

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4345489号
(P4345489)

(45) 発行日 平成21年10月14日(2009.10.14)

(24) 登録日 平成21年7月24日(2009.7.24)

(51) Int.Cl.		F 1			
A 6 1 B	5/00	(2006.01)	A 6 1 B	5/00	1 0 2 A
A 6 1 B	5/08	(2006.01)	A 6 1 B	5/08	
A 6 1 B	5/11	(2006.01)	A 6 1 B	5/10	3 1 0 A

請求項の数 6 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2004-7237 (P2004-7237)	(73) 特許権者	000004260 株式会社デンソー
(22) 出願日	平成16年1月14日 (2004.1.14)		愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地
(65) 公開番号	特開2005-198781 (P2005-198781A)	(74) 代理人	100082500 弁理士 足立 勉
(43) 公開日	平成17年7月28日 (2005.7.28)	(72) 発明者	中谷 浩人 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 株式会 社デンソー内
審査請求日	平成18年2月27日 (2006.2.27)	(72) 発明者	尾崎 憲幸 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	柳井 謙一 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】呼吸モニタ装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

就寝者の下に所定の分布で配置され、前記就寝者からの荷重又は振動に対応した信号を出力する複数のセンサと、

前記センサが出力する前記信号を周波数領域に変換し、その変換した信号の特徴に基づいてセンサを選択し、その選択したセンサが出力する前記信号に基づいて呼吸信号を算出する呼吸信号算出手段と、を備え、

前記呼吸信号算出手段は、前記センサが出力する前記信号のスペクトルのピーク周波数を前記センサ毎に特定し、その特定したピーク周波数が最も多く存在する周波数帯を決定し、その決定した周波数帯に含まれる前記ピーク周波数を有する前記信号を出力する前記センサを選択し、その選択した前記センサが出力する前記信号に基づいて呼吸信号を算出することを特徴とする呼吸モニタ装置。

10

【請求項2】

請求項1に記載の呼吸モニタ装置において、

前記呼吸信号算出手段は、前記周波数帯を決定する際に、予め定められた呼吸周波数帯に含まれる前記ピーク周波数のみを用いて前記周波数帯の決定を行うことを特徴とする呼吸モニタ装置。

【請求項3】

請求項1又は請求項2に記載の呼吸モニタ装置において、

前記呼吸信号算出手段は、前記呼吸信号を算出する際に、前記選択したセンサが出力す

20

る前記信号をその位相に基づいて、予め定められた位相幅によって分けられたグループに分類し、前記信号の数が最も多いグループと、そのグループの中心位相から位相が半周期ずれた位相が属するグループとを選択し、これら二つのグループに属する前記信号のうち、一方のグループに属する前記信号の位相を反転させてもう一方のグループに属する前記信号と加算し、前記呼吸信号を算出することを特徴とする呼吸モニタ装置。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 請求項 3 の何れかに記載の呼吸モニタ装置において、

更に判定手段を備え、

その判定手段は、前記呼吸信号算出手段が算出した前記呼吸信号から一波長分毎に呼吸信号を抽出し、その抽出した一波長分の呼吸信号の振幅が、他の一波長分の呼吸信号の振幅と比較して予め定められた比較基準値以上に大きいか否かを判定することを特徴とする呼吸モニタ装置。

10

【請求項 5】

就寝者の下に所定の分布で配置され、前記就寝者からの荷重又は振動に対応した信号を出力するセンサを複数有し、前記信号に基づいて呼吸情報を出力する呼吸モニタ装置において、

更に判定手段を備え、

その判定手段は、前記センサが出力する前記信号のうち、所定の閾値以上の信号を出力しているセンサを選択し、その選択した前記センサの数が時間の経過と共に所定数以上変化したか否かを判定することを特徴とする呼吸モニタ装置。

20

【請求項 6】

就寝者の下に所定の分布で配置され、前記就寝者からの荷重又は振動に対応した信号を出力するセンサを複数有し、前記信号に基づいて呼吸情報を出力する呼吸モニタ装置において、

更に判定手段を備え、

その判定手段は、前記センサが出力する前記信号のスペクトルのピーク周波数を前記センサ毎に特定し、その特定したピーク周波数が呼吸周波数帯に存在するセンサを就寝者の直下にあるセンサと判定しそのセンサの信号のみを利用して呼吸情報を出力することを特徴とする呼吸モニタ装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、就寝者の呼吸状態をモニタ（監視）することができる呼吸モニタ装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の、睡眠中の呼吸状態をモニタするモニタ装置として、特許文献 1 に開示された呼吸器系疾患のモニタ装置がある。このモニタ装置は、寝具の下に所定の分布で設置され、印加荷重に対応した荷重信号を出力する複数の荷重センサを備え、荷重センサの荷重信号から就寝者の呼吸数に対応する周波数帯域の信号を呼吸信号として算出する。

