

(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2004-121668

(P2004-121668A)

(43) 公開日 平成16年4月22日(2004.4.22)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/08	A 6 1 B 5/08	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/0245	A 6 1 B 5/02 3 1 0 A	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/145	A 6 1 B 5/14 3 1 0	

審査請求 未請求 請求項の数 28 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2002-292695 (P2002-292695)	(71) 出願人	000004260 株式会社デンソー 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地
(22) 出願日	平成14年10月4日(2002.10.4)	(71) 出願人	500532447 塩見 利明 愛知県名古屋市名東区照が丘31
		(74) 代理人	100082500 弁理士 足立 勉
		(72) 発明者	永井 史也 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 株式会社デンソー内
		(72) 発明者	難波 晋治 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 株式会社デンソー内

最終頁に続く

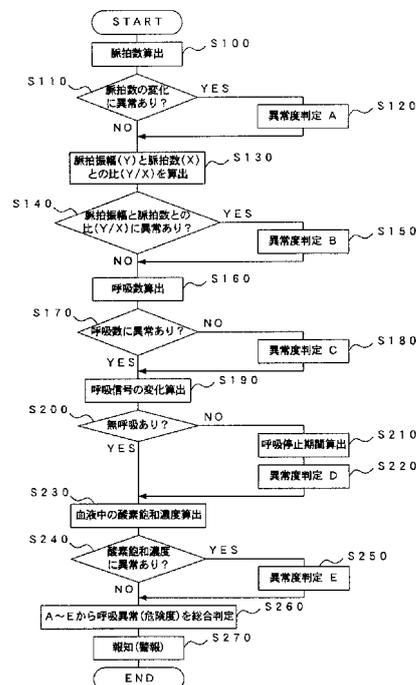
(54) 【発明の名称】 呼吸異常検出装置及び測定装置並びに呼吸異常検出方法

(57) 【要約】

【課題】簡易な手法で呼吸の異常を検出できる呼吸異常検出装置、プログラム、記録媒体、測定装置、呼吸異常検出方法を提供すること。

【解決手段】ステップ110では、脈拍数に変化があるか否かを判定する。ステップ140では、脈波振幅と脈拍数との比(Y/X)に異常があるか否かを、この比(Y/X)の増加の程度により判定する。ステップ170では、単位時間当たりの呼吸数に異常があるか否かを判定する。ステップ200では、無呼吸があるか否かを判定する。ステップ210では、無呼吸があるので、呼吸停止時間を算出する。ステップ240では、酸素飽和濃度に異常があるか否かを判定する。ステップ260では、異常度判定A~Eの判定結果に基づいて、呼吸異常の危険度の総合判定を行う。ステップ270では、呼吸異常の総合判定の結果に基づいて、その旨を報知する。

【選択図】 図3



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

脈波の状態を示す脈波信号に基づいて、脈拍数及び脈波振幅を求める脈波信号検出手段と、  
前記脈波信号検出手段によって求めた脈拍数及び脈波振幅に基づいて、呼吸異常の判定を行う呼吸異常判定手段と、  
を備えたことを特徴とする呼吸異常検出装置。

## 【請求項 2】

前記呼吸異常判定手段は、前記脈波振幅 (Y) と単位時間当たりの前記脈拍数 (X) との比 (Y/X) に基づいて、前記呼吸異常を判定することを特徴とする前記請求項 1 に記載の呼吸異常検出装置。

10

## 【請求項 3】

前記呼吸異常判定手段は、更に、呼吸数の変化に基づいて、前記呼吸異常を判定することを特徴とする前記請求項 1 又は 2 に記載の呼吸異常検出装置。

## 【請求項 4】

前記呼吸異常判定手段は、更に、無呼吸の有無に基づいて、前記呼吸異常を判定することを特徴とする前記請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の呼吸異常検出装置。

## 【請求項 5】

前記呼吸異常判定手段は、前記無呼吸における呼吸停止時間に基づいて、前記呼吸異常を判定することを特徴とする前記請求項 4 に記載の呼吸異常検出装置。

20

## 【請求項 6】

前記呼吸異常判定手段は、更に、無呼吸の連続的な変化に基づいて、前記呼吸異常を判定することを特徴とする前記請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の呼吸異常検出装置。

## 【請求項 7】

前記呼吸異常判定手段は、更に、脈拍数の変化に基づいて、前記呼吸異常を判定することを特徴とする前記請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載の呼吸異常検出装置。

## 【請求項 8】

前記呼吸異常判定手段は、更に、血液中の酸素飽和濃度の変化に基づいて、前記呼吸異常を判定することを特徴とする前記請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の呼吸異常検出装置。

## 【請求項 9】

前記呼吸異常判定の各判定条件に重み付けをし、その重み付けした各判定結果を総合して、前記呼吸異常の程度を判定することを特徴とする前記請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載の呼吸異常検出装置。

30

## 【請求項 10】

青又は緑の光を利用した光学式脈波センサから得られる脈波信号に基づいて、前記呼吸異常を検出することを特徴とする前記請求項 1 ~ 9 のいずれかに記載の呼吸異常検出装置。

## 【請求項 11】

前記脈波センサは、前記光を測定対象に向けて発光する発光素子と、前記測定対象からの反射光を受光する受光素子とを備えるとともに、

前記発光素子は、その発光波長特性として、ヘモグロビンの吸光波長特性と、前記受光素子の受光感度波長特性とに於いて、前記ヘモグロビンの吸光波長特性のピークに対応した第 1 のピークと、前記受光素子の受光感度波長特性のピークに対応した第 2 のピークと、を有することを特徴とする前記請求項 10 に記載の呼吸異常検出装置。

