(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2006-149882
(P2006-149882A)
(43)公開日　平成18年6月15日(2006.6.15)

(51)Int.Cl.			F I			テーマコード（参考）
A61B	5/11	(2006.01)	A61B	5/10	310A	4C038
A61B	5/08	(2006.01)	A61B	5/08		

審査請求 未請求　請求項の数 14　ＯＬ　（全 35 頁）

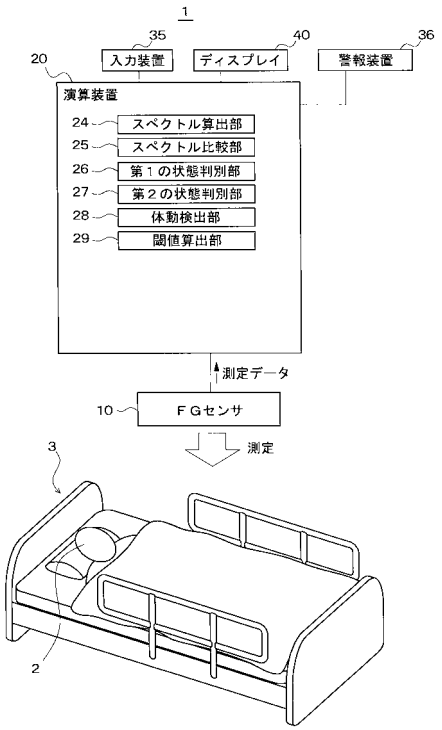
(21)出願番号　特願2004-347730 (P2004-347730)
(22)出願日　平成16年11月30日 (2004.11.30)

(71)出願人　000183266
住友大阪セメント株式会社
東京都千代田区六番町６番地２８
(71)出願人　899000079
学校法人慶應義塾
東京都港区三田２丁目１５番４５号
(74)代理人　100097320
弁理士　宮川　貞二
(74)代理人　100123892
弁理士　内藤　忠雄
(74)代理人　100100398
弁理士　柴田　茂夫
(74)代理人　100131820
弁理士　金井　俊幸

最終頁に続く

(54)【発明の名称】状態解析装置及びソフトウエアプログラム

(57)【要約】
【課題】　対象物の状態をより確実に判別することのできる状態解析装置及びソフトウエアプログラムを提供する。
【解決手段】　周期的な動きのある対象物の状態を示す測定データに基づいて、第１の所定期間のスペクトルを算出するスペクトル算出手段２４と、スペクトルに基づいて、当該スペクトルの低周波成分と高周波成分とを比較するスペクトル比較手段２５と、スペクトル比較手段２５の比較結果に基づいて、対象物の異常を判別する状態判別手段２６とを備えるように構成されるので、対象物の状態をより確実に判別することのできる状態解析装置を提供することができる。
【選択図】　図１



【特許請求の範囲】
【請求項１】
周期的な動きのある対象物の状態を示す測定データに基づいて、第１の所定期間のスペクトルを算出するスペクトル算出手段と；
前記スペクトルに基づいて、当該スペクトルの低周波成分と高周波成分とを比較するスペクトル比較手段と；
前記スペクトル比較手段の比較結果に基づいて、前記対象物の異常を判別する状態判別手段とを備える；
状態解析装置。
【請求項２】
前記状態判別手段は、前記低周波成分のスペクトルの総和が前記高周波成分のスペクトルの総和を第２の所定期間連続的に下まわった場合に、前記対象物が異常であると判別する、
請求項１に記載の状態解析装置。
【請求項３】
前記状態判別手段は、前記低周波成分のスペクトルの総和の第３の所定期間の平均が前記高周波成分のスペクトルの総和の第３の所定期間の平均を下まわった場合に、前記対象物が異常であると判別する、
請求項１に記載の状態解析装置。
【請求項４】
前記測定データに基づいて、前記周期的な動きとともに起こる非周期的な動きを判定して検出する非周期的動き検出手段を備え；
前記状態判別手段は、判定対象時点の動きが前記非周期的動き検出手段により非周期的動きであると判定されたとき、前記対象物が異常であると判別しない、
請求項１乃至請求項３のいずれか１項に記載の状態解析装置。
【請求項５】
周期的な動きのある対象物の状態を示す測定データに基づいて、前記周期的な動きとともに起こる非周期的な動きを判定して検出する非周期的動き検出手段と；
判定対象時点の前後の期間のうち前記非周期的動き検出手段で非周期的動きの検出された期間を除く第４の所定期間の測定データに基づいて、前記周期的な動きに変調があるか否かを判定する閾値を算出する閾値算出手段と；
前記判定対象時点の動きが前記非周期的動き検出手段により非周期的動きではないと判定されたとき、該判定対象時点の前記周期的な動きの大きさを前記閾値と比較することにより、前記判定対象物の異常を判別する状態判別手段とを備える；
状態解析装置。
【請求項６】
前記判定対象時点の前記周期的な動きの大きさは、前記判定対象時点以前のゼロクロスからゼロクロスまでの前記測定データを積分することにより得られる値を用いる、
請求項５に記載の状態解析装置。
【請求項７】
前記閾値は、代表値に基づいて定められ、
前記代表値は、第５の所定期間内の前記周期的な動きの大きさの平均値、又は調整平均値である、
請求項５又は請求項６に記載の状態解析装置。
【請求項８】
前記閾値は、代表値に基づいて定められ、
前記代表値は、第６の所定期間内の前記周期的な動きの大きさの、大きい方から複数個の平均値である、
請求項５又は請求項６に記載の状態解析装置。
【請求項９】

前記状態判別手段は、前記判定対象時点の前記周期的な動きの大きさが、前記閾値を下まわった場合に、前記対象物が変調したと判別する、
請求項５乃至請求項８のいずれか１項に記載の状態解析装置。
【請求項１０】
前記状態判別手段は、前記対象物が変調したと判別した後、前記閾値を固定し、前記判定対象時点の前記周期的な動きの大きさが、当該固定した閾値を、第７の所定期間連続的に下まわった場合に、前記対象物が異常であると判別する、
請求項９に記載の状態解析装置。
【請求項１１】
前記状態判別手段は、前記対象物を変調したものと判別し、さらに、前記判定対象時点の前記周期的な動きの周期が変動した場合に、前記対象物が異常であると判別する、
請求項９に記載の状態解析装置。
【請求項１２】
前記測定データを取得する測定装置を備え；
前記測定装置は、対象領域に複数の輝点を投影する投影装置と、前記複数の輝点が投影された対象領域を撮像する撮像装置と、前記撮像装置により異なる時点に取得された２フレームの画像から前記複数の輝点の前記２フレーム間の移動量を算出する移動量算出手段と、前記移動量を時系列に並べてなる移動量波形データを生成する移動量波形生成手段とを有する、
請求項１乃至請求項１１のいずれか１項に記載の状態解析装置。
【請求項１３】
コンピュータにインストールして該コンピュータを状態解析装置として作動させるソフトウエアプログラムであって；
周期的な動きのある対象物の状態を示す測定データに基づいて、第１の所定期間のスペクトルを算出し；
前記スペクトルに基づいて、当該スペクトルの低周波成分と高周波成分とを比較し；
前記比較結果に基づいて、前記対象物の異常を判別する；
ソフトウエアプログラム。
【請求項１４】
コンピュータにインストールして該コンピュータを状態解析装置として作動させるソフトウエアプログラムであって；
周期的な動きのある対象物の状態を示す測定データに基づいて、前記周期的な動きとともに起こる非周期的な動きを判定して検出し；
判定対象時点前後の期間のうち非周期的動きの検出された期間を除く第４の所定期間の測定データに基づいて、前記周期的な動きに変調があるか否かを判定する閾値を算出し；
前記判定対象時点の動きが非周期的動きではないと判定されたとき、該判定対象時点の前記周期的な動きの大きさを前記閾値と比較することにより、前記判定対象物の異常を判別する；
ソフトウエアプログラム。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、状態解析装置及びソフトウエアプログラムに関し、特に対象物の状態をより確実に判別することのできる状態解析装置及びソフトウエアプログラムに関するものである。
【背景技術】
【０００２】
空間内、例えば風呂場やトイレ等での対象物、例えば人物の動きを検出する動き検出装置として、従来から、動き検出センサが提案されている。代表的な例としては、ベッド上の就寝者にパターンを投影し、投影されたパターンを連続的に撮像した画像からパターン

の移動量を算出することで、就寝者の呼吸を監視する監視装置があった。（例えば、特許文献１参照。）。

【特許文献１】特開２００２－１７５５８２号公報　（第５－９頁、第１－１３図）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００３】

以上のような従来の装置では、例えば患者の呼吸運動の増減やその量を計測・モニタリングしたり、呼吸の有無等を検出することが可能である。

【０００４】

しかしながら、例えば、人工呼吸器によって人工呼吸を行っている患者の呼吸を監視する際、特に、自発呼吸やコミュニケーション能力の低い患者の呼吸を監視する際には、より正確に患者の呼吸の状態を判別することのできる装置が望まれていた。例えば、自発呼吸がほとんど無い患者において人工呼吸回路の切断などにより呼吸ができなくなった場合、すなわち、患者の呼吸が停止した場合や、一定の自発呼吸がある患者において人工呼吸が実質的に働かなくなった場合など、人工呼吸のトラブルが直接重大な事故に結びつくことを最大限防止するために、できる限り正確に、より迅速かつ確実に対象物の状態を判別することができる装置が望まれていた。このような要請に対して、特許文献１に記載の監視装置では、最も簡易には、生成された呼吸運動に関する信号と、固定的なある一定の閾値とを比較して、呼吸運動の停止や低下を判定することが可能であるが、患者の姿勢や上掛けの状態、その他の環境要因によって呼吸運動の検出の感度やノイズレベルが変動することがあり、状態判定が必ずしも正確に行われないことがあった。

【０００５】

そこで本発明は、対象物の状態をより確実に判別することのできる状態解析装置及びソフトウエア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】

【０００６】

上記目的を達成するために、請求項１に係る発明による状態解析装置は、例えば図１に示すように、周期的な動きのある対象物２の状態を示す測定データに基づいて、第１の所定期間のスペクトルを算出するスペクトル算出手段２４と；スペクトルに基づいて、当該スペクトルの低周波成分と高周波成分とを比較するスペクトル比較手段２５と；スペクトル比較手段２５の比較結果に基づいて、対象物２の異常を判別する状態判別手段２６とを備えるように構成される。

【０００７】

このように構成すると、スペクトル算出手段は、周期的な動きのある対象物の状態を示す測定データに基づいてスペクトルを算出し、スペクトル比較手段はスペクトルの低周波成分と高周波成分とを比較する。状態判別手段は、当該比較結果に基づいて、対象物の異常を判別するので、対象物の状態をより確実に判別することのできる状態解析装置を提供することができる。

【０００８】

また請求項２に記載のように、請求項１に記載の状態解析装置では、状態判別手段２６は、低周波成分のスペクトルの総和が高周波成分のスペクトルの総和を第２の所定期間連続的に下まわった場合に、対象物２が異常であると判別するように構成してもよい。

【０００９】

このように構成すると、状態判別手段は、低周波成分のスペクトルの総和が高周波成分のスペクトルの総和を第２の所定期間連続的に下まわった場合に、対象物が異常であると判別するので、さらに確実に対象物の状態を判別することができる。例えば、対象物が呼吸をしている人物である場合、低周波成分は呼吸に近い周波数の成分、高周波成分は呼吸以外、典型的にはノイズの周波数の成分である。

【００１０】

また請求項３に記載のように、請求項１に記載の状態解析装置では、状態判別手段２６

は、低周波成分のスペクトルの総和の第３の所定期間の平均が高周波成分のスペクトルの総和の第３の所定期間の平均を下まわった場合に、対象物２が異常であると判別するように構成してもよい。

【００１１】

このように構成すると、低周波成分のスペクトルの総和の第３の所定期間の平均が高周波成分のスペクトルの総和の第３の所定期間の平均を下まわった場合に、対象物が異常であると判別するので、確実、迅速に対象物の状態を判別することができる。

【００１２】

また請求項４に記載のように、請求項１乃至請求項３のいずれか１項に記載の状態解析装置では、例えば図１に示すように、測定データに基づいて、周期的な動きとともに起こる非周期的な動きを判定して検出する非周期的動き検出手段２８を備え；状態判別手段２６は、判定対象時点の動きが非周期的動き検出手段２８により非周期的動きであると判定されたとき、対象物２が異常であると判別しないように構成してもよい。

【００１３】

このように構成すると、非周期的動き検出手段は、測定データに基づいて周期的な動きとともに起こる非周期的な動きを判定して検出し、状態判別手段は、判定対象時点の動きが非周期的動き検出手段により非周期的動きであると判定されたとき、対象物が異常であると判別しないので、誤った判別をすることを防止することができる。例えば、対象物が呼吸をしている人物である場合、非周期的動きは寝返り等の体動である。

【００１４】

上記目的を達成するために、請求項５に係る発明による状態解析装置は、例えば図１に示すように、周期的な動きのある対象物２の状態を示す測定データに基づいて、周期的な動きとともに起こる非周期的な動きを判定して検出する非周期的動き検出手段２８と；判定対象時点の前後の期間のうち非周期的動き検出手段２８で非周期的動きの検出された期間を除く第４の所定期間の測定データに基づいて、周期的な動きに変調があるか否かを判定する閾値を算出する閾値算出手段２９と；判定対象時点の動きが非周期的動き検出手段２８により非周期的動きではないと判定されたとき、該判定対象時点の周期的な動きの大きさを閾値と比較することにより、判定対象物２の異常を判別する状態判別手段２７とを備えるように構成される。

【００１５】

このように構成すると、非周期的動き検出手段は、測定データに基づいて周期的な動きとともに起こる非周期的な動きを判定して検出し、閾値算出手段は、周期的な動きに変調があるか否かを判定する閾値を、非周期的動きの検出された期間を除く第４の所定期間の測定データに基づいて算出する。状態判別手段は、判定対象時点の動きが非周期的動き検出手段により非周期的動きではないと判定されたとき、当該閾値と該判定対象時点の周期的な動きの大きさとを比較することにより、判定対象物の異常を判別するので、誤った判別をすることなく、対象物の状態をより確実に判別することのできる状態解析装置を提供することができる。例えば、対象物が呼吸をしている人物である場合、非周期的動きは寝返り等の体動である。

【００１６】

また請求項６に記載のように、請求項５に記載の状態解析装置では、例えば図２に示すように、判定対象時点の周期的な動きの大きさは、判定対象時点以前のゼロクロスからゼロクロスまでの測定データを積分することにより得られる値を用いるように構成してもよい。

【００１７】

このように構成すると、判定対象時点の周期的な動きの大きさに、判定対象時点以前のゼロクロスからゼロクロスまでの測定データを積分することにより得られる値を用いるので、測定データの振幅、周期の両方の変化を、周期的な動きの大きさに反映させることができ、状態判別手段による判別をより精度よく行うことができる。ここで、判定対象時点以前のゼロクロスからゼロクロスまでとは、典型的には、判定対象時点直前のゼロクロス

からゼロクロスまでのことをいう。

【００１８】

また請求項７に記載のように、請求項５又は請求項６に記載の状態解析装置では、閾値は、代表値に基づいて定められ、代表値は、第５の所定期間内の周期的な動きの大きさの平均値、又は調整平均値であるように構成してもよい。

【００１９】

このように構成すると、状態の判別は過去一定期間の呼吸の大きさに基づいて行われるので、対象物の状態をより確実に判別することができる。なお、特に調整平均値を用いた場合には、例えば、エラーや外乱などにより、特異的なデータが含まれる可能性がある時に、その影響を軽減することができる。