40

【0003】

このモニタ装置が呼吸信号を算出するときには、まず、荷重センサの荷重信号を周波数解析して呼吸数に対応する周波数帯域のパワースペクトルを算出する。次に、そのパワースペクトルの強度が大きい荷重センサを基準センサとし、この基準センサと略同位相あるいは略逆位相の少なくとも一方の荷重信号を出力する荷重センサを選択する。そして、基準センサが出力する荷重信号に対し、選択した荷重センサが出力する略同位相の荷重信号はそのまま加算し、選択した荷重センサが出力する略逆位相の荷重信号は位相を反転させた荷重信号を加算して、呼吸信号を算出する。

【特許文献 1】特開 2001 - 37742 号公報

【発明の開示】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上記の従来技術のモニタ装置では、呼吸以外の要因による荷重、例えば就寝者の微動のような、呼吸に比較して大きな動作による荷重が荷重センサに印加されると、その印加された荷重センサが基準センサとして選択されてしまい、呼吸信号の精度が低下するという問題がある。

【0005】

本発明は、このような問題に鑑みてなされたもので、より精度良く就寝者の呼吸状態をモニタ（監視）することができる呼吸モニタ装置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】

上記課題を解決するためになされた請求項1に記載の呼吸モニタ装置は、就寝者の下に所定の分布で配置され、前記就寝者からの荷重又は振動に対応した信号を出力する複数のセンサと、呼吸信号算出手段とを備える。呼吸信号算出手段は、センサが出力する信号を周波数領域に変換し、その変換した信号の特徴に基づいてセンサを選択し、その選択したセンサが出力する信号に基づいて呼吸信号を算出する。なお、センサの配置について、「所定の分布」というのは、例えば、等間隔の分布や、就寝者の呼吸動作の現れ具合に対応した非等間隔の分布等を意味する。

【0007】

本願発明者らは、呼吸に伴う就寝者の体動は体の多くの箇所を確認できることに着目した。そして、複数のセンサを有する呼吸モニタ装置においては、呼吸を要因とする就寝者の体動を捉えるセンサの出力信号には様々な特徴があることに着目した。例えば周期性や前後の波形との相関等である。したがって、この特徴を捉えやすくするため、出力信号を周波数領域に変換し、変換した信号の特徴に基づいてセンサを選択することを考えた。

【0008】

このようにセンサを選択して呼吸信号を算出するようになっていけば、呼吸以外の要因を含む信号を出力するセンサのほとんどを除外して呼吸信号を生成することができる。その結果、呼吸信号の精度を従来の呼吸モニタ装置に比較して向上させることができる。

【0009】

ところで、センサを選択する際の具体的な特徴というのは、例えば請求項1に記載のような特徴に基づいてセンサを選択するようになっていけるとよい。つまり、センサが出力する信号のスペクトルのピーク周波数をセンサ毎に特定し、その特定したピーク周波数が最も多く存在する周波数帯を決定し、その決定した周波数帯に含まれる前記ピーク周波数を有する信号を出力するセンサを選択するとよい。ここで言う「ピーク周波数」というのは、例えば、スペクトルとして振幅スペクトルを用いた場合は最も大きな振幅値を持つ周波数を意味し、スペクトルとしてパワースペクトルを用いた場合は最も大きなパワー値を持つ周波数を意味する。また、最も大きな振幅値や最も大きなパワー値でなくとも、2番目、3番目に大きな振幅値やパワー値を持つ周波数についても「ピーク周波数」として捉えてもよい。また、決定する周波数帯の幅としては、0.03Hz程度の幅を有する周波数帯であるとよい。

【0010】

本願発明者らは、上述したように呼吸に伴う就寝者の体動は体の多くの箇所を確認できることに着目した。そして、複数のセンサを有する呼吸モニタ装置においては、呼吸以外の要因（例えば就寝者の微動等）に対応したピーク周波数を出力するセンサの数は、呼吸に対応したピーク周波数を出力するセンサの数と比較して少ないことに着目した。例えば、就寝者が右腕を動かした場合、右腕の下に設置されたセンサは、その動きに対応したピーク周波数を出力するが、就寝者の肩や背中や腰等の下に設置された他のセンサは就寝者の呼吸に対応したピーク周波数を出力し続ける。

