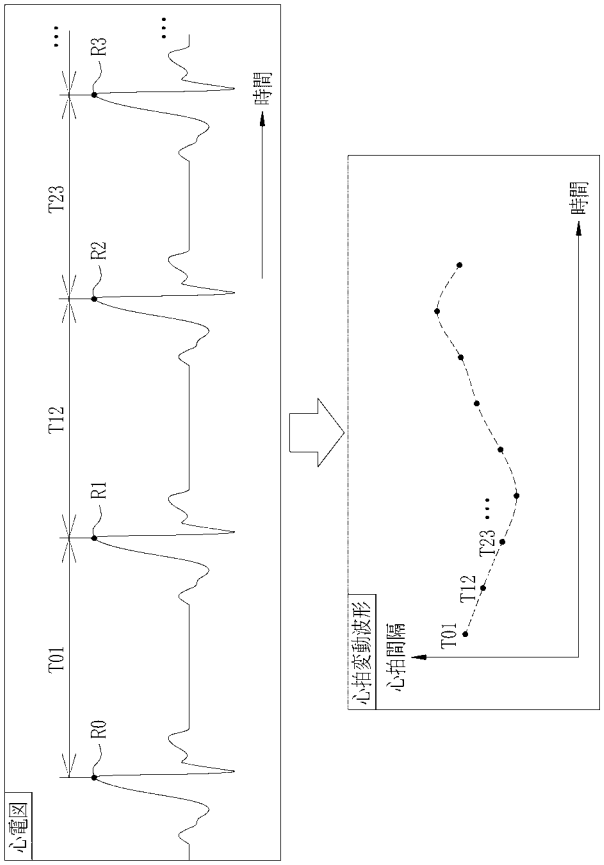
【図２】


10
操作部
12
ディスプレイ
11
スピーカー
13
CPU
22
24
メモリ
21
20
ストレージデバイス
通信部
23
14
15
心電計

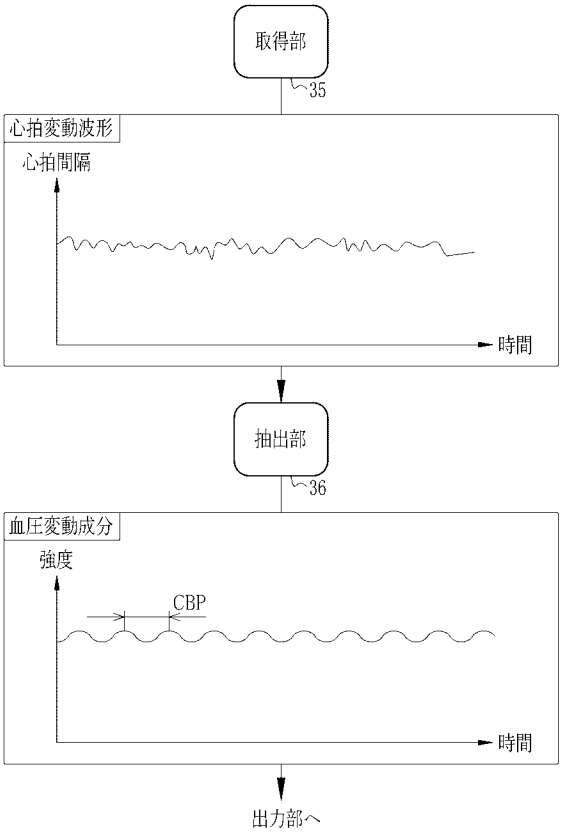
【図３】


15
心電計
心電図の情報
10
30
20
作動プログラム
閾値TH
取得部
35
心拍変動波形
抽出部
血圧変動成分
22
36
心拍変動波形
算出部
38
低周波数帯域
成分のパワー
判定部
判定結果
出力部
39
37
ガイダンス情報
判定結果
11
ディスプレイ
スピーカー
13