【００２０】

また請求項８に記載のように、請求項５又は請求項６に記載の状態解析装置では、閾値は、代表値に基づいて定められ、代表値は、第６の所定期間内の周期的な動きの大きさの、大きい方から複数個の平均値であるように構成してもよい。

【００２１】

このように構成すると、例えば、周期的な動きに変調があるときでも、当該変調がないときの本来の周期的な動きの大きさの平均値を求めることができ、当該平均値に基づいて閾値を定めることができるので、状態判別手段による判別をより確実に行うことができる。

【００２２】

また請求項９に記載のように、請求項５乃至請求項８のいずれか１項に記載の状態解析装置では、例えば図１に示すように、状態判別手段２７は、判定対象時点の周期的な動きの大きさが、閾値を下まわった場合に、対象物２が変調したと判別するように構成してもよい。

【００２３】

このように構成すると、状態判別手段は、まず判定対象時点の周期的な動きの大きさが、閾値を下まわった場合に、対象物が変調したと判別し、例えば、直ちに対象物を異常とは判断しないので誤った判断を防止することができる。

【００２４】

また請求項１０に記載のように、請求項９に記載の状態解析装置では、例えば図１に示すように、状態判別手段２７は、対象物が変調したと判別した後、閾値を固定し、判定対象時点の周期的な動きの大きさが、当該固定した閾値を、第７の所定期間連続的に下まわった場合に、対象物２が異常であると判別するように構成してもよい。

【００２５】

このように構成すると、状態判別手段は、対象物が変調したと判別した後、判定対象時点の周期的な動きの大きさが閾値を第７の所定期間連続的に下まわった場合に、対象物が異常であると判別し、当該第７の所定期間に、例えば、実際に対象物が異常な状態になり、それによって測定データが変動するような、閾値を算出するのに不適切な状態が含まれていた場合に、閾値がその影響を受けることを回避することができるので、対象物の異常をより確実に判別することのができる。

【００２６】

また請求項１１に記載のように、請求項９に記載の状態解析装置では、例えば図１に示すように、状態判別手段２７は、対象物を変調したものと判別し、さらに、判定対象時点の周期的な動きの周期が変動した場合に、対象物２が異常であると判別するように構成してもよい。

【００２７】

このように構成すると、状態判別手段２７は、対象物２が変調したと判別した後、さらに、判定対象時点の周期的な動きの周期が変動した場合に、対象物が異常であると判別するので、誤った判別を防止することができ、対象物の異常をより確実に判別することができる。

【００２８】
また請求項１２に記載のように、請求項１乃至請求項１１のいずれか１項に記載の状態解析装置では、例えば図９に示すように、測定データを取得する測定装置１０を備え；測定装置１０は、対象領域３（例えば図８参照）に複数の輝点１１ｂ（例えば図８参照）を投影する投影装置１１と、複数の輝点１１ｂ（例えば図８参照）が投影された対象領域３（例えば図８参照）を撮像する撮像装置１２と、撮像装置１２により異なる時点に取得された２フレームの画像から複数の輝点１１ｂ（例えば図８参照）の２フレーム間の移動量を算出する移動量算出手段１４１と、移動量を時系列に並べてなる移動量波形データを生成する移動量波形生成手段１４２とを有するように構成してもよい。
【００２９】
このように構成すると、測定装置を備え、測定データは、測定装置から取得されたものであるので、正確に対象物の状態を測定できる。また、測定装置は、投影装置と、撮像装置と、移動量算出手段と、移動量波形生成手段とを含んで構成されるので、例えば非接触で対象物の状態を正確に測定できる。
【００３０】
上記目的を達成するために、請求項１３に係る発明によるソフトウエアプログラムは、例えば図１３に示すように、コンピュータにインストールして該コンピュータを状態解析装置として作動させるソフトウエアプログラムであって；周期的な動きのある対象物の状態を示す測定データに基づいて、第１の所定期間のスペクトルを算出し（Ｓ１０８）；スペクトルに基づいて、当該スペクトルの低周波成分と高周波成分とを比較し（Ｓ１１０）；当該比較結果に基づいて、対象物の異常を判別する（Ｓ１１０、Ｓ１１４）ように構成される。
【００３１】
このように構成すると、周期的な動きのある対象物の状態を示す測定データに基づいてスペクトルを算出し、当該スペクトルの低周波成分と高周波成分とを比較する。さらに、当該比較結果に基づいて、対象物の異常を判別するので、対象物の状態をより確実に判別することのできるソフトウエアプログラムを提供することができる。
【００３２】
上記目的を達成するために、請求項１４に係る発明によるソフトウエアプログラムは、例えば図１３に示すように、コンピュータにインストールして該コンピュータを状態解析装置として作動させるソフトウエアプログラムであって；周期的な動きのある対象物の状態を示す測定データに基づいて、周期的な動きとともに起こる非周期的な動きを判定して検出し（Ｓ１０６、Ｓ１０４）；判定対象時点前後の期間のうち非周期的動きの検出された期間を除く第４の所定期間の測定データに基づいて、周期的な動きに変調があるか否かを判定する閾値を算出し（Ｓ１２０）；判定対象時点の動きが非周期的動きではないと判定されたとき、該判定対象時点の周期的な動きの大きさを閾値と比較することにより、判定対象物の異常を判別する（Ｓ１１２、Ｓ１１６）ように構成される。
【００３３】
このように構成すると、測定データに基づいて周期的な動きとともに起こる非周期的な動きを判定して検出し、周期的な動きに変調があるか否かを判定する閾値を、非周期的動きの検出された期間を除く第４の所定期間の測定データに基づいて算出する。さらに、判定対象時点の動きが非周期的動きではないと判定されたとき、当該閾値と該判定対象時点の周期的な動きの大きさとを比較することにより、判定対象物の異常を判別するので、誤った判別をすることなく、対象物の状態をより確実に判別することのできるソフトウエアプログラムを提供することができる。
【発明の効果】
【００３４】
以上のように本発明によれば、周期的な動きのある対象物の状態を示す測定データに基づいて、第１の所定期間のスペクトルを算出するスペクトル算出手段と、スペクトルに基づいて、当該スペクトルの低周波成分と高周波成分とを比較するスペクトル比較手段と、

スペクトル比較手段の比較結果に基づいて、対象物の異常を判別する状態判別手段とを備えるように構成されるので、対象物の状態をより確実に判別することのできる状態解析装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００３５】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照して説明する。なお、各図において互いに同一あるいは相当する部材には同一符号を付し、重複した説明は省略する。

【００３６】

図１は本発明の実施の形態に係る状態解析装置としての呼吸モニタ１の構成例を示すブロック図である。呼吸モニタ１は、演算装置２０と、測定装置としてのＦＧセンサ１０とを含んで構成される。演算装置２０は、例えば、パソコンやマイコンといったコンピュータである。また演算装置２０は、呼吸モニタ１を操作するための情報を入力する入力装置３５と、呼吸モニタ１の処理状態を表示するディスプレイ４０とを有している。入力装置３５は、例えばタッチパネル、キーボードあるいはマウスである。ディスプレイ４０は、典型的にはＬＣＤ（Ｌｉｑｕｉｄ　Ｃｒｙｓｔａｌ　Ｄｉｓｐｌａｙｓ、液晶表示装置）である。ディスプレイ４０に表示される呼吸モニタ１の処理状態は、例えば後述のＦＧセンサ１０によって取得される測定データ、後述のスペクトル比較部２５によって比較されるスペクトル、後述の第１状態判別部２６、第２の状態判別部２７による対象物２の状態の判別結果等である。本図では、入力装置３５とディスプレイ４０は、演算装置２０に外付けするものとして図示されているが、内蔵されていてもよい。なおＦＧセンサ１０については図９で詳述する。

【００３７】

演算装置２０は、周期的な動きのある対象物２の状態を示す測定データに基づいて、第１の所定期間のスペクトルを算出するスペクトル算出手段としてのスペクトル算出部２４と、スペクトルに基づいて、当該スペクトルの低周波成分と高周波成分とを比較するスペクトル比較手段としてのスペクトル比較部２５と、スペクトル比較部２５の比較結果に基づいて、対象物２の異常を判別する状態判別手段としての第１の状態判別部２６とを備える。

【００３８】

さらに、演算装置２０は、周期的な動きのある対象物２の状態を示す測定データに基づいて、前記周期的な動きとともに起こる非周期的な動きを判定して検出する非周期的動き検出手段としての体動検出部２８と、判定対象時点の前後の期間のうち体動検出部２８で非周期的動きの検出された期間を除く第４の所定期間の測定データに基づいて、前記周期的な動きに変調があるか否かを判定する閾値を算出する閾値算出手段としての閾値算出部２９と、判定対象時点の対象物２の動きが、体動検出部２８により非周期的動きではないと判定されたとき、該判定対象時点の周期的な動きの大きさを閾値と比較することにより、判定対象物２の異常を判別する状態判別手段としての第２の状態判別部２７とを備える。

【００３９】

なお、本実施の形態の主な所定期間には、第１の所定期間から第１１所定期間までがある。これらの所定期間については、順次後述で説明していく（ただし、順番は必ずしも番号順ではない）。また、図７に、第１の所定期間から第１０の所定期間についてまとめた図を示す。以下の説明では、適宜図７を参照する。

【００４０】

また、ここでは、スペクトル比較部２５の比較結果に基づいて、前記対象物２の異常を判別する第１の状態判別部２６と、判定対象時点の対象物２の動きが、体動検出部２８により非周期的動きではないと判定されたとき、該判定対象時点の周期的な動きの大きさを、閾値算出部２９によって算出される閾値と比較することにより、判定対象物２の異常を判別する第２の状態判別部２７とは、それぞれ別個に構成されるものとして説明するが、一体に構成してもよい。

【００４１】
ここで、対象物は、本実施の形態では、人物２であるものとして説明するが、牛やブタ等の家畜であってもよい。なお家畜はネコやイヌ等のペットも含むものとする。以下対象物は人物２として説明する。ここでは人物２はベッド３上で人工呼吸を行っている場合で説明する。ここで、周期的な動きとは、例えば、人間２の呼吸運動であり、非周期的な動きとは、例えば、人間２の呼吸運動以外の体動（以下特に断りのない限り単に「体動」という。）である。なお、人間２の呼吸運動は、実際にはその周期や振幅等、呼吸運動を示す後述の波形データに不安定性があり、極端な場合には振幅が失われることもあるが、多少の不安定性であれば、無視して解析することができる。人物２の体動とは、例えば寝返りといった呼吸より周期性に乏しく、呼吸より大きい人物２の動きである。さらに呼吸より大きい人物２の動きとは、例えば動きの大きさ、あるいは動きの変化の大きさで呼吸に対して特徴づけられるものである。

【００４２】
ここで、人物２が異常であるとは、本実施の形態では、人工呼吸を行っている人物２の人工呼吸回路が異常である状態、典型的には、実質的に人工呼吸が働かない状態をいう。すなわち、呼吸モニタ１は、人工呼吸を行っている人物２の人工呼吸回路の異常を検出する装置であり、例えば、筋ジストロフィー患者や筋萎縮性側索硬化症（ＡＬＳ）患者などの人工呼吸を監視し、人工呼吸の事故を防止することを目的とした装置である。

【００４３】
人工呼吸は、筋ジストロフィー患者や筋萎縮性側索硬化症（ＡＬＳ）患者の延命に重要な役割を担っているが、その一方で、人工呼吸のトラブルも頻繁に起こっている。特に、自発呼吸やコミュニケーション能力の低い患者の場合、人工呼吸のトラブルは直接重大な事故に結びつくので、人工呼吸器（不図示）の警報機能に頼るだけでなく、二重、三重の安全措置が必要である。

【００４４】
そこで人工呼吸の監視を行う呼吸モニタ１では、幾つかの異常、危険の検出が必要である。例えば、１つ目は、気管切開による人工呼吸をしている患者など、自発呼吸がほとんど無い患者において人工呼吸回路の切断などにより呼吸ができなくなった場合、すなわち呼吸停止の検出である。この場合、後述のＦＧセンサ１０が取得する呼吸運動波形がほぼ消失し、一刻も早い発見、通報が求められる。２つ目は、一定の自発呼吸がある患者において、人工呼吸が実質的に働かなくなった場合である。この場合、患者の呼吸の状態が変わること、言い換えれば、呼吸の変調が予想されるが、呼吸停止ほど明確でなく、発見が難しい。その代わり、なるべく早期に見つけることが望ましいが、発見に少々時間がかかってもすぐに重篤な事故になることはない。

【００４５】
本実施の形態では、人物２が異常であるとは、さらに具体的に言えば、例えば、自発呼吸のない人物２の人工呼吸器が外れて呼吸が停止した状態、多少の自発呼吸のある人物２の人工呼吸器が外れて呼吸の変調が一定時間続いた状態等の人工呼吸が実質的に働かなくなった状態、言い換えれば、人物２の人工呼吸にトラブルがある状態をいう。

【００４６】
また本実施の形態では、測定データは、ＦＧセンサ１０で測定されたデータである。人物２の状態を示す測定データとは、人物２の測定範囲（例えば人物２の胸部や腹部を含む範囲）での一定時間内の動きに関する量、さらに具体的には、体表面の上下方向移動速度に関する量である。また、人物２の状態を示す測定データは、人物２の動きを複数の点で測定した測定結果に基づいたデータであり、複数の点での各測定値の総和に基づく第１の測定データとしての呼吸データと、複数の点での各測定値の絶対値の総和のデータである第２の測定データとしての体動データとの両方またはいずれか一方を含んでいる。なお絶対値の総和は各測定値の二乗の値の総和を含む概念である。ここでは、測定データは呼吸データと体動データとの両方を含んでいる。また、呼吸データ及び体動データは、さらに各々測定点の数又は測定値に一定以上の変動があった測定点の数で除算したデータとして

もよい。

【００４７】

図２は、本発明の実施の形態に係る呼吸モニタに用いる、呼吸データ及び体動データが形成する波形パターンの例について示した概要図である。測定データは、例えば図２に示すような波形パターンを形成する。なお（ａ）は、人物２の正常呼吸を測定した場合の呼吸データを単純化した一例である。また、（ｂ）は体動を示すデータを含む呼吸データの典型例であり、（ｃ）は体動を示すデータを含む体動データの典型例である。（ｂ）、（ｃ）に示すように、呼吸以外の身体の動き（体動）がある場合には、体動データは大きい値の分布を持ち、同時に呼吸データの振れ幅も大きくなり周期性を失う。またここでは測定データのサンプリング間隔（１データの取得間隔）は例えば０．１～０．２５秒である。またここでは、人物２の動きを複数の点で測定した各測定値は、一定時間内の人物２の動き、言い換えれば人物２の動きの速度に関する値である。従って、各測定点の測定値を加え合わせれば、一定期間内の一定方向への全体的な平均的位置変化に関するデータを得ることができる（呼吸データ）。また各測定値の絶対値を加え合わせれば、全体の動きの総量に関するデータを得ることができる（体動データ）。なおここでは、呼吸データと体動データとの両方を用いる場合で説明するが、例えば呼吸データのみでも以下で説明する全てのプロセスを行うことができる。

【００４８】

ＦＧセンサ１０から取得される測定データは、一定期間の測定データをまとめて取得してもよいし、人物２の状態推移に伴ってリアルタイムに取得してもよい。本実施の形態では、上述したように、呼吸モニタ１が人工呼吸を行っている人物２の人工呼吸回路の異常を検出する装置であるから、人物２の状態推移に伴ってリアルタイムに取得する場合で説明する。