【0011】

したがって、請求項1に記載の呼吸モニタ装置のように、ピーク周波数が最も多く存在

10

20

30

40

50

する周波数帯を決定し、その決定した周波数帯に含まれるピーク周波数を有する信号を出力するセンサを選択し、その選択したセンサが出力する信号に基づいて呼吸信号を算出するようになっていれば、呼吸以外の要因を含む信号を出力するセンサのほとんどを除外して呼吸信号を生成することができる。その結果、呼吸信号の精度を従来の呼吸モニタ装置に比較して向上させることができる。

【0012】

ところで、呼吸信号算出手段は、周波数帯を決定する際に、他に何ら条件なく、ピーク周波数が最も多く存在するという条件だけで、周波数帯を決定するようになっていてもよいが、このようになっていると、例えば就寝者が寝返りのような、体の広範囲に渡る動作を行った際に、その寝返りの動作に対応する周波数帯が選択されてしまうおそれがある。そのため、請求項2に記載のように、呼吸信号算出手段は、周波数帯を決定する際に、予め定められた呼吸周波数帯に含まれるピーク周波数のみを用いて周波数帯の決定を行うようになっているとよい。ここで言う「予め定められた呼吸周波数帯」とは、具体的には0.2 Hz ~ 0.5 Hz程度を意味する。

10

【0013】

このようになっていれば、就寝者が寝返りをうった場合のような多くのセンサがその動きを捕捉してしまうような場合でも、上記周波数帯を決定する際にそのようなセンサの出力が除外されて決定されるため、算出される呼吸信号の精度が向上する。

【0014】

また、呼吸信号算出手段は、呼吸信号を算出する際に、選択したセンサが出力する信号の全てを加算平均して呼吸信号を算出するようになっていてもよいが、このようになっていると、センサの出力信号に含まれる有効な情報までもがならされてしまうおそれがある。なぜなら、呼吸による体の動作は、背中を例にとってみても肩に近い部分と腰に近い部分とでは約半周期、位相が異なり、このように約半周期、位相がずれた信号をそのまま加算してしまうと信号が打ち消されてしまうからである。また、他の体の部位においても、呼吸に基づく動作から得られる信号に様々な位相のずれがみられる。

20

【0015】

したがって、請求項3に記載のように、呼吸信号算出手段は、呼吸信号を算出する際に、選択したセンサが出力する信号をその位相に基づいて、予め定められた位相幅によって分けられたグループに分類し、信号の数が最も多いグループと、そのグループの中心位相から位相が半周期ずれた位相が属するグループとを選択し、これら二つのグループに属する各信号のうち、一方のグループに属する各信号の位相を反転させてもう一方のグループに属する各信号と加算し、呼吸信号を算出するようになっているとよい。ここで言う「信号をその位相に基づいて、予め定められた周期の位相幅によって分けられたグループに分類し」というのは、例えば1周期2を10等分に分けたグループ(つまり / 5の位相幅によって分けたグループ)に、信号をその位相に基づいて振り分けることを意味する。なお、このようにグループを設定した場合、0 ~ / 5の位相幅であるグループの中心位相は / 10である。

30

【0016】

そして、呼吸信号を算出する際には、上記二つのグループに属する信号のうち、一方のグループに属する信号の位相を反転(振幅値を反転)させ、もう一方のグループに属する信号に加算させて呼吸信号を算出するとよい。また、一方のグループに属する信号の位相を、両グループ間の中心位相の差がなくなる時間方向にだけずらし、もう一方のグループに属する信号と加算して呼吸信号を算出するようになっていてもよい。なお、加算した後、加算した信号の数で割り算をして呼吸信号を算出してもよい。

40

【0017】

このように、体の各部から得られた、位相にずれのある信号の一部を選択して実質的に位相補正して呼吸信号を生成するようになっていれば、より正確な呼吸信号を生成することができる。

【0018】

50

ところで、上述したような様々な工夫を行った場合でも、例えば一定周期を持つ四肢の運動のような就寝者の体動の情報が呼吸信号に含まれてしまう場合も考えられる。そのため、請求項4に記載の呼吸モニタ装置のように、更に判定手段を備えるように構成し、その判定手段が、呼吸信号算出手段が算出した呼吸信号から一波長分毎に呼吸信号を抽出し、その抽出した一波長分の呼吸信号の振幅が、他の一波長分の呼吸信号の振幅と比較して予め定められた比較基準値以上に大きいか否かを判定するようになっており、ここで言う「予め定められた比較基準値」というのは、例えば「3ボルト」というような具体的な値でも良いし、「2倍」というような相対的な値でも良い。