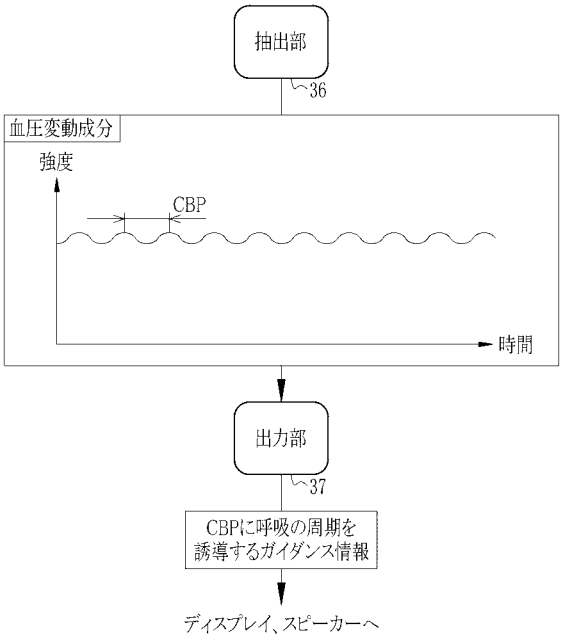
【図４】


R3
R2
R1
R0
T23
T12
T01
時間
心電図
心拍変動波形
心拍間隔
T01
T12
T23
時間

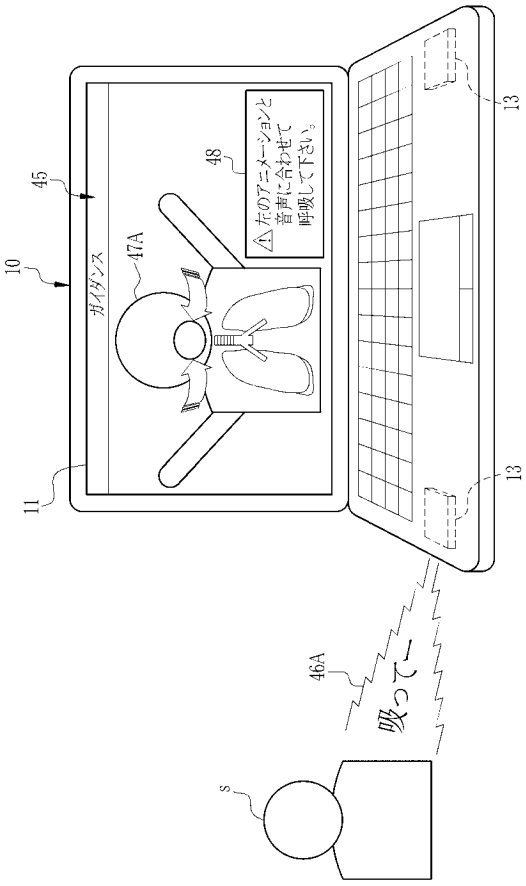
【図５】


取得部
35
心拍変動波形
心拍間隔
時間
抽出部
36
血圧変動成分
強度
CBP
時間
出力部へ

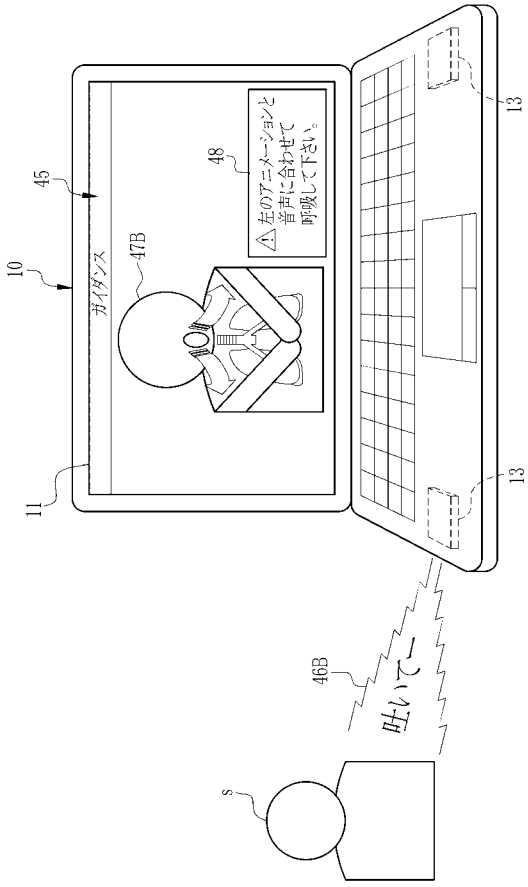
【図６】


抽出部
36
血圧変動成分
強度
CBP
時間
出力部
37
CBPに呼吸の周期を
誘導するガイダンス情報
ディスプレイ、スピーカーへ

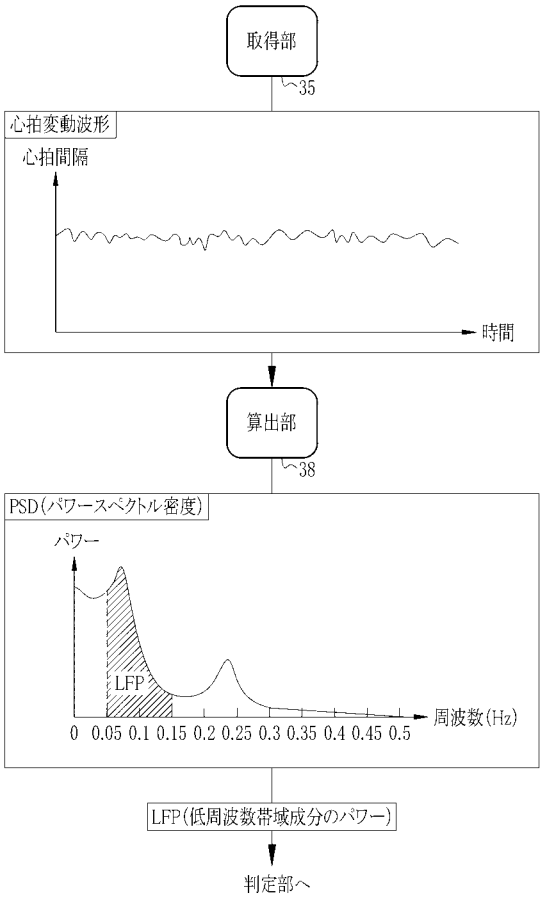