以下、再び図１を参照して上記各構成について詳細に説明する。

【００４９】

スペクトル算出部２４は、呼吸の動きのある人物２の状態を示す測定データ、ここでは呼吸データ（図２（ａ））に基づいて、第１の所定期間のスペクトルを算出する。ここで、スペクトルは、振幅スペクトルでもよいし、パワースペクトルでもよい。本実施の形態では、スペクトルは、振幅スペクトルを２乗した値に相当するパワースペクトルを用いる。パワースペクトルは、振幅スペクトルよりも周波数分布が強調されるので、スペクトルの低周波成分と高周波成分とを比較して、人物２の異常を判別する際には好適である。

【００５０】

具体的には、スペクトル算出部２４は、判定対象時点直前の第１の所定期間の呼吸データ（図２（ａ））を離散フーリエ変換すること、典型的にはＦＦＴ（Ｆａｓｔ　Ｆｏｕｒｉｅｒ　Ｔｒａｎｓｆｏｒｍ、高速フーリエ変換）によって判定対象時点のパワースペクトルを算出する。

【００５１】

ここで、判定対象時点とは、人物２の異常を判別する時点のことであり、当該時点は時間経過とともに順次移動していく。判定対象時点の間隔は、例えば、測定データのサンプリング間隔等に合わせて、適宜決めればよい。すなわち、ここでは判定対象時点の間隔は、（１データの取得間隔）は例えば０．１～０．２５秒程度である。

【００５２】

また、第１の所定期間は、ＦＦＴを実行するための呼吸データ（図２（ａ））を蓄積するための時間であり、例えば、判定対象時点より以前の少なくとも１周期分を含む期間、例えば５～３０秒、好ましくは５秒～１５秒、ここでは判定対象時点直前の８秒である。

【００５３】

図３は、本実施の形態に係る呼吸モニタ１のスペクトル算出部２４によって算出されるパワースペクトルの一例を示した図である。実際に正常な呼吸運動がある場合には、正常な呼吸回数に近い範囲の周波数のパワースペクトルが大きくなり、正常な呼吸運動がなくなると、当該パワースペクトルが小さくなる。一方、呼吸運動にはない範囲、すなわち、

ノイズ範囲の周波数のパワースペクトルは、正常な呼吸運動の有無にかかわらずその変化は小さい。ここで、正常な呼吸回数に近い範囲の周波数とは、例えば、１０～５０回／分の周波数成分であり、それ以外のノイズ成分の範囲の周波数は、典型的には、正常な呼吸回数に近い周波数成分よりも高い範囲の周波数成分となる。したがって、パワースペクトルの低周波成分と高周波成分とを比較することによって対象物２の異常、すなわち、ここでは、人物２の正常な呼吸の有無を判別することができる。

【００５４】

ここで、典型的には、低周波成分の範囲は６０回／分以下、高周波成分の範囲は６０回／分以上であり、本実施の形態では、低周波成分の範囲は上述のように１０～５０回／分、高周波成分の範囲は８０～１２０回／分とする。なお、低周波成分の範囲と高周波成分の範囲とは、一部が重複するようにしてもよく、例えば、低周波成分の範囲を１０～７０回／分、高周波成分の範囲を６０～１２０回／分としてもよい。

【００５５】

スペクトル比較部２５は、具体的には、低周波成分のパワースペクトルの総和（以下、特に断りのない限り「信号成分」という）と、高周波成分のパワースペクトルの総和（以下、特に断りのない限り「ノイズ成分」という）を算出する。各成分のパワースペクトルの総和は、各成分のパワースペクトルをそれぞれ単純に足し合わせてもよいし、各成分のパワースペクトルを周波数について積分して算出してもよい。スペクトル比較部２５は、算出した信号成分とノイズ成分を比較する。スペクトル比較部２５は、当該比較結果の信号をディスプレイ４０に送信し、当該比較結果をディスプレイ４０に表示する。

【００５６】

図４は、本実施の形態に係る呼吸モニタ１の実際の測定により取得した呼吸データ、スペクトル比較部２５によって比較される信号成分、ノイズ成分のデータの波形パターンの一定時間分（６分程度）の例を示したものである。

【００５７】

第１の状態判別部２６は、スペクトル比較部２５により比較される信号成分と、ノイズ成分との比較結果に基づいて、信号成分がノイズ成分を第２の所定期間連続的に下まわった場合に、対象物２が異常である、ここでは、人物２の呼吸が停止したと判別するように構成される。

【００５８】

第２の所定期間は、呼吸の停止を評価するのに十分な期間であり、典型的には、少なくとも判定対象時点より以前の１周期分を含む期間、例えば５～３０秒、好ましくは５秒～１５秒、ここでは８秒である。なお、ここで、第２の所定期間連続的に下まわるとは、必ずしも一度もその条件から外れてはいけないという意味ではなく、実質的に連続していればよく、瞬間的に外れても判別に影響がなければよい。以下の説明でも、特に断りのない限り同様である。

【００５９】

以上のように、第１の状態判別部２６は、例えば、１つの固定された閾値を用いずに、信号成分とノイズ成分との相対的な比較結果に基づいて呼吸の停止を判別することで、人物２の姿勢や上掛けの状況、外乱光の状況等、環境条件により、後述するＦＧセンサ１０により取得される測定データの検出感度やノイズレベルが変化する場合でも、当該変化に適切に対応した、より正確な判別を下すことができる。また、信号成分とノイズ成分との相対的な比較結果によって第１の状態判別部２６による判別を行うので、例えば、人工呼吸回路が人物２の体位変換時に外れた場合や、介護時に外して付け忘れた場合、寝返り等の体動により人物２の体勢が変わった場合等に、改めてある程度の時間をかけて閾値を設定し直す必要がなく、人物２の呼吸停止を迅速に検出することができる。

【００６０】

なお、以上の説明では、第１の状態判別部２６は、信号成分がノイズ成分を第２の所定期間連続的下まわった場合に、人物２の呼吸が異常であると判別したが、信号成分とノイズ成分の大きさを単純に比較する方法以外にも、差や比を用いる等、種々の比較の方法が

選択可能である。信号成分とノイズ成分との相対的な関係は、パワースペクトルの低周波数成分の範囲と高周波数成分の範囲の選び方などによって異なることがある。そこで、例えば、当該各範囲の選び方等に応じて、差や比を用いることで、信号成分がノイズ成分を下まわる前に人物２の呼吸の異常を判別する構成にすることができる。

【００６１】

なお、以上の説明では、呼吸データから離散フーリエ変換によりパワースペクトルを算出するための第１の所定期間（データ蓄積時間）は、８秒程度であるものとして説明した。図３で示したように、８秒間の呼吸データのサンプリングによりパワースペクトルを求めた場合、パワースペクトルは、７．５回／分程度の呼吸数分解能で得ることができる。より精密な呼吸数を知りたい場合は、データのサンプリング時間を長くとる必要があり、このような短いサンプリング時間では細かい精密な呼吸数は分からないが、ここでは大まかな高周波成分と低周波成分の量が分かれば良いので、短時間のサンプリングで得られるデータで十分に呼吸の異常の判別が可能である。従って結果として、より迅速に呼吸の異常の判別をすることができることになる。以上で説明した実施の形態では、第１の所定期間（データ蓄積時間）として８秒程度、第２の所定期間（判別評価期間）として８秒程度、合計の１６秒程度で呼吸の停止の判別が可能である。

【００６２】

なお、第１の状態判別部２６は、低周波成分のスペクトルの総和の第３の所定期間の平均が前記高周波成分のスペクトルの総和の第３の所定期間の平均を下まわった場合に、対象物２が異常であると判別するように構成してもよい。

【００６３】

すなわち、この場合、スペクトル比較部２５は、判定対象時点の信号成分、ノイズ成分を算出し、さらに、判定対象時点直前の第３の所定期間内の信号成分、ノイズ成分を用いて、各々の平均値を算出する。判定対象時点直前の第３の所定期間内の信号成分、ノイズ成分は、過去の判定対象時点で算出した信号成分、ノイズ成分である。スペクトル比較部２５は、当該算出した信号成分の平均値とノイズ成分の平均値を比較する。

【００６４】

ここで、第３の所定期間は、過去の判定対象時点が複数含まれていればよく、例えば第２の所定期間と同様に５～３０秒、好ましくは５秒～１５秒、典型的には８秒である。さらに好ましくは、呼吸モニタ１による人物２のリアルタイムな監視に差し支えのない時間であるとよい。

【００６５】

このようにすることで、第１の状態判別部２６は、第３の所定期間の長さにもよるが、上述した第２の所定期間を短くしたり、極端な場合には第２の所定期間を０秒とし、信号成分の平均値がノイズ成分の平均値を下まわった時点で、第２の所定期間（判別評価期間）の経過を待たずに、人物２が異常であると判別するように構成することができる。

【００６６】

また、図４の図中破線で囲んだ部分には、上述した体動を示すデータ（図２参照）が現れている。例えば、体位変換や介護等により体動があった場合には、図中破線で囲んだ部分に示すように、ノイズ成分が大きくなることがある。この際、ノイズ成分が信号成分を上回ることもあり得るので、誤って呼吸の停止があったと判別してしまう場合がある。そこで、第１の状態判別部２６は、判定対象時点の動きが後述する体動検出部２８（図１参照）によって体動であると判定された場合、すなわち、判定対象時点が後述する体動期間である場合は、呼吸停止の判別を行わないようにしてもよい。これにより、誤った判別を防止することができる。またその際、一度体動が検出されたら、それが収まるまで、体動が検出されなくなってから一定期間（例えば３～５秒間）、呼吸停止の判別を行わないようにしてもよい。

【００６７】

なお、人物２が睡眠時無呼吸など、人工呼吸に起因しない呼吸異常を持っている患者である場合には、その呼吸異常によって、人物２の呼吸停止を誤って判別しないように、第

２の所定期間（判別評価期間）をその患者の最も長い無呼吸時間より長くするとよい。すなわち、第２の所定期間（判別評価期間）は、入力装置３５（図１参照）を操作して、対象物２の特性等に応じて任意に調節すればよい。また、信号成分がノイズ成分を下まわっている期間が第２の所定期間連続しても、連続した期間が最も長い無呼吸時間より短い場合には、第１の状態判別部２６による判別を行わないようにしてもよい。これにより、同様に、第１の状態判別部２６による判別の誤りを防止することができる。なお、この場合、上述した第３の所定期間も同様に最も長い無呼吸時間より少し長くするとよい。

【００６８】

図１に戻って、体動検出部２８は、上述したように周期的な動きのある対象物、すなわち呼吸運動のある人物２の状態を示す測定データに基づいて、呼吸運動とともに起こる非周期的な動き、すなわち体動を判定して検出し、さらに、当該測定データ中から対象物の体動を示すデータの存在する期間である体動期間を検出するように構成される。

【００６９】

本実施の形態では、体動検出部２８は、判定対象時点直前の第８の所定期間内の測定データ（例えば体動データ）の分布状況に基づいて体動基準値を算出するように構成する。第８の所定期間は、体動基準値を算出するための期間であり、例えば、判定対象時点直前の１～２分程度とするとよい。

【００７０】

ここで体動データの分布状況は、例えば、第８の所定期間の体動データ（測定値）の平均値＋標準偏差×ａにより算出し、これを体動基準値とする。ここでａは定数である。このａを例えば３とすればデータがガウス分布をしている場合、体動データ（測定値）の９９．８５％は、この式により算出した値の範囲に入るので、そこから外れたものは、通常の分布ではなく、体動であると判定できる。すなわち、体動検出部２８は、判定対象時点の体動データ（測定値）が上記のようにして算出する体動基準値を超えた場合に、判定対象時点での動きが体動であると判定する。

【００７１】

体動検出部２８は、判定対象時点の人物２の動きが体動であると判定した場合、さらに、当該測定データ中から人物２の体動を示すデータの存在する期間である体動期間を検出するように構成される。体動期間は、実際に体動があると判定された期間でよいが、体動が検出された期間の前後数秒は、測定データ（例えば呼吸データ）が多少不安定となることが予め予測できるので、実際に体動があると判定された期間に、当該期間の前後数秒を加えた期間を、体動期間とすることが好適である。なお、体動検出部２８が上述のように、判定対象時点の動きが体動であるか否かを検出することは、言い換えれば、判定対象時点が体動期間であるか否かを判定することでもある。

【００７２】

なお、リアルタイムに推移していく判定対象時点のデータから順次この作業を行っていけば、過去の判定対象時点が体動であるかが次の判定対象時点で判っているので、体動である時点、すなわち体動を示す期間は、次に説明する第４の所定期間と同様に、第８の所定期間から除外することが好ましい。すなわち、体動を示す測定データは以降の体動基準値の計算に入れないようにすることが好ましい。このようにすることでより正確に体動を検出することができるようになる。また、体動検出部２８は、体動データ（測定値）が上記のようにして算出する体動基準値を、例えば１～５秒程度連続的に超えた場合に、体動であると判定するように構成してもよい。

【００７３】

またここで、本実施の形態の呼吸モニタ１はリアルタイムに人物２を監視するものであるため、判定対象時点に用いる体動基準値は、判定対象時点にすでに算定されていることが好ましい。本実施の形態では、判定対象時点に実際に用いる体動基準値には、１つ前の時点（１時点過去に遡った判定対象時点）までの第８の所定期間内のデータを用いて算出した体動基準値を用いる。すなわち、言い換えれば、判定対象時点に用いる体動基準値と、判定対象時点までの第８の所定期間内のデータを用いて算出した体動基準値とは異なる

ものである。

【００７４】

なお、体動検出部２８は、第９の所定期間内の測定データ（例えば体動データ）に基づいて、判定対象時点の人物２の体動を判定するための体動判定値を算出し、算出した体動判定値と、体動の判定の基準となる体動基準値とを比較し、その比較結果に基づいて人物２の体動を判定するように構成してもよい。

【００７５】

この場合、第９の所定期間は、人物２の動きが周期的か非周期的かを判定することのできるに十分なある幅をもった時間帯内であり、例えば、体動判定値の算出に後述のように情報エントロピーやＣＶ値を使うような場合には、５～１０秒程度とするとよい。さらに、第９の所定期間は、本実施の形態に係る呼吸モニタ１が人物２の状態推移をリアルタイムに監視する装置であるから、典型的には、判定対象時点直前期間とするとよい。体動判定値は、測定データ（例えば体動データ）から求める各時点での２次パラメータである。

【００７６】

さらにこの場合、体動判定値は第９の所定期間内の測定データ（例えば体動データ）のバラツキに関する量とするとよい。バラツキに関する量とは、例えば情報エントロピーや変動係数（ＣＶ値）である。まずＣＶ値とは、「ＣＶ値＝標準偏差／平均値」で算出できるものであり、変動の大きさをバイアスレベルで正規化する意味を持つ。従って、測定データのバイアスレベルの変動や、計算期間と比較してゆっくりした変化に対しては大きく反応せず、バイアスの状態に比較して大きい急な変動に反応することになる。