【0019】

このように判定手段が判定を行い、その判定結果を報知したり、他の装置に送信することにより、呼吸信号に呼吸以外の体動の情報が含まれていることを、呼吸信号をモニタする者（医者、看護師、技師等）に知らせることが可能になる。その結果、呼吸信号をモニタする者は、呼吸信号をより正しく理解し、無呼吸症候群等の病気を正しく判定することができる。

10

【0020】

また、請求項5に記載のように呼吸モニタ装置を構成してもよい。つまり、就寝者の下に所定の分布で配置され、就寝者からの荷重又は振動に対応した信号を出力するセンサを複数有し、信号に基づいて呼吸情報を出力する呼吸モニタ装置において、更に判定手段を備えるように構成する。そして、その判定手段は、センサが出力する信号のうち、所定の閾値以上の信号を出力しているセンサを選択し、その選択したセンサの数が時間の経過と共に所定数以上変化したか否かを判定する。

20

【0021】

このような判定手段によれば、就寝者がベッドに対して体をずらした場合のような、極わずかな体の移動を検知することができる。そして、判定した結果を報知したり、他の装置に送信することにより、呼吸情報をモニタする者（医者、看護師、技師等）に知らせることが可能になる。その結果、呼吸信号をモニタする者は、判定手段の判定結果が「変化した」であった場合、その判定がなされた時点の呼吸情報を無呼吸症候群等の病気を診断する際の情報から除外する等の対応を採ることができる。

【0022】

また、請求項6に記載のように呼吸モニタ装置を構成してもよい。つまり、就寝者の下に所定の分布で配置され、就寝者からの荷重又は振動に対応した信号を出力するセンサを複数有し、信号に基づいて呼吸情報を出力する呼吸モニタ装置において、更に判定手段を備えるように構成する。そして、その判定手段は、センサが出力する信号のスペクトルのピーク周波数をセンサ毎に特定し、その特定したピーク周波数が呼吸周波数帯に存在するセンサを就寝者の直下にあるセンサと判定しそのセンサの信号のみを利用して呼吸情報を出力する。

30

【0023】

このような判定手段によれば、物が乗っているセンサを除外し、就寝者の直下にあるセンサの信号のみを利用することが可能になるため、そのような信号を利用することによって、より精度よく就寝者の様々な状態を認識することができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0030】

以下、本発明が適用された実施例について図面を用いて説明する。尚、本発明の実施の形態は、下記の実施例に何ら限定されることはなく、本発明の技術的範囲に属する限り種々の形態を採りうる。

【0031】

図1は、実施例である呼吸モニタ装置Aを使用する際の設置状態を示す説明図であり、図2は、呼吸モニタ装置Aの概略構成図である。

図1に示すように、ベッド1は、敷布団等の寝具10を載置するための載置部11と、載置部11の端部から立設された背板部12とからなる。呼吸モニタ装置Aは、ベッド1

50

の載置部 1 1 に設置された寝具 1 0 の下部に挿入されて使用される。なお、呼吸モニタ装置 A は、ベッド 1 上に就寝者が横になったときに就寝者の胸部から腹部の位置に対応するように、載置部 1 1 の中央部より背板部 1 2 側に設置される。

【 0 0 3 2 】

図 2 に示すように、呼吸モニタ装置 A は、シート部 2 と制御部 3 とからなる。シート部 2 は、2 枚のシート状の保護部材 2 1 間に、複数の（本例では 3 つの）センサシート 2 2 と、センサシート 2 2 毎に設けられたセンサ選択部 2 3 とを挟装して構成されている。

【 0 0 3 3 】

センサシート 2 2 は、メンブレンスイッチの電極に感圧素子を使用し、印加荷重に応じて電気抵抗が変化（減少）するセンサ 2 2 1 を略等間隔に複数個（本例では 3 つのシート合計で 1 6 2 個）シート状部材に配置したものである。なお、図 2 では、各センサ 2 2 1 とセンサ選択部 2 3 とを電氣的に接続する配線パターンの図示を省略している。