40

## 【請求項 12】

第 1 のピークは 440 nm 近傍のピークであり、前記第 2 のピークは 550 nm 近傍のピークであることを特徴とする前記請求項 11 に記載の呼吸異常検出装置。

## 【請求項 13】

更に、赤及び近赤外のうち少なくとも赤の光を利用した光学式パルスオキシメータを用いて、血液中の酸素飽和濃度を測定することを特徴とする前記請求項 10 ~ 12 のいずれかに記載の呼吸異常検出装置。

50

## 【請求項 14】

前記請求項 1 ~ 9 のいずれかに記載の呼吸異常検出装置の機能を実現するための手段を有することを特徴とするプログラム。

## 【請求項 15】

前記請求項 14 に記載のプログラムの機能を実現するための手段を記憶していることを特徴とする記録媒体。

## 【請求項 16】

脈波を検出するために、青又は緑の光を利用した光学式脈波センサと、血液中の酸素飽和濃度を測定するために、赤及び近赤外のうち少なくとも赤の光を利用した光学式パルスオキシメータと、  
を備えたことを特徴とする測定装置。

10

## 【請求項 17】

前記脈波センサは、前記光を測定対象に向けて発光する発光素子と、前記測定対象からの反射光を受光する受光素子とを備えるとともに、前記発光素子は、その発光波長特性として、ヘモグロビンの吸光波長特性と、前記受光素子の受光感度波長特性とに応じて、前記ヘモグロビンの吸光波長特性のピークに対応した第 1 のピークと、前記受光素子の受光感度波長特性のピークに対応した第 2 のピークと、を有することを特徴とする前記請求項 16 に記載の測定装置。

## 【請求項 18】

第 1 のピークは 440 nm 近傍のピークであり、前記第 2 のピークは 550 nm 近傍のピークであることを特徴とする前記請求項 17 に記載の測定装置。

20

## 【請求項 19】

前記脈波センサと前記パルスオキシメータとを、一体に組み付けたことを特徴とする前記請求項 16 ~ 18 のいずれかに記載の測定装置。

## 【請求項 20】

脈波の状態を示す脈波信号から、脈拍数及び脈波振幅を求め、その求めた脈拍数及び脈波振幅に基づいて、呼吸異常の判定を行うことを特徴とする呼吸異常検出方法。

## 【請求項 21】

脈波振幅 (Y) と単位時間当たりの前記脈拍数 (X) との比 (Y/X) に基づいて、前記呼吸異常を判定することを特徴とする前記請求項 20 に記載の呼吸異常検出方法。

30

## 【請求項 22】

更に、呼吸数の変化に基づいて、前記呼吸異常を判定することを特徴とする前記請求項 20 又は 21 に記載の呼吸異常検出方法。

## 【請求項 23】

更に、無呼吸の有無に基づいて、前記呼吸異常を判定することを特徴とする前記請求項 20 ~ 22 のいずれかに記載の呼吸異常検出方法。

## 【請求項 24】

前記無呼吸における呼吸停止時間に基づいて、前記呼吸異常を判定することを特徴とする前記請求項 23 に記載の呼吸異常検出方法。

## 【請求項 25】

更に、無呼吸の連続的な変化に基づいて、前記呼吸異常を判定することを特徴とする前記請求項 20 ~ 24 のいずれかに記載の呼吸異常検出方法。

40

## 【請求項 26】

更に、脈拍数の変化に基づいて、前記呼吸異常を判定することを特徴とする前記請求項 20 ~ 25 のいずれかに記載の呼吸異常検出方法。

## 【請求項 27】

更に、血液中の酸素飽和濃度の変化に基づいて、前記呼吸異常を判定することを特徴とする前記請求項 20 ~ 26 のいずれかに記載の呼吸異常検出方法。

## 【請求項 28】

前記呼吸異常判定の各判定条件に重み付けをし、その重み付けした各判定結果を総合して

50

、前記呼吸異常の程度を判定することを特徴とする前記請求項20～27のいずれかに記載の呼吸異常検出方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、脈波を示す信号に基づいて、例えば睡眠中の患者等の被験者の呼吸異常を検出する呼吸異常検出装置、プログラム、記録媒体、測定装置、呼吸異常検出方法に関するものである。

【0002】

【従来技術及び発明が解決しようとする課題】

従来より、睡眠中の被験者の呼吸状態を検出する呼吸モニタとして、ベッドに取り付けた圧力センサにより、呼吸状態を検出するものがある（例えば特許文献1参照）。この呼吸モニタを用いれば、大まかに呼吸状態を把握できるかも知れないが、直接に体に取り付けるものでないため、正確に呼吸情報をモニタしているとは言えない。

【0003】

また、呼吸状態を検出する方法として、睡眠中の被験者にセンサを取り付けるいわゆる睡眠ポリグラフによる方法がある（例えば特許文献2参照）。この方法の場合には、多くのセンサ（検知電極）を体に取り付ける必要があるため、その使用が簡便でなく、病院等の全ての患者に使用することは困難である。また、家庭用にも不向きである。