【００７７】

また情報エントロピーとは、物理学で用いられるエントロピーを事象の不確かさとして考え、ある情報による不確かさの減少分が、その情報の情報量であるとすると、情報を受け取る前後の不確かさの相対値である。例えば、サイコロを振ったとき、結果を見る前はどの目が出たかまったく分からないので、不確かさ即ち情報エントロピーは最大である。奇数の目が出たという情報を受け取ると、情報エントロピーは減少する。１の目が出たことを知れば、結果は一意に確定し、情報エントロピーは最小となる。また情報量は確率に対して単調減少関数である。珍しい事象が起きたことを知れば、その情報量は大きいが、珍しい事象は当然めったに起こらない。それほど珍しくはないが多少変わったことが起きたということをそのたびに知れば、長い間観察した総情報量は大きくなる場合もある。このような観点から見た長い間の平均的な情報量が情報エントロピーである。具体的には情報エントロピーＨ（Ｘ）は例えば次式（１）で算出される。ここで、ｐ（ｘ）は、複数の事象の集合Ｘの中で、事象ｘが起こる確率を示す。

【数１】

$$H(X) = -\sum_{x \in X} p(x) \log(p(x)) \quad \cdots (1)$$

【００７８】

なお、情報エントロピーは測定データのヒストグラムから求めることができる。ヒストグラムは例えば図５に示すようなものである。図５では縦軸を度数、横軸をクラス（階級）としている。なお、クラスは例えば測定データの出力の大きさに対応するものであり、図示では測定データの分布に基づいて、等間隔に設定されている。具体的にはクラスの幅は、全測定データの平均値と標準偏差を基準として、０から平均値＋標準偏差×２までをＮ分割してもよい。ここでＮは全データ数により決定するとよい。例えば通常１０～数十である。あるいは、暫定的に設定したクラスの幅で求めた再頻値の４倍を５０分割する等でもよい。ここで、あるクラスのｘの生起確率ｐ（ｘ）＝クラスの度数／全データ数となる。なお、図中一番右のクラス（Ｎクラス）は、Ｎクラス以上のデータがすべてカウント

されているため、度数が大きくなっている。

【００７９】

またこの際には、図５のように縦軸を度数、横軸をクラス（階級）としたヒストグラムを求める場合、クラスの幅（横軸）をＬｏｇスケールにしたヒストグラムとするとよい。それによって、クラスの幅がクラスの中心値に比例して変化することになり、信号（例えば測定データ）の感度の変動に対して不変な情報エントロピーを求めることができる。なお、ヒストグラムのクラスの幅は、第９の所定期間内のデータ数や、予め計測しておいた一晩（７～１０時間程度）での体動データの分布範囲、バラツキ等から求めることができる。

【００８０】

なお、体動判定値は、判定対象時点の周囲の周波数分布から算出してもよい。ここで、判定対象時点の周囲とは、例えば、判定対象時点を含む、又は隣接する第９の所定期間のことであり、典型的には、判定対象時点直前の第９の所定期間である。周波数分布は、例えば、ハイパスフィルタを通した出力、フーリエ変換による周波数成分の分布、ウェーブレット変換によるスケールに対する出力の分布に反映されるものである。これにより取出された測定データ（例えば体動データ）の大きさ（出力値等）の分布に基づいて体動判定値を算出するようにしてもよい。

【００８１】

また、上記のようにして体動判定値を算出し、比較する場合の基準となる体動基準値は、個々の測定データ（例えば体動データ）に関係なく、基準となる値を１つの値に決めても良いし、リアルタイムに推移していく判定対象時点毎の複数の体動判定値の分布や、予め計測しておいた一晩（７～１０時間程度）分の体動判定値の分布から決めてもよい。また、体動検出部２８は、判定対象時点以前の第８の所定期間内の測定データ（例えば体動データ）に基づいて、人物２の体動の判定の基準となる体動基準値を算出し、判定対象時点の体動判定値と体動基準値とを比較して、その比較結果に基づいて人物２の体動を判定するように構成してもよい。

【００８２】

また、体動検出部２８による体動の判定は、例えば第８の所定期間での測定データ（例えば体動データ）の分布から体動閾値を設定して体動基準値とし、この体動閾値と判定対象時点の体動データとの比較により判定してもよい。ここで上記の体動閾値Ｔｈｍ（図５に図示）は、例えば図５のヒストグラムの最頻値の度数の一定割合（例えば６０％（即ちｅ－１／２））となる位置までの最頻値からの距離の一定倍（例えば３倍）を最頻値に加えた位置として決定できる。なお、図中ヒストグラムのピークの右側は、体動による影響を受けているので、左側でピークに対する度数の割合を評価するとよい。

【００８３】

つぎに、閾値算出部２９は、呼吸モニタ１が人物２の状態推移をリアルタイムに監視する装置であるから、典型的には、判定対象時点以前の期間のうち体動検出部２８で体動の検出された期間である体動期間を除く第４の所定期間の測定データに基づいて、呼吸の動きに変調があるか否かを判定するための閾値を算出する。

【００８４】

なおここでも、体動基準値と同様に、判定対象時点に実際に判定に用いる閾値と、判定対象時点に算出する閾値とは異なるものである。すなわち、後述する第２の状態判別部２７が、判定対象時点に実際に用いる閾値には、１つ前の時点（１時点過去に遡った判定対象時点）で算出した閾値を用いる。

【００８５】

第４の所定期間は、例えば１分でもよいし１時間でもよく、閾値を算出するのに充分な時間であればよい。好ましくは、第４の所定期間は、人物２の直近の状態を表すため、１分～数分程度が適当であり、さらに好ましくは、呼吸モニタ１による人物２のリアルタイムな監視に差し支えのない時間であるとよい。本実施の形態では、第４の所定期間は、例えば２分とする。ここで、図６（ａ）に示すように、体動検出部２８により検出された体

動期間と、第４の所定期間とが重なる場合には、体動期間の測定データを除いた残りの測定データに、前記除いた期間に相当する期間の測定データを加えて、第４の所定期間の測定データとする。具体的には、例えば第４の所定期間に体動期間が重なる場合には、第４の所定期間（２分）のさらに過去側の測定データから、前記除いた期間に相当する期間の測定データを加えるようにするとよい（図６（ｂ）参照）。なお、人物２の監視がリアルタイムではない場合等で同様に第４の所定期間に体動期間が重なる際に、第４の所定期間（２分）の判定対象時点に続く未来側の測定データから、前記除いた期間に相当する期間の測定データを加えるようにしてもよい（図６（ｃ））。即ち、体動期間を含まない連続した２分間（第４の所定期間）の測定データを確保できるようにする。

【００８６】

再び、図１に戻って、閾値算出部２９によって算出され、呼吸運動に変調があるか否かを判定する閾値は、後述する代表値に基づき定められる。言い換えれば、閾値算出部２９は、測定データ、ここでは呼吸データに基づいて代表値を算定し、当該代表値に基づいて閾値を算出する。第２の状態判別部２７は、上述したように、判定対象時点の人物２の動きが、体動検出部２８により体動ではないと判定されたとき、すなわち、判定対象時点が体動期間ではないと判定されたとき、判定対象時点の周期的な動きの大きさ、すなわち、判定対象時点の人物２の呼吸の動きの大きさを、１つ前の時点（１時点過去に遡った判定対象時点）で算出した閾値、すなわち１つ前の判定対象時点までの第４の所定期間の測定データで算出した閾値と比較することにより、人物２の異常を判別する。

【００８７】

ここで、判定対象時点の人物２の呼吸の動きの大きさは、例えば、少なくても１周期分の期間を含む一定期間内（例えば、５～１５秒）の呼吸データ（図２（ａ）参照）の振幅、ピーク値、ボトム値、一回換気量に相当する量等を用いることができる。なお、ここで、ピークとは測定データが形成する波形パターンの山の部分であり、ボトムは谷の部分である（図２（ａ）参照）。またここでは振幅とはピークとボトムの差である。

【００８８】

本実施の形態では、判定対象時点の人物２の呼吸の動きの大きさは、判定対象時点以前のゼロクロスからゼロクロスまでの測定データ、ここでは呼吸データ（図２（ａ）参照）を積分することにより得られる値（以下特に断りのない限り単に「疑似一回換気量」という。）を用いる。ここでは、「ゼロクロスからゼロクロスまで」とは、連続する２回のゼロクロスの間で、測定データが予め決められた正又は負のいずれかの符号を持った期間のことをいう。また、ここでは、「判定対象時点以前のゼロクロスからゼロクロスまで」とは、典型的には「判定対象時点の直前のゼロクロスからゼロクロスまで」であり、さらに具体的に言えば、判定対象時点を基準として、判定対象時点の直前のゼロクロスのさらに１つ前のゼロクロスから、判定対象時点の直前のゼロクロスまでをいう。なお、連続する３回のゼロクロスの間で、測定データの符号が異なる前半２回のゼロクロスの間と後半２回のゼロクロスの間で、それぞれ測定データを積分し、その絶対値の平均値をとって疑似一回換気量としても良い。

【００８９】

判定対象時点の人物２の呼吸の動きの大きさとして疑似一回換気量を用いることで、呼吸データの振幅とインターバルの両方の変化を反映することができる。すなわち、振幅が小さくなり、インターバルが短くなれば、疑似一回換気量はより小さくなり、振幅のみよりも精度よく変化を反映するということができる。

【００９０】

第２の状態判別部２７は、判定対象時点直前のゼロクロスからゼロクロスまでの、測定データ、ここでは呼吸データ（図２参照）を積分することにより得られる疑似一回換気量を算出するように構成される。

【００９１】

なお、第２の状態判別部２７は、判定対象時点が体動期間ではないと判定されたものの、疑似一回換気量計算期間内、すなわち、判定対象時点の２つ前のゼロクロスから判定対

象時点の直前のゼロクロスまでの期間内に体動期間を含んでる場合には、疑似一回換気量の算出を行わず、当該判定対象時点では異常の判別を行わないように構成するとよい。このように構成することで、判定対象時点の人物２の呼吸の動きの大きさを精度よく算出するができ、第２の状態判別部２７による状態の判別をより正確に行うことができる。

以下の説明では、特に断りのない限り、人物２の呼吸の動きの大きさは、疑似一回換気量の場合で説明する。

【００９２】

上述した代表値は、対象物２の周期的な動きの大きさ、すなわち人物２の呼吸の動きの大きさに基づいて算出される。具体的には、閾値算出部２９は、代表値を第５の所定期間内の人物２の呼吸の動きの大きさの平均値、又は調整平均値として算出するとよい。

【００９３】

第５の所定期間は、典型的には、第４の所定期間と同様の期間であり、例えば１分でもよいし１時間でもよく、過去の判定対象時点が複数含まれていればよい。好ましくは、第５の所定期間は、人物２の直近の状態を表すため、１分～数分程度が適当であり、本実施の形態では、第５の所定期間は、第４の所定期間と同様の２分とする。本実施の形態では、第５の所定期間は、上述した第４の所定期間と同じく、期間内に体動期間を含んでる場合には体動期間を除き、当該除いた期間に相当する期間を加えて第５の所定期間とするので、閾値算出部２９は、代表値としての人物２の呼吸の動きの大きさの平均値、又は調整平均値を精度よく算出することができ、第２の状態判別部２７による状態の判別をより正確に行うことができる。

【００９４】

また、ここでは第５の所定期間には、過去の判定対象時点が複数含まれており、言い換えれば、第５の所定期間の呼吸データから、複数の疑似一回換気量を得ることができる。閾値算出部２９は、第５の所定期間内の当該複数の疑似一回換気量の平均値、又は調整平均値を計算することで、代表値を算出する。

【００９５】

ここで、調整平均値とは、第５の所定期間内の複数の疑似一回換気量から、最大値、最小値となる各疑似一回換気量、及び最大値、最小値に近い値の一定割合又は一定個数の疑似一回換気量を除いた残りの疑似一回換気量から求める平均値のことをいう。このようにすることで、エラーや外乱などにより、特異的なデータが含まれる可能性があるときに、その影響を軽減することができる。

【００９６】

なお、閾値算出部２９は、代表値を第６の所定期間内の人物２の呼吸の動きの大きさの、大きい方から複数個の平均値として算出してもよい。すなわち、代表値は、第４の所定期間内の疑似一回換気量の値が大きい方から一定個数、例えば、３個乃至５個の疑似一回換気量の平均をとることもできる。このようにすることで、呼吸が不安定なときに、本来人工呼吸で得られる疑似一回換気量を求めようとする場合に有効である。ただし、特異的なノイズが入ることを考慮して、大きい方から３個乃至５個の疑似一回換気量の平均値とすることも可能である。また、上述のように、最大値に近い値の一定割合又は一定個数の疑似一回換気量を除いた残りの疑似一回換気量の大きい方から３個乃至５個を用いてもよい。

【００９７】

第６の所定期間は、第５の所定期間と同様に、典型的には、第４の所定期間と同様の期間であり、例えば１分でもよいし１時間でもよく、過去の判定対象時点が複数含まれていればよい。好ましくは、第６の所定期間は、人物２の直近の状態を表すため、１分～数分程度が適当であり、本実施の形態では、第６の所定期間は、第４の所定期間と同様の２分とする。本実施の形態では、第６の所定期間は、上述した第４の所定期間と同じく、期間内に体動期間を含んでる場合には体動期間を除き、当該除いた期間に相当する期間を加えて第６の所定期間とするので、閾値算出部２９は、代表値としての人物２の呼吸の動きの大きい方から複数個の平均値を精度よく算出するができ、第２の状態判別部２７による状

態の判別をより正確に行うことができる。

【００９８】

なお、人物２の呼吸の動きの大きさに、呼吸データ（図２（ａ）参照）の振幅、ピーク値、ボトム値を用いる場合には、閾値算出部２９は、適宜上述と同様に、対応する代表値を算出すればよい。

【００９９】

閾値算出部２９は、求めた代表値に一定の係数をかけて、閾値を算出する。例えば、閾値算出部２９は、求めた代表値の２０％～８０％程度の値を、判定対象時点の閾値として算出する。本実施の形態では、閾値は、算出した代表値の６０％程度の値とする。第２の状態判別部２７は、判定対象時点が体動期間ではないと判定されたとき、当該第２の状態判別部２７によって算出される判定対象時点の疑似一回換気量と、閾値算出部２９によって算出される１つ前の時点（１時点過去に遡った判定対象時点）で算出した閾値とを比較することにより、人物２の異常を判別する。

【０１００】

具体的には、第２の状態判別部２７は、判定対象時点の疑似一回換気量が、閾値を下まわった場合に、人物２が変調したと判別する。さらに、第２の状態判別部２７は、人物２が変調したと判別した後、疑似一回換気量が閾値を下まわった際の閾値を固定し、判定対象時点の疑似一回換気量が、当該固定した閾値を、第７の所定期間連続的に下まわった場合に、人物２が異常であると判別する。

【０１０１】

第７の所定期間は、人物２の異常を判別するのに充分な時間であればよく、例えば、呼吸１回分程度（５～１５秒）から数分程度である。本実施の形態では、第７の所定期間は、６０秒程度とする。

【０１０２】

ここで、第２の状態判別部２７は、人物２が変調したと判別した後、疑似一回換気量が閾値を下まわった際の当該閾値を固定することで、第７の所定期間に、例えば、実際に人物２が異常な状態になり、それによって測定データが変動するような、代表値を算出するのに不適切な状態が含まれていた場合に、閾値がその影響を受けることを回避することができる。例えば、実際に人物２に異常が起こった場合に、呼吸の大きさが低下し、当該呼吸の低下した際の測定データが、上述した第４の所定期間内の測定データとして順次入ってきて、次第に代表値も低下し、閾値が下がり異常が検出できなくなってしまうことがない。

【０１０３】

鼻マスク人工呼吸の患者の呼吸は、人工呼吸器の動作モードにも拠るが、その吸気タイミングを患者がコントロールし、また吸気量も患者により何らかのコントロールがなされているため、一回換気量等にかなりの変調がある。この変調は、覚醒時に意識的にコントロールされているものもあるが、無意識的なものもあり、特に睡眠時には、無呼吸を伴う呼吸異常も発見される。これらの変調が存在する中で、人工呼吸が働かなくなり、自発呼吸による呼吸に移行したことを検出する必要がある。