【図７】


10
11
45
ガイダンス
47A
48
△左のアニメーションと
音声に合わせて
呼吸して下さい。
13
13
46A
吸って〜
S

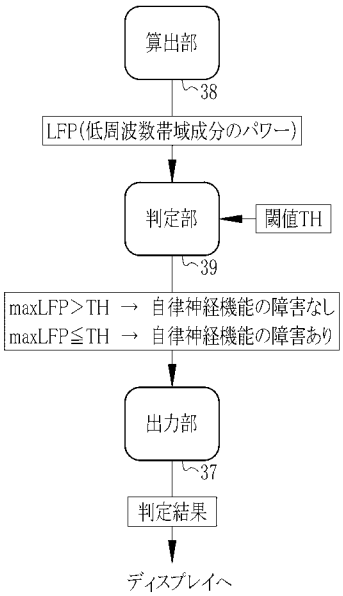
【図８】


10
11
45
ガイダンス
47B
48
△左のアニメーションと
音声に合わせて
呼吸して下さい。
13
13
46B
吐いて〜
S

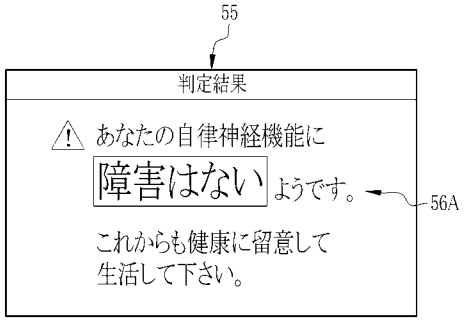
【図９】



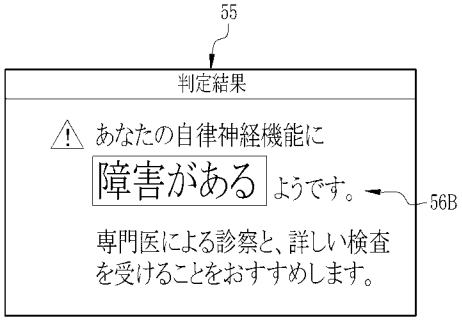
【図１０】



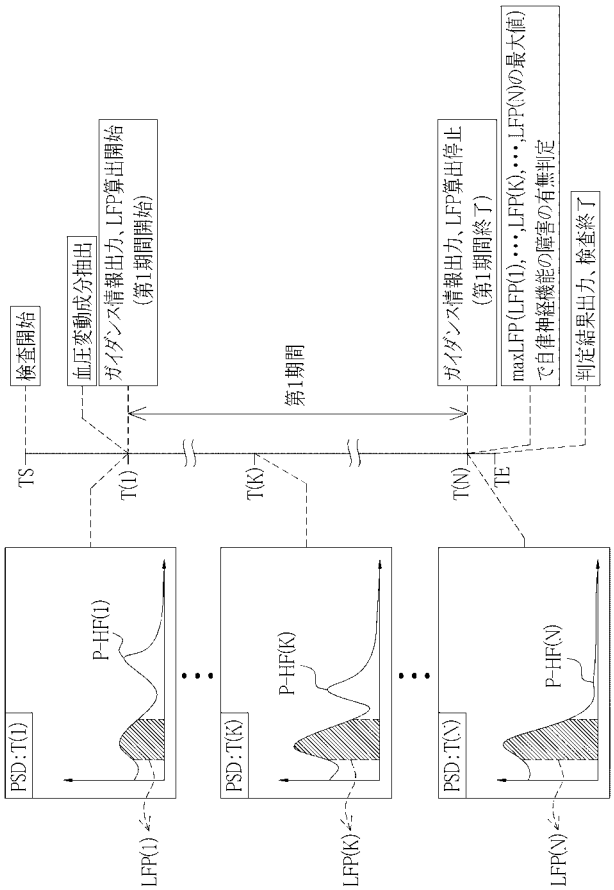