【 0 0 3 4 】

センサ選択部 2 3 は、各センサ 2 2 1 との接続を電氣的に切り替えることができ、センサ 2 2 1 からの電圧信号を取得して制御部 3 に伝達させる。

つまり、各センサ 2 2 1 を含む回路に電圧が印加されているときに、印加荷重に応じてセンサ 2 2 1 の電気抵抗が変化することにより、センサ 2 2 1 による降下電圧値が増減するので、この降下電圧値の変化に基づいて印加荷重をセンサ 2 2 1 毎に独立して制御部 3 が検出できるように構成されている。

【 0 0 3 5 】

この制御部 3 について、図 3 のブロック図を用いて説明する。制御部 3 は、アナログ信号をデジタル信号に変換する A / D 変換器 3 1、各種処理を実行するマイコン 3 2、種々のデータを記憶するメモリ 3 3 及び LED や液晶装置等からなる表示部 3 4 によって構成される。このうちマイコン 3 2 は、センサ選択部 2 3 に指令を出すと共に、センサ選択部 2 3 及び A / D 変換器 3 1 を介してセンサシート 2 2（より正確にはセンサ 2 2 1）から荷重信号を取り込み、その取り込んだ荷重信号に基づいて呼吸信号を算出して表示部 3 4 に出力する処理（呼吸信号出力処理）を実行する。この呼吸信号出力処理については、後で詳述する。

【 0 0 3 6 】

ここで、センサ選択部 2 3 について、図 4 の回路図を用いて詳しく説明する。図 4 に示すように、センサ選択部 2 3 は、デジタルポテンシオ 2 3 1 と切り替えスイッチ 2 3 2 とを備える。デジタルポテンシオ 2 3 1 は、上述したマイコン 3 2 からの指令にしたがって感度抵抗 R_v の値を変更することができる。なお、予めマイコン 3 2 にはセンサ 2 2 1 毎にこの指令のデータが登録されている。また、切り替えスイッチ 2 3 1 は、センサ 2 2 1 と A / D 変換器 3 1 との間の電氣的な接続を切り替えることができる。

【 0 0 3 7 】

ここで感度抵抗 R_v の値の決定方法について抵抗 R_s を有するセンサ 2 2 1 の場合について詳述する。

まず、センサ 2 2 1 に必要な検出性能について考察する。就寝者の体（主に背中）の各点にかかる圧力と、その際の呼吸に基づく圧力変化の分布を本願発明者らが調べたところ、図 5 の分布図に示すような分布が得られた。この分布図によると、圧力変化の検出の取りこぼしをある程度防ぐためには、1 K P a ~ 2 . 5 K P a では、圧力変化 0 . 0 5 K P a 程度を少なくとも検出する必要があると推定される（逆に 0 . 0 5 K P a 程度の圧力変化を検出できないと取りこぼしが多数発生してしまう）。また、2 . 5 K P a ~ 5 K P a では、圧力変化 0 . 1 K P a 程度を少なくとも検出する必要があると推定される。また、5 K P a ~ 1 0 K P a では、圧力変化 0 . 2 K P a 程度を少なくとも検出する必要があると推定される。

【 0 0 3 8 】

ところで、メンブレンスイッチの電極に感圧素子を使用したセンサは、一般的に下記の数式 1 に示す圧力 P と抵抗値 R_s の関係式に類似する関係を有する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 9 】

【 数 1 】

$$R_s = 10 \cdot P^{-1} \quad \dots (\text{数式1})$$

【 0 0 4 0 】

また、感圧抵抗 R_v の分圧比は、数式 2 に示す式で表される。

【 0 0 4 1 】

【 数 2 】

10

$$(\text{抵抗比}) = \frac{R_v}{R_v + R_s} = \frac{R_v}{R_v + 10 \cdot P^{-1}} \quad \dots (\text{数式2})$$

【 0 0 4 2 】

したがって、ある基準圧力から例えば 0.05 KPa の圧力変化を受けたときのその抵抗比の差は、数式 3 に示す式で表される。

【 0 0 4 3 】

【 数 3 】

20

$$(\text{抵抗比差}) = \frac{R_v}{R_v + 10 \cdot P^{-1}} - \frac{R_v}{R_v + 10 \cdot (P + 0.05)^{-1}} \quad \dots (\text{数式3})$$