【０１０４】

例えば、人工呼吸を行っている患者の鼻マスクが外れたり、人工呼吸器のチューブが外れたりして、患者に十分な空気が送られなくなったときには、自発呼吸のある患者は自発呼吸を開始するが、概ねその自発呼吸は弱いため、人工呼吸の際に比較して一回換気量が低下する。

【０１０５】

また、正常に人工呼吸が働いている状態では、患者のコントロールにより、一時的に呼吸が小さくなることが頻繁に起こるが、平均してみれば一定の換気量を確保するため、小さい呼吸のままで一定時間継続することは稀である。すなわち、小さい呼吸の中にある程度大きな呼吸が混ざることが通常予測される。それに対して、上記のように人工呼吸器が外れたり不正となったときは、患者自身には大きい呼吸をする能力がないので、小さい呼

吸が連続することになる。したがって、上述のように、判定対象時点の疑似一回換気量が閾値を、第７の所定期間連続的に下まわった場合、すなわち、小さい呼吸が一定期間連続した際に、正常に人工呼吸が行われているか、人工呼吸が外れて自発呼吸になっているかを判別することができ、患者の呼吸に異常があると判別することができる。

【０１０６】

また、上述のように、患者に十分な空気が送られなくなったときには、自発呼吸のある患者は、自発呼吸を開始するが、概ねその自発呼吸は弱いため、呼吸回数が上がる。すなわち、判定対象時点の呼吸の周期が短くなる傾向にある。

【０１０７】

そこで、第２の状態判別部２７は、判定対象時点の疑似一回換気量が閾値を下まわり、変調したと判別し、さらに、判定対象時点の呼吸の周期（呼吸インターバル）が変動した場合に、人物２が異常であると判別するように構成してもよい。判定対象時点の呼吸の周期（呼吸インターバル）は、判定対象時点直前の第１０の所定期間の呼吸データ（図２（ａ）参照）から算出すればよい。なお、呼吸の周期（呼吸インターバル）の代わりに、呼吸の周期の逆数、すなわち、呼吸回数（呼吸レート）が変動した場合に、人物２が異常であると判別するように構成してもよい。

【０１０８】

第１０の所定期間は、典型的には、少なくとも通常の呼吸一周期分を含む期間とすればよく、例えば、５～６０秒程度とするとよい。ここでは、第１０の所定期間は、１５秒程度とする。ちなみに、大人の場合の通常な呼吸の範囲は、呼吸の周期（呼吸インターバル）であれば２秒～６秒程度、呼吸回数（呼吸レート）であれば１分間に１０～３０回程度である。

【０１０９】

また、第２の状態判別部２７は、判定対象時点の呼吸の周期（呼吸インターバル）が、１つ前の判定対象時点の呼吸の周期（呼吸インターバル）に対して、例えば、±２０％程度以上ずれた場合に変動したと判断するように構成する。

【０１１０】

第２の状態判別部２７を、変調を検出し、さらに、判定対象時点の呼吸の周期（呼吸インターバル）が変動した場合に、人物２が異常であると判別するように構成することで、当該変動がない場合には、人工呼吸が正常に行われている証拠になるので、仮に疑似一回換気量だけが変動しても、人工呼吸の異常は起こっていないと判別することができる。これにより、疑似一回換気量が閾値を下まわったか否かだけでは、呼吸の異常を判別しにくいような場合、例えば、正常な人工呼吸をしているにもかかわらず呼吸の大きさが下がってしまうことがあるような場合に、誤った判別を防止することができる。

【０１１１】

以上のように、第２の状態判別部２７は、例えば、１つの固定された閾値を用いずに、判定対象時点に応じて適宜算出される閾値を用いることで、人物２の姿勢や上掛けの状況、外乱光の状況等、環境条件により、後述するＦＧセンサ１０により取得される測定データの検出感度やノイズレベルが変化する場合でも、当該変化に適切に対応した、より正確な判別を下すことができる。また、判定対象時点の各閾値を算出している分、第１の状態判別部２６での判別に比較して、体勢の変化の後、判別が可能となるまでの期間は長くなるが、呼吸停止ほど明確でなく発見が難しい、自発呼吸がある患者の人工呼吸が実質的に働かなくなった異常（例えば、人工呼吸器が外れてしまったような状態）も確実に判別することができるできる。

【０１１２】

なお、ここでも、人物２が睡眠時無呼吸など、人工呼吸に起因しない呼吸障害を持っている患者である場合には、上述した第２の所定期間（判別評価期間）と同様に、第７の所定期間（判別評価期間）をその患者の最も長い呼吸低下（無呼吸を含む）時間より長くするとよい。すなわち、第７の所定期間（判別評価期間）は、対象物２の特性等に応じて任意に調節すればよい。また、疑似一回換気量が閾値を下まわる期間が第７の所定期間（判

別評価期間）連続しても、連続した期間が最も長い呼吸低下時間より短い場合には、第２の状態判別部２７による判別を行わないようにしてもよい。これにより、同様に、第２の状態判別部２７による判別の誤りを防止することができる。

【０１１３】

なお、本発明の実施の形態に係る呼吸モニタ１は、人物２が、第１の状態判別部２６、又は第２の状態判別部２７によって異常であると判別された際に、警報を発する警報装置３６を備えるとよい。警報装置３６（図１参照）は、例えば、スピーカ等の警報音を発する手段を有し、人物２が異常であると判別された際に、当該警報音を発し、医師や看護士等に人物２の異常を知らせる。

【０１１４】

この場合、第１の状態判別部２６は、スペクトル比較部２５による比較される信号成分と、ノイズ成分との比較結果に基づいて、信号成分がノイズ成分を第２の所定期間連続的に下まわり人物２が異常、例えば、自発呼吸のない人物２の呼吸が停止した状態、すなわち、人工呼吸が実質的に働かなくなった状態であると判別した際に、警報信号を警報装置３６（図１参照）に送信するように構成するとよい。また第２の状態判別部２７は、上述したように、判定対象時点の疑似一回換気量が閾値を、第７の所定期間連続的に下まわり人物２が異常、例えば、多少の自発呼吸のある人物２の人工呼吸器が外れて呼吸の変調し呼吸が低下した状態、すなわち、人工呼吸が実質的に働かなくなった状態であると判別した際に、警報信号を警報装置３６（図１参照）に送信しするように構成するとよい。警報装置３６（図１参照）は、警報信号を受信すると警報音を発する。

【０１１５】

また、この場合、第１の状態判別部２６、第２の状態判別部２７が警報信号を生成する構成でなくても、第１の状態判別部２６、第２の状態判別部２７とは別体の不図示の警報手段によって警報信号を生成する構成としてもよい。すなわち、呼吸モニタ１は、第１の状態判別部２６又は第２の状態判別部２７により人物２が異常であると判別された際に、当該異常の判別に基づいて警報信号を生成し、該警報信号を警報装置３６（図１参照）に送信する警報手段を備える構成としてもよい。また、図１では、警報装置３６は外付けとして図示してあるが内蔵としてもよい。

【０１１６】

また、演算装置２０（図１参照）は、警報装置３６（図１参照）が作動した場合に、インターフェイス（不図示）を介して、警報の発生を外部に通報するように構成してもよい。通報は、例えば音声、文字、記号、室内照明を含む光の強弱又は、振動などによるものである。またインターフェイス（不図示）は、一般電話回線、ＩＳＤＮ回線、ＰＨＳ回線、または、携帯電話回線などの通信回線に対して接続する機能を備えている。

【０１１７】

図７は、本発明の実施の形態に係る呼吸モニタ１の第１の所定期間から第１０の所定期間についてまとめた図である。ここで本図を参照して、上述した主な所定期間についてまとめておく。第１の所定期間は、スペクトル算出部２４がパワースペクトを算出するための期間（データ蓄積時間）であり、例えば５～３０秒である。第２の所定期間は、信号成分がノイズ成分を下まわった際に、第１の状態判別部２６が人物の異常（呼吸停止）を判別するための期間であり、例えば５～３０秒である。第３の所定期間は、スペクトル比較部２５が各周波数成分の総和の平均値を算出するための期間であり、例えば５～３０秒である。第４の所定期間は、閾値算出部２９が閾値を算出するための期間であり、例えば１～数分である。第５の所定期間は、閾値算出部２９が代表値として、呼吸の動きの大きさ（疑似一回換気量）の平均値、又は調整平均値を算出するための期間（典型的には、第４の所定期間と同じ期間）であり、例えば１～数分である。第６の所定期間は、閾値算出部２９が代表値として、呼吸の動きの大きさ（疑似一回換気量）の大きい方から複数個の平均値を算出するための期間（典型的には、第４の所定期間と同じ期間）であり、例えば１～数分である。第７の所定期間は、疑似一回換気量が閾値を下まわった際に、第２の状態判別部２７が人物の異常を判別するための期間であり、例えば呼吸１回分程度（５～１５

秒）から数分程度である。第８の所定期間は、体動検出部２８が体動基準値を算出するための期間であり、例えば１～２分である。第９の所定期間は、体動検出部２８が判定対象時点の体動判定値を算出する場合に用いられる期間であり、例えば５～１０秒である。第１０の所定期間は、第２の状態判別部２７が判定対象時点の呼吸の周期を算出するための期間であり、例えば５～６０秒程度である。

【０１１８】

図８は、本発明の実施の形態に係る呼吸モニタ１のＦＧセンサ１０の模式的斜視図である。本図を参照して、呼吸モニタ１に適した測定装置であるＦＧセンサ１０について説明する。ＦＧセンサ１０は、対象領域としてのベッド３に所定の照明パターン１１ａ、言い換えれば複数の輝点１１ｂを投影する投影装置１１と、投影装置１１により投光された光、すなわち、複数の輝点１１ｂが投影されたベッド３を撮像する撮像装置１２と、撮像装置１２により撮像された画像に基づいて、人物２の状態を示す測定データを生成する測定部１４とを含んで構成される。なお、本実施の形態では測定部１４は演算装置２０と一体に構成されている場合で説明する。

【０１１９】

図９は、本発明の実施の形態に係る呼吸モニタ１のＦＧセンサ１０の概略構成を示すブロック図である。測定部１４は、撮像装置１２により異なる２時点に取得された２フレームの画像から、複数の輝点の前記２フレーム間の移動量を算出する移動量算出手段としての移動量算出部１４１と、移動量算出部１４１により算出された移動量を時系列に並べてなる移動量波形データを生成する移動量波形生成手段としての移動量波形生成部１４２とを備えている。

【０１２０】

ここで、異なる２時点の像に基づく、輝点の移動の測定について説明する。異なる２時点の像は、任意の時点とそのわずかに前の時点とするとよい。わずかに前とは、人物２の動きを検出するのに十分な時間間隔だけ前であればよい。この場合、人物２のわずかな動きも検出したいときは短く、例えば人物２の動きが大きくなり過ぎず、実質的にはほぼ動き無しとみなせる程度の時間、例えば０．１秒程度とすればよい。あるいはテレビ周期の１～１０周期（１／３０～１／３）とするとよい。また、人物２の大まかな動きを検出したいときは長く、例えば１０秒程度としてもよい。但し、本実施の形態のように、人物２の呼吸も検出する場合では長くし過ぎると、正確な呼吸の検出が行えなくなるので、例えば１分などにするのは適切でない。以下、任意の時点（現在）で取得した像を取得像、取得像よりわずかに前（過去）に取得した像を参照像として説明する。なお、参照像は、記憶部（不図示）内に保存される。

【０１２１】

さらに、本実施の形態では、異なる２時点の像は、取得像（Ｎフレーム）と、取得像の１つ前に取得した像（Ｎ－１フレーム）とする。すなわち参照像は、取得像の１つ前に取得した像である。また、像の取得間隔は、例えば装置の処理速度や、上述のように検出したい動きの内容により適宜決めるとよいが、例えば０．１～３秒、好ましくは０．１～０．５秒程度とするとよい。ここでは０．１～０．２５秒とする。また、より短い時間間隔で像を取得し、平均化またはフィルタリングの処理を行うことで、例えばランダムノイズの影響を低減できるので有効である。なお、測定部１４については後で詳しく説明する。

【０１２２】

図８に戻って、ＦＧセンサ１０の設置例について説明する。図中ベッド３上に、人物２が睡眠状態で横たわって存在している。ここでは、人物２の上には、さらに寝具４がかけられており、人物２の一部と、ベッド３の一部とを覆っている。この場合には、ＦＧセンサ１０は、寝具４の上面の高さ方向の一定時間内の動きに関する量を測定している。また寝具４を使用しない場合には、ＦＧセンサ１０は、人物２そのものの高さ方向の一定時間内の動きに関する量を測定する。なお、人物２の高さ方向の動きは、例えば人物２の呼吸や体動に伴う動きである。

【０１２３】

ＦＧセンサ１０を構成している投影装置１１と、撮像装置１２は、測定範囲であるベッド３の鉛直方向上方に配置されている。なお測定範囲は、人物２の胸部や腹部を含む範囲に設定されている。図示では、人物２のおよそ頭部上方に投影装置１１が、ベッド３のおよそ中央部、または中央部よりやや頭部寄り上方に撮像装置１２が配置されている。投影装置１１は、ベッド３上に照明パターンとしてのパターン１１ａを投光している。パターン１１ａは複数の輝点光である。また、撮像装置１２の画角は、人物２の上半身に相当する部分を含むベッド３のおよそ中央部分を撮像できるように設定される。撮像装置１２はほぼ垂直にベッド３を見下ろすように設置されていが、ある程度傾けて設置してもよい。なおここでは、撮像装置１２により撮像できる人物２上に投光された複数の輝点１１ｂの各位置が各測定点に対応する。

【０１２４】

投影装置１１と撮像装置１２とは、ある程度距離を離して設置するとよい。このようにすることで、距離ｄ（基線長ｄ、図１１参照）が長くなるので、変化を敏感に検出できるようになる（検出感度がよくなる）。なお、基線長は長く取ることが好ましいが、短くてもよい。但しこの場合には、呼吸等の小さな動きを検出しにくくなるが、後述のように、輝点の重心位置を検出するようにすれば、小さな動き（呼吸）の検出も可能である。

【０１２５】

ここで基線長ｄ（図１１参照）について説明する。ここでは、ＦＧセンサ１０は、図１１で後述するように、パターンを形成する輝点の移動を測定するものである。この際に、例えば、対象物（ここでは人物２）の高さ又は高さ方向の動きが大きくなればなるほど、輝点の移動量も大きくなる。このため、図１１で後述する概念によると、輝点の移動量が大きいと、比較すべき輝点の隣の輝点を飛び越してしまう現象が起こることがある。この場合、隣の輝点から移動したと判断され、測定される輝点の移動量は小さくなってしまうことがある。すなわち、正確に輝点の移動量を測定できない。基線長が短い場合には、輝点の移動量は小さく、上記の飛び越えが起こりにくいが、微小な動きに対してはノイズとの区別が難しくなる。また、基線長ｄ（図１１参照）が長い場合には、例えば対象物の僅かな動きであっても、輝点の移動量に大きく反映されるので、微小な高さ又は高さ方向の動きを測定することができるが、例えば大きな動きがあった場合に飛び越えが起きることがある。