【0004】

これとは別に、パルスオキシメータを用いて脈波信号を検出し、この脈波信号に基づいて閉塞性無呼吸等を判定する技術が提案されている（特許文献3参照）。しかし、この技術では、脈波信号の基線の変化分に基づいて閉塞性無呼吸等を判定するだけであるため、呼吸異常を精度良く検出できない。

【0005】

【特許文献1】

特開2001-340309号公報（第1～2頁、図3）

【特許文献2】

特開平5-200031号公報（第1～6頁、図2）

【特許文献3】

特開平6-38965号公報（第1～2頁、図1）

【0006】

本発明は、前記課題を解決するためになされたものであり、その目的は、患者等に負担をかけることなく、簡易な手法で呼吸の異常を検出できる呼吸異常検出装置、プログラム、記録媒体、測定装置、呼吸異常検出方法を提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段及び発明の効果】

(1)請求項1の発明の呼吸異常検出装置は、脈波の状態を示す脈波信号に基づいて、脈拍数及び脈波振幅を求める脈波信号検出手段と、前記脈波信号検出手段によって求めた脈拍数及び脈波振幅に基づいて、呼吸異常の判定を行う呼吸異常判定手段と、を備えたことを特徴とする。

【0008】

本発明者らの呼吸異常に伴う脈波の変動に関する研究により、図4に例示する様に、呼吸異常が発生すると、脈波信号において（脈波の数で示される）脈拍数及び（脈波信号の振幅を示す）脈波振幅を示すデータに異常が現れることが分かっている。よって、脈波信号から脈拍数及び脈波振幅を求め、この脈拍数及び脈波振幅から呼吸異常を検出することができる。

【0009】

これにより、呼吸異常の検出において、従来呼吸モニタやパルスオキシメータを利用した場合と比べて、検出精度を高めることができ、また、睡眠ポリグラフを利用した場合と

10

20

30

40

50

比べて、異常検出を簡易化することができる。

尚、前記脈波信号とは、動脈における血流量の変化を示す脈波を電気的な信号として取り出したものであり、脈波振幅とは、脈波信号の出力の大きさ（振幅：幅）のことである（以下同様）。

【0010】

（2）請求項2の発明では、前記呼吸異常判定手段は、前記脈波振幅（Y）と単位時間当たりの前記脈拍数（X）との比（Y/X）に基づいて、前記呼吸異常を判定する。

本発明は、呼吸異常の判定条件を、具体的に例示したものである。

【0011】

前記図4に例示する様に、呼吸異常の発生においては、（脈拍数が低下する）除脈の発生により、（血流量を確保するために）脈波振幅が増加することがあり、その場合には、脈波振幅（Y）と単位時間当たりの脈拍数（X）との比（Y/X）が増加する。従って、この比（Y/X）から、呼吸異常を精度良く検出することができる。

10

【0012】

（3）請求項3の発明では、前記呼吸異常判定手段は、更に、呼吸数の変化に基づいて、前記呼吸異常を判定することを特徴とする。

本発明は、呼吸異常の判定条件を例示したものである。

呼吸数が正常の範囲から変化した場合には、呼吸異常が発生している可能性が高いので、呼吸数の変化に基づいて呼吸異常を判定することができる。

【0013】

（4）請求項4の発明では、前記呼吸異常判定手段は、更に、無呼吸の有無に基づいて、前記呼吸異常を判定する。

本発明は、呼吸異常の判定条件を例示したものである。

無呼吸が発生した場合には、呼吸異常が発生している可能性が高いので、無呼吸の発生の有無に基づいて呼吸異常を判定することができる。

20

【0014】

（5）請求項5の発明では、呼吸異常判定手段は、前記無呼吸における呼吸停止時間に基づいて、前記呼吸異常を判定する。

本発明は、呼吸異常の判定条件を例示したものである。

無呼吸が発生し、その呼吸停止時間が所定の判定値より長い場合には、呼吸異常が発生している可能性が極めて高いので、呼吸停止時間に基づいて呼吸異常を判定することができる。

30

【0015】

（6）請求項6の発明では、前記呼吸異常判定手段は、更に、無呼吸の連続的な変化に基づいて、前記呼吸異常を判定する。

本発明は、呼吸異常の判定条件を例示したものである。

無呼吸が発生し、例えば無呼吸の発生頻度が増加する様に、無呼吸の連続的（経時的）な変化が顕著になった場合には、呼吸異常が発生している可能性が極めて高いので、無呼吸の連続的な変化に基づいて呼吸異常を判定することができる。

【0016】

（7）請求項7の発明では、前記呼吸異常判定手段は、更に、脈拍数の変化に基づいて、前記呼吸異常を判定する。

本発明は、呼吸異常の判定条件を例示したものである。

脈拍数が低下する除脈、脈拍数が増加する頻脈、脈拍間隔が変動する不整脈の発生の場合に、脈拍数が正常の範囲から外れた場合には、呼吸異常が発生している可能性が高いので、脈拍数の変化に基づいて呼吸異常を判定することができる。

40

【0017】

（8）請求項8の発明では、前記呼吸異常判定手段は、更に、血液中の酸素飽和濃度の変化に基づいて、前記呼吸異常を判定する。

本発明は、呼吸異常の判定条件を例示したものである。

50

血液中（動脈血）の酸素飽和濃度が正常な範囲から外れた場合には、呼吸異常が発生している可能性が高いので、酸素飽和濃度の変化に基づいて呼吸異常を判定することができる。