【 0 0 4 4 】

また、図 5 に示す分布図から、値の分布は $1 \text{ KPa} \sim 2.5 \text{ KPa}$ の圧力範囲に 60% 、 $2.5 \text{ KPa} \sim 5 \text{ KPa}$ の圧力範囲に 30% 、 $5 \text{ KPa} \sim 10 \text{ KPa}$ の圧力範囲に 10% 程度であるため、それぞれの圧力範囲に対する重み付けとして、6 倍、3 倍、1 倍を考える。

30

【 0 0 4 5 】

そして、この重み付けを考慮し、数式 3 に示した分圧比の差が最も大きくなる R_v を求めるために、数式 4 に示すように分圧比の差を積分した値 R_{cal} を設定し、 R_{cal} の値が最も大きくなる R_v を求める。

【 0 0 4 6 】

【 数 4 】

$$\begin{aligned} R_{cal} = & 6 \int_1^{2.5} \left| \frac{R_v}{R_v + 10 \cdot P^{-1}} - \frac{R_v}{R_v + 10 \cdot (P + 0.05)^{-1}} \right| dp \\ & + 3 \int_{2.5}^5 \left| \frac{R_v}{R_v + 10 \cdot P^{-1}} - \frac{R_v}{R_v + 10 \cdot (P + 0.1)^{-1}} \right| dp \\ & + \int_5^{10} \left| \frac{R_v}{R_v + 10 \cdot P^{-1}} - \frac{R_v}{R_v + 10 \cdot (P + 0.2)^{-1}} \right| dp \quad \dots (\text{数式4}) \end{aligned}$$

40

【 0 0 4 7 】

このようにして求めた R_v の値となるように感度抵抗 R_v の値を決定すれば、センサ 21 は、必要な圧力範囲に対しバランス良く圧力変化を捉えることができる。

50

次に別の観点で、感度抵抗 R_v が存在する効果について説明する。メンブレンスイッチの電極に感圧素子を使用したセンサは、一般的に数式 1 に示す圧力 P と抵抗値 R_s の関係式に類似する関係を一般的に有する。この数式 1 をグラフに表すと、図 6 (a) に示すようなグラフになる。図 6 (a) に示すように、 $P - R_s$ 特性は圧力 P に対して線形ではない、このため、感度抵抗 R_v を用いずにセンサ抵抗 R_s を求めると呼吸信号を算出した際の波形がいびつになる。

【 0 0 4 8 】

そこで、図 4 に示した回路図のように感度抵抗 R_v を用いることを考えると、A / D 変換器 3 1 が得る A D 値は、数式 5 に示す式によって表される。

【 0 0 4 9 】

【 数 5 】

$$(A D \text{ 値}) = \frac{R_s}{R_v + R_s} \cdot V_{cc} \quad \dots (\text{数式 5})$$

【 0 0 5 0 】

そして、数式 5 に示す A D 値とセンサ抵抗 R_s との関係をグラフにすると図 6 (b) に示すようなグラフになる。この横軸を圧力 P に置き換えるため、数式 5 に数式 1 に示す圧力 P を代入すると、数式 6 に示す式となる。

【 0 0 5 1 】

【 数 6 】

$$(A D \text{ 値}) = \frac{10 \cdot P^{-1}}{R_v + 10 \cdot P^{-1}} \cdot V_{cc} \quad \dots (\text{数式 6})$$

【 0 0 5 2 】

この数式 6 に示す A D 値と圧力 P との関係をグラフにすると図 6 (c) に示すようなグラフになる。このグラフからわかるように、 $P - A D$ 値特性は、図 6 (a) に示した $P - R_s$ 特性に比較して線形になるため、呼吸信号を算出した際の波形がいびつになりにくい。

【 0 0 5 3 】

次に、マイコン 3 2 で実行される呼吸信号出力処理について、図 7 に示すフローチャートを用いて説明する。呼吸信号出力処理は、利用者によって呼吸モニタ装置 A の図示しない操作部が操作されると実行が開始される。

【 0 0 5 4 】

実行が開始されると、マイコン 2 3 は、センサ選択部 2 3 及び A / D 変換器 3 1 を介し、順に全てのセンサ 2 2 1 から 1 サイクル分の荷重信号を取り込む (S 1 1 0)。サンプリング周波数としては、例えば 1 0 H z 程度が良い。

【 0 0 5 5 】

続いて、取り込んだ荷重信号の中から信号強度が所定の閾値以上のものを選択する (S 1 1 5)。具体的には、例えば荷重信号の電圧降下値が所定値以下のものを選択する等して行う。つまり、寝具の荷重のみを表す荷重信号を除外し、就寝者の荷重を表しているだろうと推測される荷重信号のみに絞ることを意図している。