【０１２６】

図１０は、本発明の実施の形態に係る呼吸モニタ１の投影装置１１を説明する模式的斜視図である。本図を参照して、呼吸モニタ１に適した投影装置１１について説明する。なおここでは、説明のために、測定範囲を平面１０２とし、後述のレーザ光束Ｌ１を平面１０２に対して垂直に投射する場合で説明する。投影装置１１は、可干渉性の光束を発生する光束発生手段としての光束発生部１０５と、ファイバーグレーティング１２０（以下、単にグレーティング１２０という）とを備えている。光束発生部１０５により投射される可干渉性の光束は、典型的には赤外光レーザである。光束発生部１０５は、平行光束を発生するように構成されている。光束発生部１０５は、典型的には不図示のコリメータレンズを含んで構成される半導体レーザ装置であり、発生される平行光束は、レーザ光束Ｌ１である。そしてレーザ光束Ｌ１は、断面が略円形状の光束である。ここで平行光束とは、実質的に平行であればよく、平行に近い光束も含む。なお、略円形状とは略楕円形状を含む。

【０１２７】

またここでは、グレーティング１２０は、平面１０２に平行に（Ｚ軸に直角に）配置される。グレーティング１２０に、レーザ光Ｌ１を、Ｚ軸方向に入射させる。するとレーザ光Ｌ１は、個々の光ファイバー１２１により、そのレンズ効果を持つ面内で集光したのち、発散波となって広がって行き、干渉して、投光面である平面１０２に複数の輝点アレイであるパターン１１ａが投光される。なお、グレーティング１２０を平面１０２に平行に配置するとは、例えば、グレーティング１２０を構成するＦＧ素子１２２の各光ファイバー１２１の軸線を含む平面と、平面１０２とが平行になるように配置することである。

【０１２８】
また、グレーティング１２０は、２つのＦＧ素子１２２を含んで構成される。本実施の形態では、各ＦＧ素子１２２の平面は、互いに平行である。以下、各ＦＧ素子１２２の平面を素子平面という。また、本実施の形態では、２つのＦＧ素子１２２の光ファイバー１２１の軸線は、互いにほぼ直交している。
【０１２９】
ＦＧ素子１２２は、例えば、直径が数１０ミクロン、長さ１０ｍｍ程度の光ファイバー１２１を数１０～数１００本程度、平行にシート状に並べて構成したものである。また、２つのＦＧ素子１２２は、接触して配置してもよいし、それぞれの素子平面の法線方向に距離を空けて配置してもよい。この場合には、２つのＦＧ素子１２２の互いの距離は、パターン１１ａの投光に差支えない程度とする。レーザ光束Ｌ１は、典型的には、グレーティング１２２の素子平面に対して垂直に入射させる。
【０１３０】
このように、投影装置１１は、２つのＦＧ素子１２２を含んで構成されたグレーティング１２０が光学系となるので、複雑な光学系を必要とすることなく、光学筐体を小型化できる。さらに投影装置１１は、グレーティング１２０を用いることで、単純な構成で、複数の輝点１１ｂをパターン１１ａとして対象領域に投光できる。なお、パターン１１ａは、典型的には正方格子状に配列された複数の輝点１１ｂである。また、輝点の形状は楕円形を含む略円形である。
【０１３１】
図１１は、本発明の実施の形態に係る呼吸モニタ１の輝点の移動の概念について説明する概念的斜視図である。本図を参照して撮像装置１２について説明する。撮像装置１２は、結像光学系１２ａと撮像素子１５を有するものである。撮像素子１５は、典型的にはＣＣＤ撮像素子である。また、撮像素子１５として、ＣＣＤの他にＣＭＯＳ構造の素子が最近盛んに発表されており、それらも当然使用可能である。特にこれらの中には、素子自体にフレーム間差算や二値化の機能を備えたものがあり、これらの素子の使用は好適である。
【０１３２】
また、撮像装置１２は、前述の光束発生部１０５（図１０参照）により発生されるレーザ光束Ｌ１の波長の周辺部以外の波長の光を減光するフィルタ１２ｂを備えるとよい。フィルタ１２ｂは、典型的には干渉フィルタ等の光学フィルタであり、結像光学系１２ａの光軸上に配置するとよい。このようにすると、撮像装置１２は、撮像素子１５に受光する光のうち、投影装置１１より投影されたパターン１１ａの光の強度が相対的にあがるので、外乱光による影響を軽減できる。また、光束発生部１０５（図１０参照）により発生されるレーザ光束Ｌ１（図１０参照）は、典型的には赤外光レーザの光束である。また、レーザ光Ｌ１（図１０参照）は、継続的に照射してもよいし、断続的に照射してもよい。断続的に照射する場合には、撮像装置１２による撮像を、照射のタイミングに同期させて行うようにする。
【０１３３】
ここで、輝点の移動の概念について説明する。ここでは、判りやすく、測定範囲を平面１０２、対象物を物体１０３として説明する。さらにここでは、説明のために、参照像は、物体１０３が平面１０２に存在しないときのパターン１１ａの像であり、取得像は、物体１０３が平面１０２に存在しているときのパターン１１ａとして説明する。
【０１３４】
図中物体１０３が、平面１０２上に載置されている。またＸＹ軸を平面１０２内に置くように、直交座標系ＸＹＺがとられており、物体１０３はＸＹ座標系の第１象限に置かれている。一方、図中Ｚ軸上で平面１０２の上方には、投影装置１１と、撮像装置１２とが配置されている。撮像装置１２は、投影装置１１によりパターン１１ａが投光された平面１０２を撮像する。即ち平面１０２上に載置された物体１０３を撮像する。
【０１３５】

撮像装置１２の結像光学系としての結像レンズ１２ａは、ここでは、その光軸がＺ軸に一致するように配置されている。そして、結像レンズ１２ａは、平面１０２あるいは物体１０３上のパターン１１ａの像を、撮像装置１２の撮像素子１５の結像面１５’（イメージプレーン）に結像する。結像面１５’は、典型的にはＺ軸に直交する面である。さらに、結像面１５’内にｘｙ直交座標系をとり、Ｚ軸が、ｘｙ座標系の原点を通るようにする。平面１０２から結像レンズ１２ａと等距離で、結像レンズ１２ａからＹ軸の負の方向に距離ｄ（基線長ｄ）だけ離れたところに、投影装置１１が配置されている。物体１０３と平面１０２には、投影装置１１により複数の輝点１１ｂが形成するパターン１１ａが投光される。

【０１３６】

投影装置１１により平面１０２に投光されたパターン１１ａは、物体１０３が存在する部分では、物体１０３に遮られ平面１０２には到達しない。ここで物体１０３が存在していれば、平面１０２上の点１０２ａに投射されるべき輝点１１ｂは、物体１０３上の点１０３ａに投射される。輝点１１ｂが点１０２ａから点１０３ａに移動したことにより、また結像レンズ１２ａと投影装置１１とが距離ｄ（基線長ｄ）だけ離れているところから、結像面１５’上では、点１０２ａ’（ｘ，ｙ）に結像すべきところが点１０３ａ’（ｘ，ｙ＋δ）に結像する。即ち、物体１０３が存在しない時点と物体１０３が存在する時点とは、輝点１１ｂの像がｙ軸方向に距離δだけ移動することになる。

【０１３７】

これは、例えば図１２に示すように、撮像素子１５の結像面１５’に結像した輝点は、高さのある物体１０３により、δだけｙ軸方向に移動することになる。

【０１３８】

このように、この輝点の移動量δを算出することにより、物体１０３上の点１０３ａの位置が三次元的に特定できる。即ち、例えば点１０３ａの高さがわかる。このように、ある点が、物体１０３が存在しなければ結像面１５’上に結像すべき点と、結像面１５’上の実際の結像位置との差を算出することにより、物体１０３の高さの分布、言い換えれば三次元形状が測定できる。あるいは物体１０３の三次元座標が測定できる。また、輝点１１ｂの対応関係が不明にならない程度に、パターン１１ａのピッチ、即ち輝点１１ｂのピッチを細かくすれば、物体１０３の高さの分布はそれだけ詳細に測定できることになる。

【０１３９】

以上のような概念に基づいて、輝点の移動量を算出することで対象物の高さが測定できる。但しここでは、取得像と、取得像の１つ前に取得した像即ち参照像に基づいて、高さ方向の動きを測定するので、輝点の移動量を見ることになる。このため、例えば人物２の絶対的な高さは測定できなくなるが、人物２の高さ方向の動きを検出することが目的であるので問題は無い。

【０１４０】

再び図９に戻って、測定部１４について詳述する。移動量算出部１４１は、図１２で説明したように、輝点の移動量を算出するものである。移動量算出部１４１は、以上のような、輝点の移動量の算出を、パターン１１ａを形成する複数の各輝点毎に行うように構成される。即ち、複数の輝点の位置がそれぞれ測定点となる。移動量算出部１４１は、パターン１１ａを形成する複数の各輝点毎に算出した輝点の移動量を移動量波形生成部１４２へ出力する。即ち、算出した各輝点の移動量が、各測定点での測定値となる。言い換えればここでは人物２の動きを複数の点で測定した各測定値は、各輝点の移動量に対応する。

【０１４１】

ここで、取得像と参照像は、例えば撮像装置１２により撮像された像であるが、それぞれの像上での、輝点の位置情報も含む概念である。即ち、取得像と参照像は、各々の時点で、投影装置１１の投光により形成されたパターン１１ａの像である。なお、本実施の形態では、参照像は、例えば、いわゆる像としてではなく、各輝点の位置に関する、座標等の位置情報の形で不図示の記憶手段に保存される。このようにすると、後述する輝点の移動量を算出する際に、例えば輝点の座標や方向を比較するだけで済むので処理が単純にな

る。さらに、ここでは、輝点の位置は、輝点の重心位置とする。このようにすることで、僅かな輝点の移動も計測することができる。

【０１４２】

また、輝点の移動量は、参照像上の各輝点の位置情報と、取得像上の各輝点の位置情報とを比較することで、輝点の移動量を算出できる。なお、それぞれの移動量は、例えば、輝点の位置が移動した画素数（何画素移動したか）を計数することで求められる。但し、輝点の位置を重心位置として求めれば、１画素より小さい単位で移動量を算出することが可能である。算出される輝点の移動量は、輝点の移動方向を含む概念である。即ち、計測される輝点の移動量には、移動した方向の情報も含まれる。このようにすると、後述のように、差分像を生成しないで済むので処理を単純化できる。

【０１４３】

なお上記では、輝点の位置情報を比較する場合で説明したが、参照像と取得像との差分像を作成してもよい。この場合、この差分像から対応する輝点の位置に基づいて、輝点の移動量を算出する。このようにすると、移動した輝点のみが差分像上に残るので、処理量を減らすことができる。

【０１４４】

また移動量波形生成部１４２は、移動量算出部１４１で算出された各輝点の移動量を時系列に並べてなる移動量波形データを生成するものである。なおここでは、移動量算出部１４１で算出された輝点の移動量は、上述のように、取得像（Ｎフレーム）と、取得像の１つ前に取得した像（Ｎ－１フレーム）との異なる時点に取得された２フレームの画像に基づいて算出されている。言い換えれば任意の時点とそのわずかに前の時点の異なる２時点の像に基づいて算出されている。このため、生成する移動量波形データは、（例えば各輝点の移動量の総和をとった場合）は、単位時間あたりの体積変動波形、あるいはおおまかな単位時間あたりの平均的高さの変動波形、即ち体積変動の推移あるいは平均的高さの変動の推移を表す波形になる。また例えば、高さの推移を表すような波形を得たいときは、前記波形を積分すれば距離の波形、即ち高さ推移を示す波形になる。

【０１４５】

ここで、移動量の総和をとった場合は、概ね、単位時間あたりの体積変動量を示す。各輝点の移動が個々の高さ変動を示しているため総和を取ることで体積変動となる。また各輝点の移動量は、各輝点位置での単位時間あたりの輝点位置の変化（即ち輝点移動速度）であり、単位時間での高さ変化に概ね相当する。

【０１４６】

移動量波形生成部１４２は、以上のように生成された移動量波形データを測定データとして演算装置２０のスペクトル算出部２４（図１参照）、第２の状態判別部２７（図１参照）、体動検出部２８（図１参照）、閾値算出部２９（図１参照）等へ出力するものである。即ち、移動量波形生成部１４２は、少なくとも上述した輝点の移動量の総和の移動量波形データである呼吸データと、例えば輝点の移動量の絶対値の総和の移動量波形データである体動データとの両方の波形データを含む測定データを出力するものである。

【０１４７】

なお、ＦＧセンサで取得される測定データの検出感度やノイズレベルは、外乱光の状況等の環境条件やベッド３上での人物２の姿勢や位置等に影響されることがある。ベッド３上での人物２の姿勢や位置等に影響される場合としては、例えば、基線長ｄ（図１１参照）を長くするため投影装置１１（図８参照）をベッド３（図８参照）の中心から外して設置した際に、パターン１１ａ（図８参照）の投影が斜めに行われることになり、ベッド３上での輝点の密度、言い換えれば、輝点の間隔が投影装置１１から離れるにしたがって広くなり、結果的に投影装置１１に近い位置と遠い位置とでは、検出感度やノイズレベルが異なることになる場合がある。

【０１４８】

図１３は、本発明の実施の形態に係る呼吸モニタ１による処理工程の概略を示すフロー図である。本図を参照して呼吸モニタ１による人物２の異常の監視方法について説明する

。なお、呼吸モニタ１の構成については適宜図１又は図９を、主な所定期間の説明については適宜図７を参照する。

【０１４９】

まず、輝点移動量取得工程として、移動量算出部１４１によりベッド３上に投影される複数の各輝点１１ｂ（図８参照）毎に、撮像装置１２により異なる時点に取得された２フレームの画像から、複数の輝点１１ｂ（図８参照）の前記２フレーム間の輝点移動量を算出する（Ｓ１００）。次に、測定データ生成工程として、移動量波形生成部１４２によって、移動量算出部１４１により算出された輝点移動量を時系列に並べてなる移動量波形データとして測定データを生成する（Ｓ１０２）。具体的には、移動量波形生成部１４２は、輝点移動量の総和の移動量波形データである呼吸データと、例えば輝点の移動量の絶対値の総和の移動量波形データである体動データとを生成する。

【０１５０】

次に、体動検出部２８により、１つ前の判断対象時点までの第８の所定期間内の測定データ（例えば体動データ）に基づいて算出される体動基準値と判断対象時点の体動データ（測定値）とを比較して、判定対象時点の動きが体動であるか否か、すなわち、判定対象時点が体動期間に含まれるか否かを判定する（Ｓ１０４）。ここで、判定対象時点が体動期間である場合（Ｓ１０４；ＹＥＳ）には、現時点での呼吸モニタ１による人物２の異常の判定は行わず、続けて、監視を継続するか否かを判定する（Ｓ１２２）。監視を継続する場合（Ｓ１２２；ＹＥＳ）には、輝点移動量取得工程（Ｓ１００）に戻って、以降の各処理を繰り返し実行する。監視を継続しない場合（Ｓ１２２；ＮＯ）には、監視を終了する。判定対象時点が体動期間でない場合（Ｓ１０４；ＮＯ）には、次段の体動基準値算出工程（Ｓ１０６）に移行する。

【０１５１】

なお、呼吸モニタ１による監視の開始直後の場合には、次段の体動基準値算出工程（Ｓ１０６）は未だ実行されておらず体動基準値は算出されていないので、現在の判定対象時点は体動期間でないと擬制して体動基準値算出工程（Ｓ１０６）に移行してもよいし、開始直後の場合にのみ用いる体動基準値を予め設定しておいてもよい。