【0018】

（9）請求項9の発明では、前記呼吸異常判定の各判定条件に重み付けをし、その重み付けした各判定結果を総合して、前記呼吸異常の程度を判定する。

本発明では、単一の判定条件ではなく、複数の判定条件を組み合わせるとともに、それらの判定条件に（重要度に応じて）重み付けするので、正確に呼吸異常を検出することができる。

【0019】

例えば、各判定結果を示す数値を加算したり掛け合わせること等により、総合的に呼吸異常の判定をすることができる。

尚、重要度を考慮しない場合には、重み付けをせずに、各判定結果を示す数値を加算したり掛け合わせること等により、総合的に呼吸異常の判定をすることができる。

【0020】

（10）請求項10の発明では、青又は緑の光を利用した光学式脈波センサから得られる脈波信号に基づいて、前記呼吸異常を検出することを特徴とする。

本発明は、従来赤又は近赤外の光を利用した脈波センサではなく、それより波長の短い青又は緑の光を利用した脈波センサを用いて脈波を検出するので、脈波の検出確率を高め、精度の良い脈波信号を得ることができる。

【0021】

（11）請求項11の発明では、前記脈波センサは、前記光を測定対象に向けて発光する発光素子と、前記測定対象からの反射光を受光する受光素子とを備えるとともに、前記発光素子は、その発光波長特性として、ヘモグロビンの吸光波長特性と、前記受光素子の受光感度波長特性とに応じて、前記ヘモグロビンの吸光波長特性のピークに対応した第1のピークと、前記受光素子の受光感度波長特性のピークに対応した第2のピークと、を有することを特徴とする。

【0022】

本発明は、青又は緑の光を利用した脈波センサの発光波長特性を例示したものである。発光素子の照射光が、ヘモグロビンの吸光度が大きい波長領域の光であるほど、ヘモグロビンからの反射光又は散乱光の強度は、毛細動脈内を流れる血流量の変化に感度よく反応し、また、発光素子からの照射光が、受光素子の受光感度が高い波長領域の光であるほど、受光素子で反射光又は散乱光を感度よく検出できる。よって、この発光波長特性を有する脈波センサを用いることにより、脈波を検出する際にS/N比が向上し、脈波の検出確率を高めることができる。

【0023】

（12）請求項12の発明では、第1のピークは440nm近傍のピークであり、前記第2のピークは550nm近傍のピークであることを特徴とする。

本発明は、好ましい各ピークの波長を例示したものであり、この発光波長特性の光を用いることにより、一層脈波の検出確率が向上する。

【0024】

（13）請求項13の発明では、更に、赤及び近赤外のうち少なくとも赤の光を利用した光学式パルスオキシメータを用いて、血液中の酸素飽和濃度を測定する。

本発明では、赤や近赤外の光を利用したパルスオキシメータを用いて、酸素飽和濃度を測定する。よって、この測定結果を加味することにより、高い精度で呼吸異常を検出することができる。

【0025】

（14）請求項14の発明は、前記請求項1～9のいずれかに記載の呼吸異常検出装置の機能を実現するための手段を有するプログラムである。

つまり、上述した呼吸異常検出装置の機能を実現するための各手段は、コンピュータのプ

10

20

30

40

50

プログラムにより実行される処理により実現することができる。

【0026】

(15) 請求項15の発明は、前記請求項14に記載のプログラムの機能を実現するための手段を記憶している記録媒体である。

上述した様なプログラムをコンピュータシステムにて実現する機能は、例えば、コンピュータシステム側で起動するプログラムとして備えることができる。

【0027】

このようなプログラムの場合、例えば、フレキシブルディスク、光磁気ディスク、CD-ROM、DVD、ハードディスク等のコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録し、必要に応じてコンピュータシステムにロードして起動することにより用いることができる。この他、ROMやバックアップRAM等をコンピュータ読み取り可能な記録媒体として前記プログラムを記録しておき、このROMあるいはバックアップRAM等をコンピュータシステムに組み込んで用いても良い。

10

【0028】

(16) 請求項16の発明(測定装置)は、脈波を検出するために、青又は緑の光を利用した光学式脈波センサと、血液中の酸素飽和濃度を測定するために、赤及び近赤外のうち少なくとも赤の光を利用した光学式パルスオキシメータと、を備えたことを特徴とする。

【0029】

本発明は、例えば呼吸異常を検出するために用いられる測定装置に関するものである。この測定装置を用いることにより、脈波センサによって、脈波数や脈波振幅を求めることができ、パルスオキシメータによって、酸素飽和濃度を測定することができる。

20

【0030】

(17) 請求項17の発明では、前記脈波センサは、前記光を測定対象に向けて発光する発光素子と、前記測定対象からの反射光を受光する受光素子とを備えるとともに、前記発光素子は、その発光波長特性として、ヘモグロビンの吸光波長特性と、前記受光素子の受光感度波長特性とに応じて、前記ヘモグロビンの吸光波長特性のピークに対応した第1のピークと、前記受光素子の受光感度波長特性のピークに対応した第2のピークと、を有することを特徴とする。

【0031】

本発明は、測定装置における脈波センサの発光素子から照射される光の発光波長特性を例示したものである。この光を用いることにより、前記請求項11の発明と同様に、脈波の検出確率を高めることができる。