【 0 0 5 6 】

次に、荷重信号からバイアス成分を除去する (S 1 2 0)。具体的には、まず、3 H z 以上の周波数帯域をカットするデジタルフィルタによるフィルタリング処理を荷重信号に対して行い、呼吸数に対応する周波数である呼吸周波数 (0 . 2 H z ~ 0 . 5 H z 程度) よりも高いノイズ成分を除去した信号を生成する (第 1 信号)。次に、0 . 3 H z 以上の

10

20

30

40

50

周波数帯域をカットするデジタルフィルタによるフィルタリング処理を第1信号に対して行い、呼吸周波数に対応する周波数成分を除去した信号を生成する(第2信号)。そして、第1信号から第2信号を減算することにより、バイアス成分を除去した信号を得る。

【0057】

次に、既に256サイクル分の荷重信号を処理したか否かによって処理を分岐する(S125)。既に256サイクル分の荷重信号を処理したのであればS130に進み、まだ256サイクル分の荷重信号を処理していないのであればS110に戻る。

【0058】

S130では、各センサ221から出力され処理された各信号に対し、FFT(高速フーリエ変換)手法を用いることにより、パワースペクトルを求める。

10

続いて、人or物の判定処理を実行する(S135)。この、人or物の判定処理について図8に示すフローチャートを用いて説明する。人or物の判定処理の実行を開始するとまず、図7のS130において求めたパワースペクトル群の中に、そのピーク値の周波数(ピーク周波数)が呼吸周波数帯(0.2Hz~0.5Hz程度)であるパワースペクトルが存在するか否かを判定する。つまり、ピーク周波数が呼吸周波数帯に存在する荷重信号を出力するセンサ221が256サイクル中に存在するか否かを判定する(S210)。このような判定を行うことにより、各センサ221に就寝者(人)が載っているのか物が載っているのかを判定できる。

【0059】

この判定の結果、ピーク周波数が呼吸周波数帯に存在する荷重信号を出力するセンサ221が存在する場合は人判定フラグをセットし(S220)、本処理(人or物の判定処理)を終了して呼吸信号出力処理に戻る。一方、ピーク周波数が呼吸周波数帯に存在する荷重信号を出力するセンサ221が存在しない場合は人判定フラグをクリアし(S230)、本処理(人or物の判定処理)を終了して呼吸信号出力処理に戻る。

20

【0060】

図7に戻り、人or物の判定処理(S135)を終了すると、S140に進み、人が載っているセンサ221が有るか否かによって処理を分岐する。具体的には、人判定フラグがセットされているかクリアされているかによって分岐する。人判定フラグがセットされている(人が載っているセンサ221が有る)場合は、S145に進み、人判定フラグがクリアされている(人が載っているセンサ221が無い)場合は、S110に戻る。

30

【0061】

S145では、微動判定処理を実行する。この微動判定処理について、図9に示すフローチャートを用いて説明する。微動判定処理の実行を開始するとまず、256サイクルの最初のサイクルにおいて、人が載っているセンサ221の集合M0を記憶する(S310)。ここで言う「人が載っているセンサ221」というのは、その荷重信号が所定の閾値以上のもので、就寝者の荷重を表しているだろうと推測されるセンサのことである。

【0062】

次に、各サイクルにおいて、人が載っているセンサ221の集合と、記憶したセンサ集合M0とを比較し、相違するセンサ221の数を数え上げる(S320)。256サイクル分全てを比較し終わると、相違するセンサ221の数が、センサ集合M0を構成するセンサ221の数の10%以上あるか否かによって処理を分岐する(S330)。

40

【0063】

相違するセンサ221の数が、センサ集合M0を構成するセンサ221の数の10%以上ある場合にはS340に進み、センサ集合M0を構成するセンサ221の数の10%以上無い場合にはS350に進む。

【0064】

S340では、微動フラグをセットして本処理(微動判定処理)を終了し、呼吸信号出力処理に戻る。一方、S350では、微動フラグをクリアして本処理(微動判定処理)を終了し、呼吸信号出力処理に戻る。

【0065】

50

図7に戻り、微動判定処理(S145)を終了すると、S150に進み、呼吸信号算出処理を実行する。この呼吸信号算出処理について、図10に示すフローチャートを用いて説明する。