【０１５２】

体動基準値算出工程では、体動検出部２８により判定対象時点までの第８の所定期間内の測定データ（例えば体動データ）に基づいて、体動基準値を算出する（Ｓ１０６）。現在の判定対象時点までのデータ（判定対象時点のデータを含む）を用いて算出された体動基準値は、次の判定対象時点での体動の検出に用いられる。なお、体動検出部２８は、第８の所定期間には既に体動期間であると判別されている期間を含めずに体動基準値を算出する。なお、体動基準値算出工程（Ｓ１０６）は、判定対象時点が体動期間であるか否かを判断する工程（Ｓ１０４）の前に行ってもよい。この場合、判定対象時点に実際に用いる体動基準値として、１つ前の時点（１時点過去に遡った判定対象時点）で算出した体動基準値を用いるのではなく、判定対象時点直前（判定対象時点のデータを含まない）の第８の所定期間内の測定データ（例えば体動データ）に基づいて体動基準値を算出し、そのまま当該判定対象時点に用いる体動基準値とすればよい。これは、判定対象時点の測定データが体動であるか否かは次段で判断されるので、ここでは判定対象時点の測定データを体動基準値の算出に用いてもよいか否かが分からないからである。

【０１５３】

次に、パワースペクトル算出工程として、具体的には、スペクトル算出部２４により判定対象時点直前の第１の所定期間（ここでは、８秒程度）の呼吸データから、ＦＦＴを用いて判定対象時点のパワースペクトルを算出する（Ｓ１０８）。次に、スペクトル比較部２５は、低周波成分のパワースペクトルの総和を取って信号成分を、高周波成分のパワースペクトルの総和を取ってノイズ成分を算出し、比較する。

【０１５４】

第１の状態判別部２６は、呼吸停止判定工程として、スペクトル比較部２５による信号成分とノイズ成分との比較結果に基づいて信号成分がノイズ成分を下まわっているか否か

を判断し（Ｓ１１０）、信号成分がノイズ成分を下まわっていない場合（Ｓ１１０；ＮＯ）は、次のＳ１１２に移行する。信号成分がノイズ成分を下まわっている場合（Ｓ１１０；ＹＥＳ）には、第１の状態判別部２６は、信号成分がノイズ成分を下まわっている期間が第２の所定期間（ここでは、８秒程度）連続的に経過したか否かを判定する（Ｓ１１４）。第２の所定期間経過していない場合（Ｓ１１４；ＮＯ）にはＳ１１２に移行し、第２の所定期間経過している場合（Ｓ１１４；ＹＥＳ）には、第１の状態判別部２６は、人物２の状態が異常である、ここでは、呼吸停止の状態であると判断し、警報信号を警報装置３６に送信し、警報装置３６は警報を発する（Ｓ１１８）。

【０１５５】

Ｓ１１２では、呼吸低下判定工程として、第２の状態判別部２７は、判定対象時点直前のゼロクロスからゼロクロスまで（例えば１回の呼吸、１回の呼気あるいは１回の吸気）の呼吸データを積分し疑似一回換気量を算出する。さらに第２の状態判別部２７は、判定対象時点の疑似一回換気量が、閾値算出部２９によって１つ前の判定対象時点まで（判定対象時点のデータを含む）のデータにより算出される閾値を下まわっているか否かを判断する（Ｓ１１２）。なお、本実施の形態のように呼吸の動きの大きさとして疑似一回換気量を用いる場合には、新しくゼロクロスが出現した直後の判定対象時点にだけ疑似一回換気量を求め、以降、次のゼロクロスが出現するまでは、判定対象時点の直近に算出された疑似一回換気量を用いるように構成してもよい。このようにすることで、呼吸モニタ１での計算量を減らすことができる。なお、呼吸の動きの大きさとして振幅を用いる場合も同様である。また、呼吸データそのもの（測定値）は、毎回データが更新されるので、呼吸データ（測定値）と例えば、ピークの平均値やボトムの平均値とを毎回比較して異常を判別してもいよい。

【０１５６】

判定対象時点の疑似一回換気量が閾値を下まわっていない場合（Ｓ１１２；ＮＯ）には、次の、代表値、閾値算出工程（Ｓ１２０）に移行する。下まわっている場合（Ｓ１１２；ＹＥＳ）には、第２の状態判別部２７は、疑似一回換気量が閾値を下まわっている期間が第７の所定期間（ここでは、６０秒程度）連続的に経過したか否かを判定する（Ｓ１１６）。第７の所定期間経過していない場合（Ｓ１１６；ＮＯ）には代表値、閾値算出工程（Ｓ１２０）に移行する。第７の所定期間経過している場合（Ｓ１１６；ＹＥＳ）には、第２の状態判別部２７は、人物２の状態が異常である、ここでは、呼吸が低下した状態であると判断し、警報信号を警報装置３６に送信し、警報装置３６は警報を発する（Ｓ１１８）。

【０１５７】

なお、呼吸モニタ１による監視の開始直後の場合には、代表値、閾値算出工程（Ｓ１２０）は未だ実行されておらず、呼吸に変調があるか否かを判定する閾値は算出されていないので、現在の判定対象時点では変調がないと擬制して代表値、閾値算出工程（Ｓ１２０）に移行してもよいし、開始直後の場合にのみ用いる閾値を予め設定しておいてもよい。上述したように、一定の自発呼吸がある患者において、人工呼吸が実質的に働かなくなった場合、なるべく早期に見つけることが望ましいが、発見に少々時間がかかってもすぐに重篤な事故になることはない。万一、開始直後に人物２の呼吸の異常が起こった場合、呼吸が停止、あるいは停止に近いレベルまで低下すれば、上述の呼吸停止判定工程（Ｓ１１０）により発見されるので、生命に危険を及ぼす事態は避けることができる。

【０１５８】

Ｓ１２０では、代表値、閾値算出工程として、閾値算出部２９により判定対象時点まで（判定対象時点のデータを含む）の第４の所定期間内の測定データ、例えば呼吸データに基づいて、代表値を算出し、さらに代表値に所定の係数を掛けて閾値を算出する（Ｓ１２０）。現在の判定対象時点で算出された閾値は、次の判定対象時点での判別に用いられる。なお、閾値算出部２９は、判定対象時点以前の期間のうち体動期間ををを除く第４の所定期間の測定データに基づいて、呼吸に変調があるか否かを判定するための閾値を算出する。なお、代表値、閾値算出工程（Ｓ１２０）は、疑似一回換気量が閾値を下まわっている

か否かを判断する工程（Ｓ１１２）の前に行ってもよい。この場合、判定対象時点に実際に用いる閾値として、１つ前の時点（１時点過去に遡った判定対象時点）までのデータによって算出した閾値を用いるのではなく、判定対象時点直前（判定対象時点のデータを含まない）の第４の所定期間内の測定データ（例えば呼吸データ）に基づいて閾値を算出し、そのまま当該判定対象時点に用いる閾値とすればよい。

【０１５９】

次に監視を継続するか否かを判定し（Ｓ１２２）、監視を継続する場合（Ｓ１２２；ＹＥＳ）には、輝点移動量取得工程（Ｓ１００）に戻って、以降の各処理を繰り返し実行する。監視を継続しない場合（Ｓ１２２；ＮＯ）には、監視を終了する。なお、輝点移動量取得工程（Ｓ１００）、測定データ生成工程（Ｓ１０２）により測定データを取得する工程を行う毎に、判定対象時点が体動期間であるか否かを判断する工程（Ｓ１０４）及び呼吸異常の判定の各工程（Ｓ１１０乃至Ｓ１１６）を行うのではなく、上記の判定を行う間に複数回のデータ取得が行われる場合には、判定の直後に次回の閾値を計算するのではなく、所要の回数のデータ取得後、次の判定までの間に、その判定で評価するデータの前のデータまでを用いて閾値を計算するとよい。

【０１６０】

なお、ここで、演算装置２０の各部での各処理、上述の方法は、コンピュータにインストールされ、実行させるソフトウエアプログラムとして実現することが可能であり、係るソフトウエアプログラムを記録する記録媒体としても実現可能である。ソフトウエアプログラムはコンピュータ内蔵のプログラム部（不図示）に記録されて使用されても良く、外付けの記憶装置やＣＤ－ＲＯＭに記録され、プログラム部（不図示）に読み出されて使用されても良く、またインターネットからプログラム部（不図示）にダウンロードされて使用されても良い。

【０１６１】

以上で説明した本発明の実施の形態に係る呼吸モニタ１又はソフトウエアプログラムによれば、例えば、固定された閾値を用いずに、第１の状態判別部２６により信号成分とノイズ成分との相対的な比較結果に基づいて呼吸の停止を判別することで、人物２の姿勢や上掛けの状況、外乱光の状況等、環境条件により、ＦＧセンサ１０により取得される測定データの検出感度やノイズレベルが変化する場合でも、当該変化に適切に対応した、より正確で確実な判別を下すことができる。また、信号成分とノイズ成分との相対的な比較結果によって第１の状態判別部２６による判別を行うので、例えば、人工呼吸回路が人物２の体位変換時に外れた場合や、介護時に外して付け忘れた場合、寝返り等の体動により人物２の体勢が変わった場合等に、改めてある程度の時間をかけて閾値を設定し直す必要がなく、人物２の呼吸停止を迅速に検出することができる。

【０１６２】

さらに、以上で説明した本発明の実施の形態に係る呼吸モニタ１又はソフトウエアプログラムによれば、第２の状態判別部２７は、例えば、１つの固定された閾値を用いずに、判定対象時点に応じて適宜算出される閾値を用いて人物２の状態を判別することで、人物２の姿勢や上掛けの状況、外乱光の状況等、環境条件により、ＦＧセンサ１０により取得される測定データの検出感度やノイズレベルが変化する場合でも、当該変化に適切に対応した、より正確な判別を下すことができる。また、呼吸停止ほど明確でなく発見が難しい、自発呼吸がある患者の人工呼吸が実質的に働かなくなった異常（例えば、工呼吸器が外れてしまったような状態）も確実に判別することができるできる。

【０１６３】

さらに、判定対象時点が体動期間である場合には人物２の状態の判別を行わないことで、誤った判断を防止することができ、また、代表値や閾値の算出に体動を示すデータを用いないことで、より正確な判別をすることができる。

【０１６４】

したがって、例えば、自発呼吸がほとんど無い患者において人工呼吸回路の切断などにより呼吸ができなくなった場合、すなわち、患者の呼吸が停止した場合や、一定の自発呼

吸がある患者において人工呼吸が実質的に働かなくなった場合など、人工呼吸のトラブルが直接重大な事故に結びつくことを最大限防止することができる。

【０１６５】

また、呼吸モニタ１は、測定装置としてＦＧセンサ１０を用いるので、人物２の状態を示す測定データを人物２に接触することなく取得できるので、人物２に負担をかけることが無いので、健常人の就寝時呼吸監視や入院患者の呼吸監視に加えて、常時人工呼吸を行っている筋ジストロフィやＡＬＳの患者の人工呼吸監視に最適である。さらに、呼吸のような人物２の小さな動きでも正確に測定できる。

【０１６６】

なお、以上の説明では、呼吸モニタ１は、人工呼吸を行っている人物２の人工呼吸回路の異常を検出する装置であり、例えば、人工呼吸の事故を防止することを目的とした装置であるものとして説明した。しかしながらこれに限らず、人工呼吸の事故を防止する目的でなくても、例えば、単に呼吸が停止した状態、呼吸が低下した状態を判別する装置としてもよいことはいうまでもない。すなわち、この場合は、人物２が異常であるとは、単に呼吸が停止した状態、呼吸が低下した状態等の危険な呼吸の状態をいう。

【図面の簡単な説明】

【０１６７】

【図１】本発明の実施の形態に係る呼吸モニタの構成例を示すブロック図である。

【図２】本発明の実施の形態に係る呼吸モニタに用いる、呼吸データ及び体動データが形成する波形パターンの例について示した概要図である。

【図３】本実施の形態に係る呼吸モニタのスペクトル算出部によって算出されるパワースペクトルの一例を示した図である。

【図４】本実施の形態に係る呼吸モニタの実際の測定により取得した呼吸データ、スペクトル比較部によって比較される信号成分、ノイズ成分のデータについて説明する線図である。

【図５】本発明の実施の形態に係る呼吸モニタに用いる、測定データのヒストグラムの例を示す線図である。

【図６】本発明の実施の形態に係る呼吸モニタで第４の所定期間に体動期間が重なった場合について説明する図である。

【図７】本発明の実施の形態に係る呼吸モニタの第１の所定期間から第１０の所定期間についてまとめた図である。

【図８】本発明の実施の形態に係る呼吸モニタのＦＧセンサの模式的斜視図である。

【図９】本発明の実施の形態に係る呼吸モニタのＦＧセンサの概略構成を示すブロック図である。

【図１０】本発明の実施の形態に係る呼吸モニタの投影装置を説明する模式的斜視図である。

【図１１】本発明の実施の形態に係る呼吸モニタの輝点の移動の概念について説明する概念的斜視図である。

【図１２】図１１の場合での受像面に結像した輝点について説明する模式図である。

【図１３】本発明の実施の形態に係る呼吸モニタによる処理工程の概略を示すフロー図である。

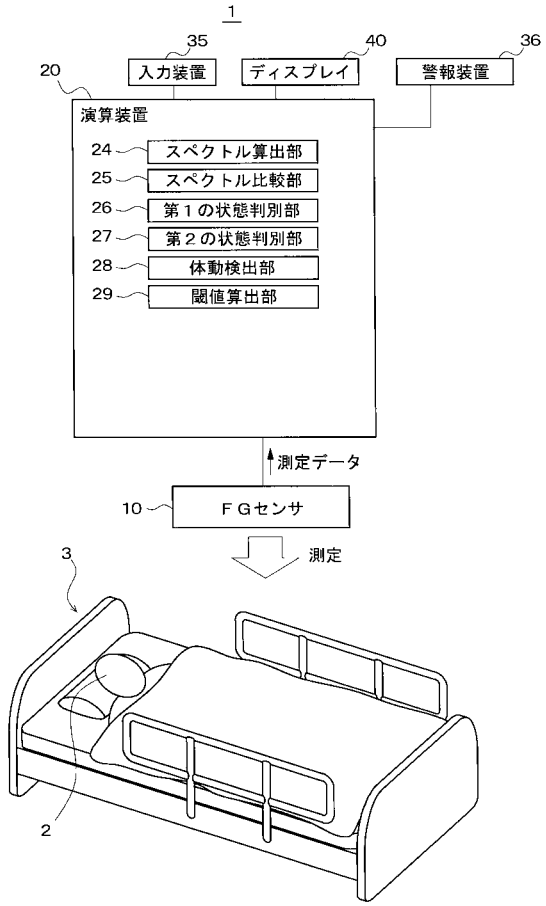
【符号の説明】

【０１６８】

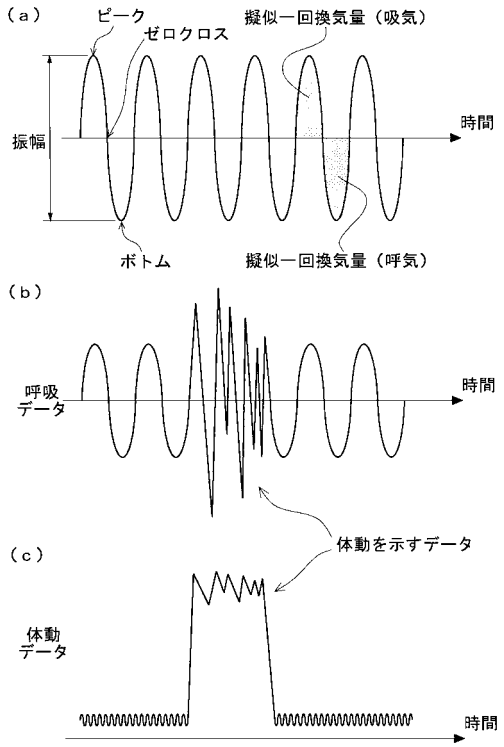
１　呼吸モニタ
２　人物
３　ベッド
１０　ＦＧセンサ
１１　投影装置
１１ａ　パターン
１１ｂ　輝点