【図１１】



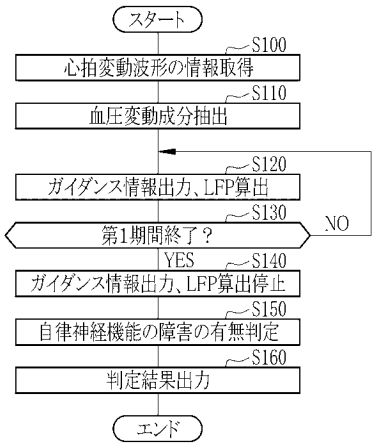
【図１２】



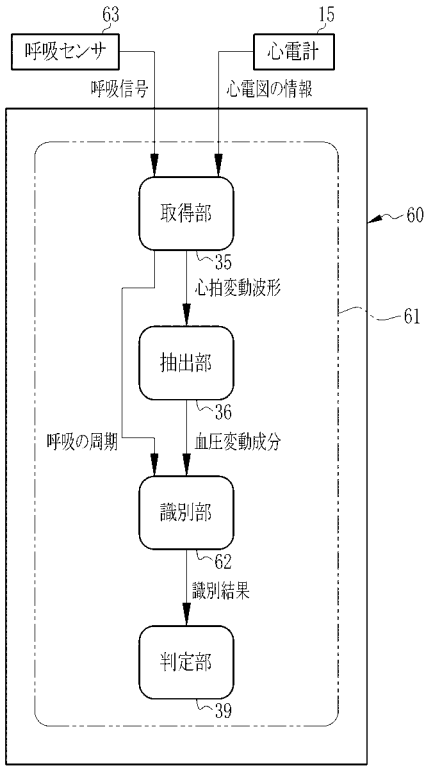
【図１３】



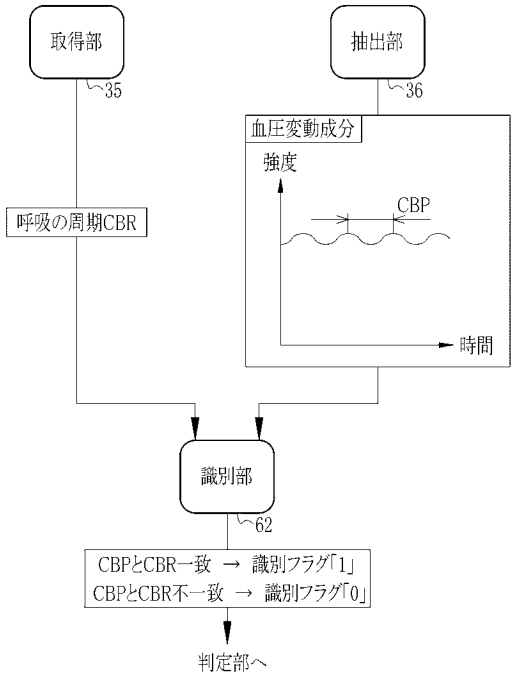
【図１４】



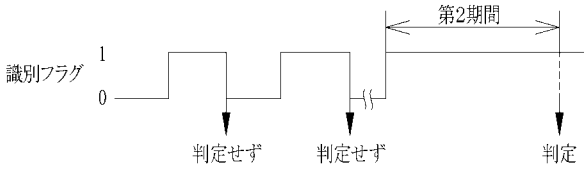
【図１５】



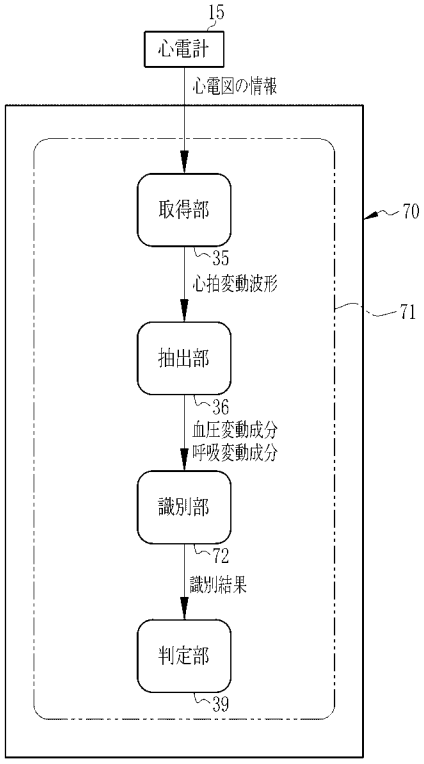
【図１６】



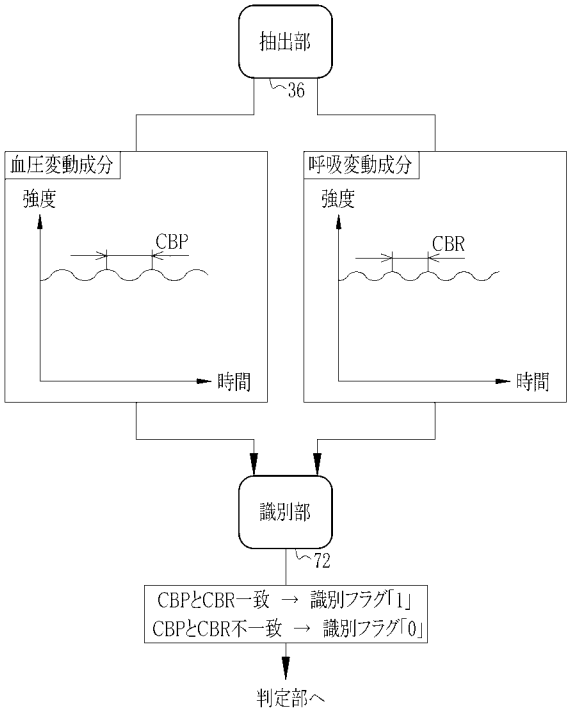
【図１７】



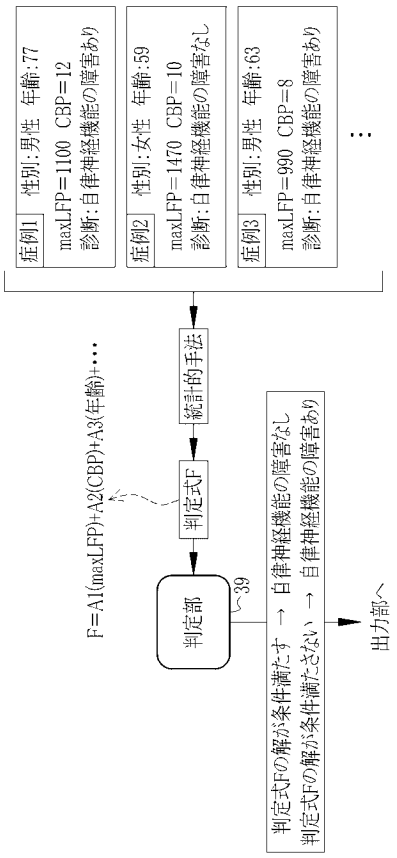