30

(18) 請求項18の発明では、第1のピークは440nm近傍のピークであり、前記第2のピークは550nm近傍のピークであることを特徴とする。

【0032】

本発明も、前記請求項12の発明と同様な効果を奏する。

(19) 請求項19の発明では、前記脈波センサと前記パルスオキシメータとを、一体に組み付けたことを特徴とする。

従って、この測定装置を腕等に簡単に取り付けることができ、取り扱いが容易である。

【0033】

(20) ~ (28) 前記請求項20 ~ 28の呼吸異常検出方法は、それぞれ、前記請求項1 ~ 9の呼吸異常検出装置と同様な作用効果を奏する。

尚、脈波の測定は、例えば手首の背側(甲側)、足のすね、又は額を含む、動きの少ない箇所で行うことが好ましい。

40

【0034】

【発明の実施の形態】

次に、本発明の、呼吸異常検出装置、プログラム、記録媒体、測定装置、呼吸異常検出方法の実施の形態の例(実施例)について、図面に基づいて説明する。

(実施例1)

a) まず、本実施例の呼吸異常検出方法を実施する呼吸異常検出装置の基本構成について

50

、図 1 に基づいて説明する。

【0035】

図 1 に示す様に、本実施例の呼吸異常検出装置は、人体の例えば手首の背側などの動きの少ない箇所に取り付けて使用する測定装置 1 と、測定装置 1 の制御や信号処理等を行う本体部分である制御装置 3 とから構成されている。

前記制御装置 3 は、測定装置 1 を駆動する駆動回路 5 と、測定装置 1 から出力される信号を検出する検出回路 7 と、検出回路から得られる信号 ( A D 変換された信号 ) に基づいて脈波を計測し、脈拍数などを算出するデータ処理装置 ( マイクロコンピュータ ) 9 と、データ処理装置 9 の動作を指示するスイッチ等の入力部 1 1 と、データ処理装置 9 にて処理された結果等を、表示や音 ( 又は音声 ) で報知する出力部 1 3 とを備えている。

10

【0036】

前記測定装置 1 は、1 対の光学式センサにより構成されている。つまり、動脈の脈波を検出するために、青 ( 又は緑 ) 色の光を利用した光学式脈波センサ 1 5 と、動脈血の酸素飽和度を検出するために、赤及び近赤外の光を利用した光学式パルスオキシメータ 1 7 とを備えている。

【0037】

このうち、脈波センサ 1 5 は、発光素子 1 9 と受光素子 2 1 とを備えている。発光素子 1 9 は、InGa<sub>N</sub>系 ( インジウム - ガリウム - 窒素系 ) の青色 LED であって、発光した光をアクリル板等に塗布した蛍光塗料を通過させることによって、光の波長を変換できる波長変換 LED である。また、受光素子 2 1 は、GaAsP 系 ( ガリウム - 砒素 - リン系 ) の PD である。

20

【0038】

特に、前記発光素子 1 9 は、420nm 近傍と 550nm 近傍の二つのピークを有する発光特性を有し、そのため、脈波センサ 1 5 は、従来より高い 1 / 60 の S / N ( 総受光量 N に対する血液の容積変化に伴う信号成分 S の比 ) を有する。

【0039】

一方、パルスオキシメータ 1 7 は、赤色の光を発する LED ( R - RED ) 2 3 及び近赤外域の光を発する LED ( I R - LED ) 2 5 と、それらの光の反射光を受光する受光素子 2 7 とを備えた周知の装置である。

尚、脈波センサ 1 5 の発光素子 1 9 とパルスオキシメータ 1 7 の発光素子 2 7 との発光のタイミングは、各受光素子 1 9 、 2 7 による受光及びその各信号処理を分離して行うことができるように、互いにずらすように設定されている。また、R - RED 2 3 と I R - LED 2 5 の発光及びその信号処理は、従来と同様に時分割的に実施される。

30

【0040】

b ) 次に、前記呼吸異常検出装置の基本動作について、簡単に説明する。

前記脈波センサ 1 を用いる場合には、駆動回路 5 からの駆動用の電力の供給によって、発光素子 1 9 から人体 ( 手首等 ) に向かって、前記発光波長特性を有する青色の光を照射する。

【0041】

それにより、光の一部が人体の内部を通る毛細血管 ( 毛細動脈 ) に当たって、毛細血管を流れる血液中の主へヘモグロビンに吸収され、残りの光は散乱を繰り返して、その一部が受光素子 1 1 に入射する。

40

この時、血液の脈動 ( 脈拍 ) により毛細血管にあるヘモグロビンの量が波動的に変化するので、ヘモグロビンに吸収される光も波動的に変化する。

【0042】

その結果、毛細血管で吸収される光量が増えるため、受光素子 2 1 で検出される受光量が増えるので、その受光量の変化が、図 2 に示す様な脈波 ( 従って血流量情報 ) を表す脈波波形の電圧信号 ( 脈波信号 ) として、データ処理装置 9 に入力される。

【0043】

尚、脈波センサ 1 からのセンサ出力は、検出回路 7 にてアナログ信号に増幅され、バンド

50

パスフィルタ回路（図示せず）でノイズ除去され、デジタル信号に変換されて、データ処理装置 9 に入力される。

そして、データ処理装置 9 では、この入力した信号に基づいて、脈拍数や脈拍間隔等の算出や後述する呼吸異常検出などの処理を行う。

【0044】

一方、パルスオキシメータ 17 を用いる場合も、基本的には、脈波センサ 1 を用いる場合と同様である。

つまり、発光素子 23、25 から人体に向かって、赤又は近赤外の光を照射し、その反射光を受光素子 27 で受光する。この受光した光による信号は、酸素飽和度により変化するので、受光した光に基づいた信号をデータ処理装置 9 にて処理することにより、酸素飽和度を求めることができる。