１２　撮像装置
１４　測定部
２０　演算装置
２４　スペクトル算出部
２５　スペクトル比較部
２６　第１の状態判別部
２７　第２の状態判別部
２８　体動検出部
２９　閾値酸算出部
３６　警報装置
１４１　移動量算出部
１４２　移動量波形生成部

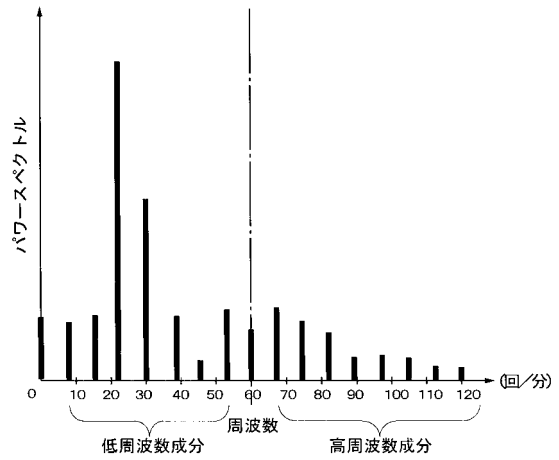
【図１】



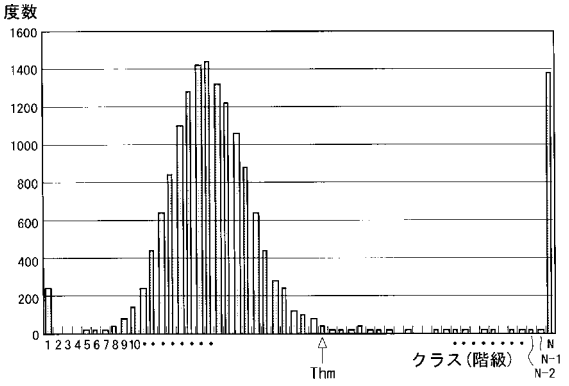
【図２】



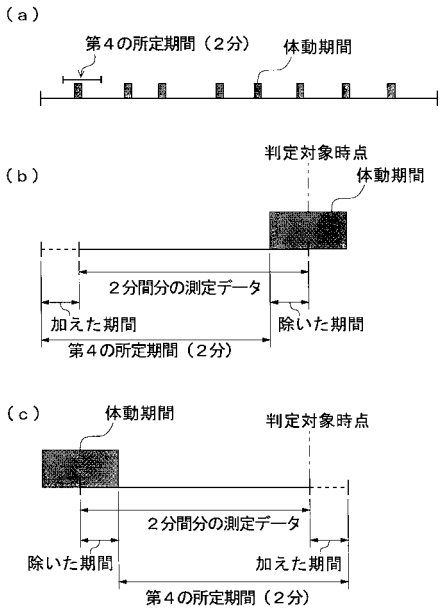
【図３】



【図５】



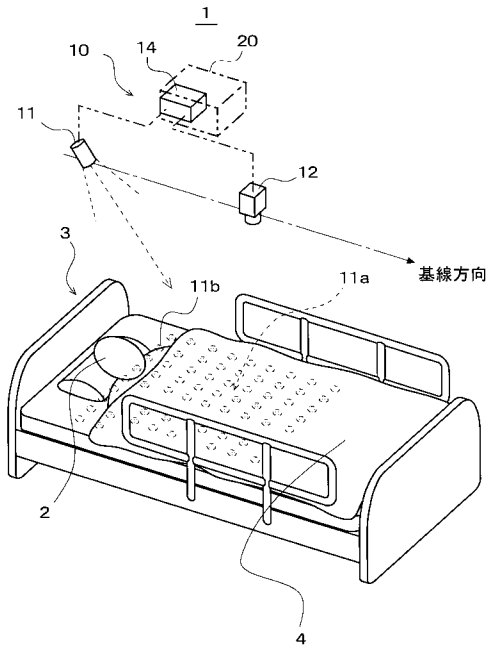
【図６】



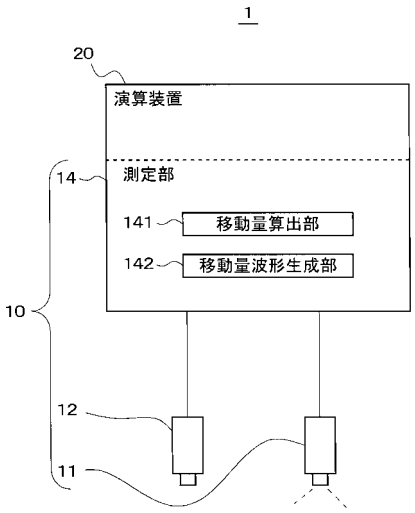
【図７】

所定期間	定義	例示
第１の所定期間	ｽﾍﾟｸﾄﾙ算出部がﾊﾟﾜｰｽﾍﾟｸﾄﾙを算出するための期間（ﾃﾞｰﾀ蓄積時間）	５～３０秒
第２の所定期間	信号成分がﾉｲｽﾞ成分を下まわった際に、 第１の状態判定部が人物の異常（呼吸停止）を判別するための期間	５～３０秒
第３の所定期間	ｽﾍﾟｸﾄﾙ比較部が各周波数成分の総和の平均値を算出するための期間	５～３０秒
第４の所定期間	閾値算出部が閾値を算出するための期間	１～数分
第５の所定期間	閾値算出部が代表値として、呼吸の動きの大きさ（疑似一 回換気量）の平均値、又は調整平均値を算出するための期間 （典型的には、第４の所定期間と同じ期間）	１～数分
第６の所定期間	閾値算出部が代表値として、呼吸の動きの大きさ（疑似一 回換気量）の大きい方から複数個の平均値を算出するための期間 （典型的には、第４の所定期間と同じ期間）	１～数分
第７の所定期間	疑似一回換気量が閾値を下まわった際に、 第２の状態判定部が人物の異常を判別するための期間	５乃至１５秒 ～数分
第８の所定期間	体動検出部が体動基準値を算出するための期間	１～２分
第９の所定期間	体動検出部が判定対象時点の体動判定値を算出する場合に用いられる期間	５～１０秒
第１０の所定期間	第２の状態判定部が判定対象時点の呼吸の周期を算出するための期間	５～６０秒

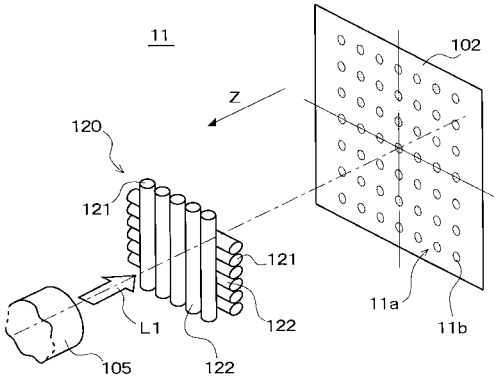
【図８】


1
10
14
20
11
12
3
基線方向
11b
11a
2
4

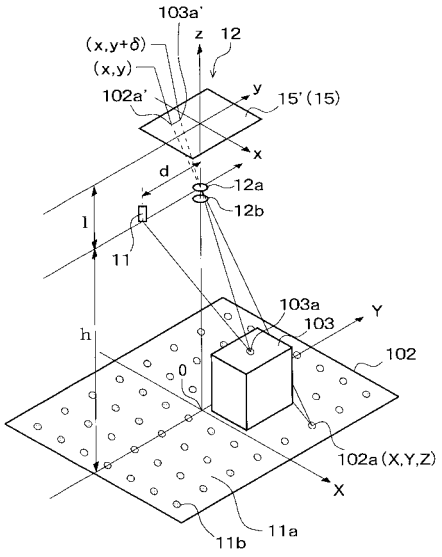
【図９】


1
20
演算装置
測定部
14
141
移動量算出部
142
移動量波形生成部
10
12
11

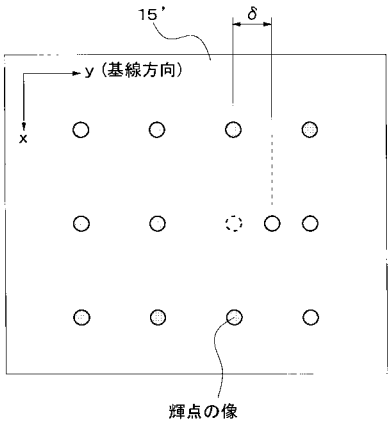
【図１０】


11
102
Z
120
121
121
122
122
L1
105
11a
11b

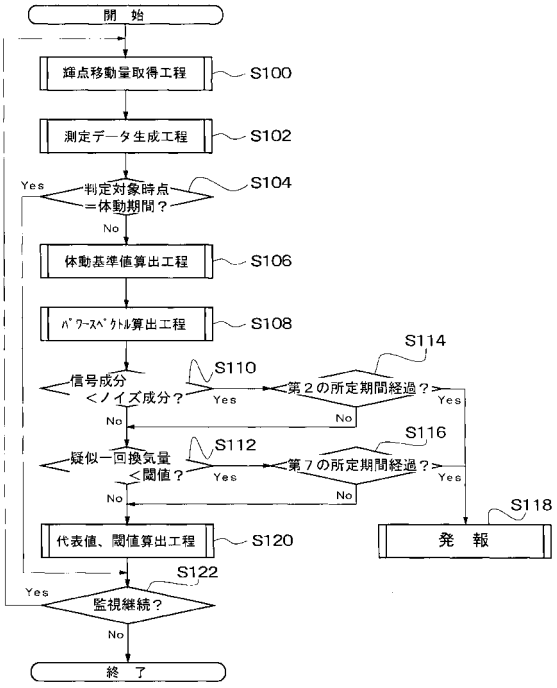
【図１１】


103a'
z
12
(x,y+δ)
(x,y)
102a'
y
15'(15)
x
d
12a
12b
l
11
103a
103
Y
h
102
0
102a(X,Y,Z)
X
11b
11a

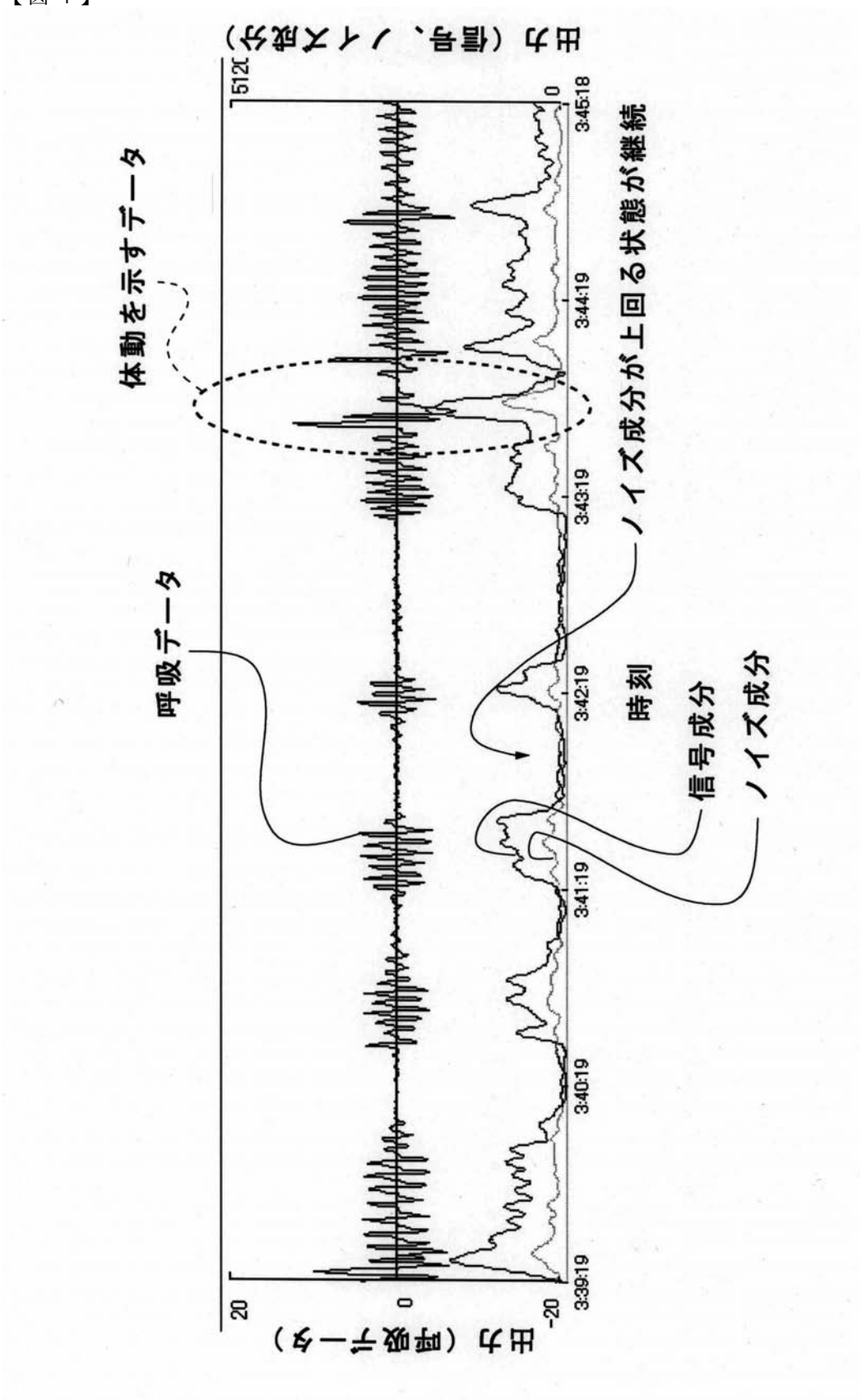
【図１２】


15'
δ
y（基線方向）
x
輝点の像

【図１３】


開　始
輝点移動量取得工程
S100
測定データ生成工程
S102
判定対象時点
＝休動期間？
S104
Yes
No
休動基準値算出工程
S106
ﾊﾟﾜｰｽﾍﾟｸﾄﾙ算出工程
S108
信号成分
＜ノイズ成分？
S110
Yes
No
第２の所定期間経過？
S114
Yes
No
疑似一回換気量
＜閾値？
S112
Yes
No
第７の所定期間経過？
S116
Yes
No
代表値、閾値算出工程
S120
発　報
S118
監視継続？
S122
Yes
No
終　了

【図４】


圧力（信号、ノイズ成分）
512
0
3:45:18
3:44:19
3:43:19
3:42:19
3:41:19
3:40:19
3:39:19
20
0
-20
圧力（呼吸データ）
体動を示すデータ
呼吸データ
ノイズ成分が上回る状態が継続
時刻
信号成分
ノイズ成分

フロントページの続き

(72)発明者　竹村　安弘
東京都千代田区六番町６番地２８　住友大阪セメント株式会社内
(72)発明者　中島　真人
神奈川県横浜市港北区日吉３－１４－１　慶應義塾大学理工学部内

Ｆターム(参考) 4C038 SS09 SX05 VA04 VB31 VB33 VC05