【図１８】



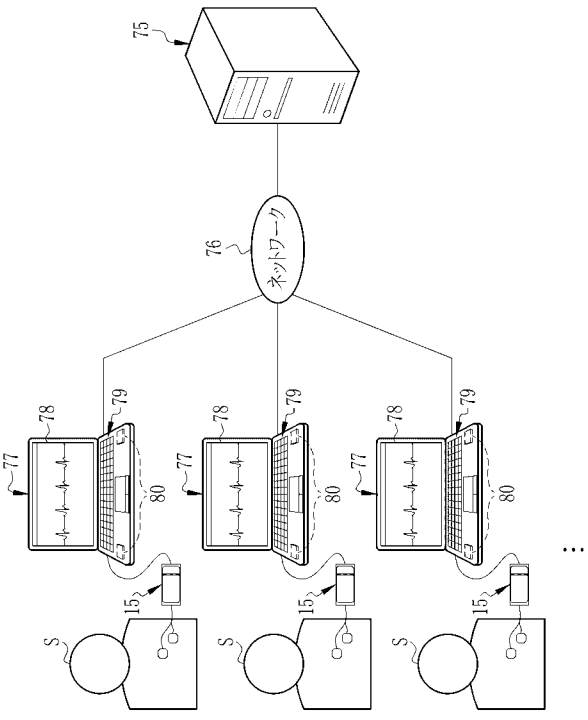
【図１９】



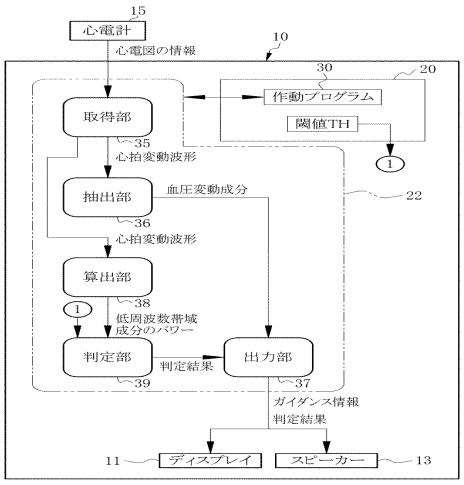
【図２０】



【図２１】



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	JP2017164329A	公开(公告)日	2017-09-21
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		
[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 A61B5/02.711.D A61B5/00.D A61B5/0245.100.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	JP6538599B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种诊断支持装置，其能够通过使所有对象无遗漏地放松而能够准确地确定自主神经功能障碍的存在或不存在，其操作方法及其操作程序。 提取单元从对象的心跳变化波形中提取与对象的血压波动同步的血压波动分量。输出单元37使显示器11显示引导显示屏幕45作为用于引导血压波动分量的周期中的呼吸循环的引导信息，并使扬声器13输出引导语音46A和46B。根据引导信息，呼吸周期与血压波动分量的周期一致，并且受检者处于放松状态。 点域