10

【0045】

c) 次に、前記データ処理装置 9 にて行われる呼吸異常検出処理について、図 3 等に基づいて説明する。尚、図 3 は、データ処理装置 9 にて実施される処理を示すフローチャートである。

図 3 に示す様に、まず、ステップ (S) 100 では、脈拍数を算出する。

【0046】

つまり、前記図 2 に示す様に、連続した脈波信号における各脈波のピークは、各脈拍に対応したものであるので、このピークの単位時間当たりの個数から（例えば 1 分当たりなどの）単位時間当たりの脈拍数を求める。

20

続くステップ 110 では、脈拍数に変化があるか否かを判定する。

【0047】

具体的には、脈拍数が低減する徐脈、脈拍数が増加する頻脈、脈拍数が変動する（即ち脈拍間隔が変動する）不整脈があるかどうかを判定する。ここで肯定判断されるとステップ 120 に進み、一方否定判断されるとステップ 130 に進む。

【0048】

ステップ 120 では、脈拍数に異常があるので、そのことを示す値として、即ち異常度判定 A の判定結果として、異常フラグ値 A（例えば「1」）を記憶する。

つまり、後に各異常度判定に基づいて呼吸異常を総合的に判定するので、ここでは、脈拍数に異常があることを示す異常フラグ値 A を記憶する。尚、各異常度判定は、呼吸異常の総合判定において重要度が異なるので、以下の各異常フラグ値もそれぞれ異なる重み付けをしている。

30

【0049】

ステップ 130 では、脈拍信号の振幅を示す脈波振幅 (Y) と単位時間当たりの脈拍数 (X) とから、脈波振幅 (Y) と脈拍数 (X) との比 (Y/X) を求める。

つまり、呼吸に異常がある場合（例えば睡眠中に呼吸が停止した場合）には、図 5 に例示する様に、徐脈化が進むとともに、（必要な血流量を確保しようとして）脈波振幅が増加する現象が起きることがあるので、この変化を、脈波振幅 (Y) と減少する脈拍数 (X) との比 (Y/X) の変化により検出する。

【0050】

40

続くステップ 140 では、脈波振幅 (Y) と脈拍数 (X) との比 (Y/X) に異常があるか否かを、この比 (Y/X) の増加の程度が正常の範囲内であるか否かにより判定する。つまり、脈波振幅 (Y) と脈拍数 (X) との比 (Y/X) が、脈波振幅 (Y) の増加と脈拍数 (X) の減少により、正常の範囲より増加した場合には、呼吸異常があると判定する。ここで肯定判断されるとステップ 150 に進み、一方否定判断されるとステップ 160 に進む。

【0051】

ステップ 150 では、脈波振幅 (Y) と脈拍数 (X) との比 (Y/X) に異常があるので、そのことを示す異常フラグ値 B（例えば「3」）を記憶し、ステップ 160 に進む。

ステップ 160 では、呼吸数を算出する。

50

## 【 0 0 5 2 】

具体的には、まず、図 5 に例示する様に、脈波信号の各脈波のピークを結んで包絡線 A を求め、更に、包絡線 A の各ピークを結んで包絡線 B を求める。この包絡線 B と包絡線 A との差 ( B - A ) は、図 6 に例示する様に、呼吸状態を示す呼吸信号とみなすことができ、同図の下方に伸びる各ピークが各吸気に対応している。

## 【 0 0 5 3 】

続くステップ 1 7 0 では、( 例えば 1 分当たり等の ) 単位時間当たりの呼吸数に異常があるか否かを、呼吸数が正常の範囲内であるか否かにより判定する。ここで肯定判断されるとステップ 1 8 0 に進み、一方否定判断されるとステップ 1 9 0 に進む。

## 【 0 0 5 4 】

ステップ 1 8 0 では、呼吸数に異常があるので、そのことを示す異常フラグ値 C ( 例えば「 1 」 ) を記憶し、ステップ 1 9 0 に進む。

ステップ 1 9 0 では、呼吸信号の変化を算出する。

具体的には、前記図 6 に斜めの点線で示す様に、呼吸信号の振幅 ( B - A ) が増加している場合とは、呼吸ができないので胸腔内を大きくするために負圧を増加 ( 胸腔内圧を低下 ) させている状態、即ち無呼吸の状態と考えられるので、ここでは、その無呼吸の状態の検出のために、呼吸信号のピークの変化を求める。

## 【 0 0 5 5 】

続くステップ 2 0 0 では、無呼吸があるか否かを、ピークの変化が正常の範囲内にあるか否かにより判定する。ここで肯定判断されるとステップ 2 1 0 に進み、一方否定判断されるとステップ 2 3 0 に進む。

ステップ 2 1 0 では、無呼吸があるので、呼吸停止時間 ( 呼吸信号のピークの増加から減少に転ずるまでの時間 ) を算出する。

## 【 0 0 5 6 】

続くステップ 2 2 0 では、呼吸停止時間に応じて重み付けして、異常があることを示す異常フラグ値 D を記憶し、ステップ 2 3 0 に進む。

例えば呼吸停止時間を区分して、呼吸停止時間の長さに応じて、異常フラグ値 D 1 ( 例えば「 2 」 )、D 2 ( 例えば「 3 」 ) 等の様に異なる異常フラグ値を記憶する。

## 【 0 0 5 7 】

ステップ 2 3 0 では、血液中の酸素飽和濃度を算出する。

つまり、上述したパルスオキシメータによる測定値に基づいて、従来法と同様にして酸素飽和濃度を算出する。

続くステップ 2 4 0 では、酸素飽和濃度に異常があるか否かを、その測定値が正常の範囲内であるか否かにより判定する。ここで肯定判断されるとステップ 2 5 0 に進み、一方否定判断されるとステップ 2 6 0 に進む。

## 【 0 0 5 8 】

ステップ 2 5 0 では、酸素飽和濃度に異常があるので、そのことを示す異常フラグ値 E ( 例えば「 1 」 ) を記憶し、ステップ 2 6 0 に進む。

ステップ 2 6 0 では、上述した異常度判定 A ~ E の判定結果に基づいて、呼吸異常の危険度の総合判定を行う。

## 【 0 0 5 9 】

つまり、上述した様に、各異常度判定には重み付けがしてあるので、異常フラグ値 A ~ E を合計して、異常フラグ値 A ~ E の合計値が、総合的にみて呼吸異常があることを報知すべき危険な状態であるかどうかの判定を行う。

例えば異常フラグ値 A ~ E の合計値が「 3 」以上の場合には、呼吸異常が発生していると判定する。

## 【 0 0 6 0 】

続くステップ 2 7 0 では、前記ステップ 2 6 0 における呼吸異常の総合判定の結果に基づいて、その旨を、出力部 1 3 を駆動して、表示や音又は音声により報知する。つまり、呼吸異常がある場合には、呼吸異常の程度に応じて警報を発し、一旦本処理を終了する。

10

20

30

40

50

## 【0061】

d) 次に、本実施例による効果について説明する。

本実施例では、脈波センサ15とパルスオキシメータ17とを一体に組み付けた備えた測定装置1を手首等に装着して、脈拍数及び脈波振幅と酸素飽和濃度とを求めるので、従来の呼吸モニタやパルスオキシメータのみを利用した場合と比べて、検出精度を高めることができ、また、睡眠ポリグラフを利用した場合と比べて、異常検出の作業を簡易化することができる。

## 【0062】

特に、本実施例では、脈波振幅(Y)と単位時間当たりの脈拍数(X)との比(Y/X)に加えて、脈拍数の変化、呼吸数の変化、無呼吸及び呼吸停止時間、酸素飽和濃度の変化の判定条件を用い、更にそれらの重要度を考慮して各判定条件に重み付けして、総合的に呼吸異常を検出するので、呼吸異常の判定を精度良く行うことができるという顕著な効果を奏する。

10

(実施例2)

次に、実施例2について説明するが、前記実施例1と同様な箇所の説明は省略し、その要部のみを説明する。

## 【0063】

前記実施例では、脈拍数の変化、脈波振幅と脈拍数との比(Y/X)の変化、呼吸数の変化、無呼吸及び呼吸停止時間、酸素飽和濃度の変化に基づいて、総合的に呼吸異常を検出したが、それ以外の条件を加えて呼吸異常の判定を行ってもよい。

20

## 【0064】

例えば、無呼吸の発生状態を調べ、無呼吸の発生状態の変化、例えば「単位時間当たりの無呼吸の発生回数が所定値より増加した」という条件を加えて、呼吸異常の判定を行ってもよい。

この場合には、呼吸異常の判定の精度が一層向上するという利点がある。

## 【0065】

また、これとは別に、主要な脈波振幅と脈拍数との比(Y/X)の変化の判定条件に加え、それ以外の上述した各判定条件を適宜組み合わせる総合判定を行ってもよい。

尚、本発明は前記実施例になんら限定されるものではなく、本発明を逸脱しない範囲において種々の態様で実施しうることはいうまでもない。

30

## 【0066】

(1) 例えば、前記実施例では、呼吸異常検出装置について述べたが、本発明は、それらに限らず、上述したアルゴリズムに基づく処理を実行させるプログラムやそのプログラムを記憶している記録媒体にも適用できる。

この記録媒体としては、マイクロコンピュータとして構成される電子制御装置、マイクロチップ、フレキシブルディスク、ハードディスク、光ディスク等の各種の記録媒体が挙げられる。つまり、上述した呼吸異常検出装置の処理を実行させることができるプログラムを記憶したものであれば、特に限定はない。

## 【0067】

尚、前記プログラムは、単に記録媒体に記憶されたものに限定されることなく、例えばインターネットなどの通信ラインにて送受信されるプログラムにも適用される。

40

(2) また、前記呼吸異常検出装置は、測定装置から得られた信号を、すぐそばにある制御装置に直接に入力する場合だけでなく、測定装置からの得られたデータを例えばパソコン等の装置に入力し(又は記録媒体に記録し)、そのデータを例えばインターネット等を利用して遠隔地にある制御装置に送信にして、診断や検査を行う場合に適用することもできる。更に、測定装置から得られた信号を、一旦記録媒体に記録しておき、後日その記録媒体のデータを用いて、呼吸異常検出を行ってもよい。

## 【0068】

(3) 更に、前記包絡線A、Bを用いる方法以外に、例えば各波形のピークより所定値だけ少ない点を結んだ線など、元となる信号波形の変動を表す各種の方法を採用することが

50

できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 実施例 1 の呼吸異常検出装置のシステム構成を示す説明図である。

【図 2】 脈波信号の波形を示すグラフである。

【図 3】 実施例 1 の呼吸異常検出処理を示すフローチャートである。

【図 4】 呼吸異常が発生した状態における脈波出力を示すグラフである。

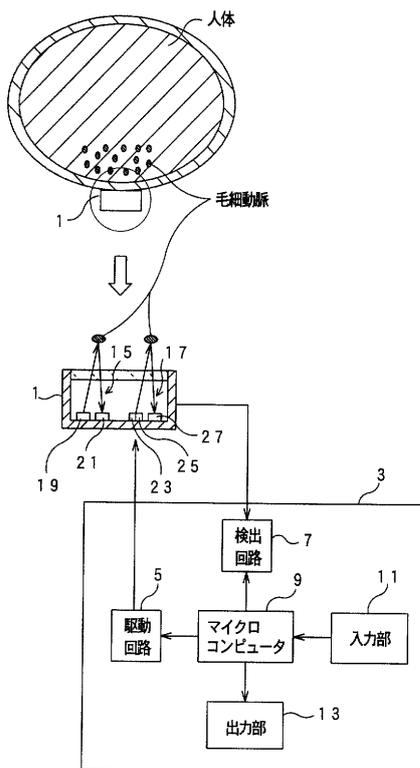
【図 5】 脈波出力と包絡線 A、B を示すグラフである。

【図 6】 呼吸信号を示すグラフである。

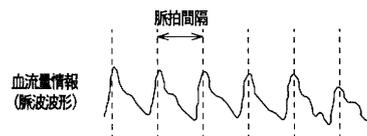
【符号の説明】

- 1 ... 測定装置
- 3 ... 制御装置
- 9 ... データ処理装置 (マイクロコンピュータ)
- 15 ... 脈波センサ
- 17 ... パルスオキシメータ
- 19、23、25 ... 発光素子
- 21、27 ... 受光素子

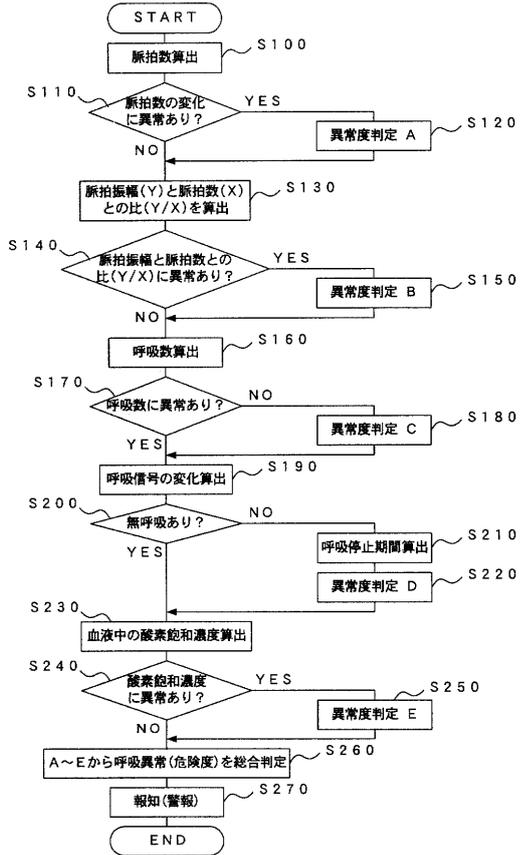
【図 1】



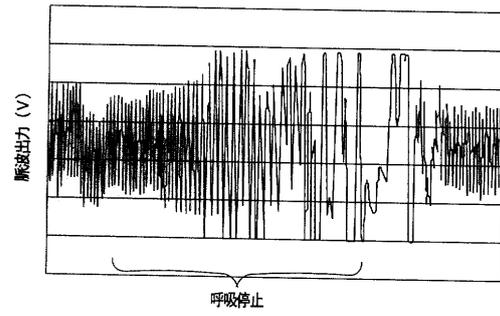
【図 2】



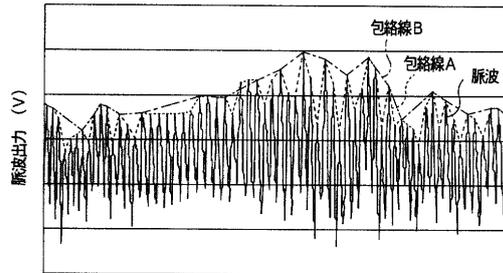
【 図 3 】



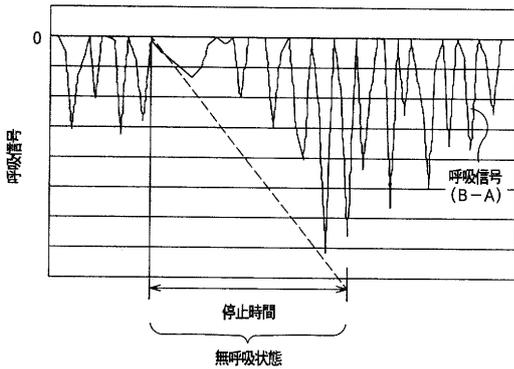
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

(72)発明者 塩見 利明

愛知県愛知郡長久手町大字岩作字雁又2-1 愛知医科大学内

Fターム(参考) 4C017 AA09 AA10 AC28 FF05

4C038 KK01 KL07 KX01 SS09