【0066】

呼吸信号算出処理の実行を開始すると、まず、各センサ221から取得した信号の256サイクル中のピーク周波数をセンサ221毎に特定する(S410)。続いて、特定したそれぞれのピーク周波数を所定の周波数帯毎に分類し、周波数帯毎にそのピーク周波数を出力するセンサ221の数を数え上げる(S420)。ここで言う「所定の周波数帯」というのは、例えば0.2Hz~0.5Hzの間を0.03Hz刻みで分けた各周波数帯のことを意味する。

10

【0067】

続いて、上記周波数帯のうち、最も多くのセンサが属する周波数帯を構成する各センサ221をセンサ群SGmとして選択する(S430)。

続いて、センサ群SGmを構成する各センサ221の出力信号に基づいて、これらの各センサ221を、 $\pi/5$ の位相幅を有する位相グループPG1($0 \sim \pi/5$)、PG2($\pi/5 \sim 2\pi/5$)、・・・、PG10($9\pi/5 \sim 2\pi$)にグループ分けする(S440)。

【0068】

続いて、PG1~PG10の中でセンサ221の数が最も多いグループPGmaxに属するセンサSm1、Sm2、Sm3、・・・を選択する(S450)。

20

続いて、PGmaxの位相とずれているグループに属するセンサSn1、Sn2、Sn3、・・・を選択する(S460)。

【0069】

そして最後に、下記の数式7にしたがって呼吸信号を算出し(S470)、本処理(呼吸信号算出処理)を終了して呼吸信号出力処理に戻る。なお、数式7は便宜的にセンサを記す記号Smx、Snxを用いて加減算するようになっているが、実際の計算はその該当センサの出力値を、時間軸を揃えて加減算する。

【0070】

【数7】

$$(\text{呼吸信号}) = \frac{Sm1 + Sm2 + \dots + (-1) \cdot (Sn1 + Sn2 + \dots)}{N} \quad \dots (\text{数式7})$$

30

※ (Nはセンサの数)

【0071】

このようにして呼吸信号を算出することにより、できるだけ呼吸以外の体動等によるノイズの影響を排除して、就寝者の呼吸状態に正確に対応した呼吸信号を求めることができる。

【0072】

図7に戻り、呼吸信号算出処理(S150)を終了すると、S155に進み、四肢の瞬動判定処理を実行する。この四肢の瞬動判定処理について、図11に示すフローチャートを用いて説明する。

40

【0073】

四肢の瞬動判定処理の実行を開始すると、まず、全256サイクルの呼吸信号中、各1波形の振幅について、その前後の1波形の振幅と比較する(S510)。そして、その結果、前後のサイクルと比較して振幅が2倍以上大きいサイクルが有るか否かによって処理を分岐する(S520)。前後のサイクルと比較して振幅が2倍以上大きいサイクルが有る場合にはS530に進み、前後のサイクルと比較して振幅が2倍以上大きいサイクルが無い場合はS540に進む。

50

【 0 0 7 4 】

S 5 3 0では、四肢の瞬動フラグをセットして本処理（四肢の瞬動判定処理）を終了し、呼吸信号出力処理に戻る。

S 5 4 0では、四肢の瞬動フラグをクリアして本処理（四肢の瞬動判定処理）を終了し、呼吸信号出力処理に戻る。

【 0 0 7 5 】

図7に戻り、四肢の瞬動判定処理（S 1 5 5）を終了すると、S 1 6 0に進み、呼吸信号を出力する。これは、表示部34に呼吸信号を波形として表示させることによって行われる。また、微動フラグと四肢の瞬動フラグの状態も表示部34に表示させる。

【 0 0 7 6 】

そして続くS 1 6 5では、センサ221が出力する荷重信号の全サイクルの処理を完了したか否かによって分岐する。全サイクルの処理を完了したのであれば、本処理（呼吸信号出力処理）を終了し、全サイクルの処理を完了していないのであれば、S 1 1 0に戻る。

【 0 0 7 7 】

上述のような構成及び動作を行う呼吸モニタ装置Aによれば、呼吸に基づく信号を出力している可能性が高いセンサのみを選択して（図10のS 4 5 0, S 4 6 0）、呼吸信号を生成するため（図10のS 4 7 0）、呼吸信号の精度が従来の呼吸モニタ装置に比較して向上している。また、呼吸モニタ装置Aは、微動判定処理（図9）や四肢の瞬動判定処理（図11）を実行し、それらの実行結果を表示部34に表示させるようになっているため、呼吸信号に呼吸以外の体動の情報が含まれている可能性があることを、呼吸信号をモニタする者（医者、看護師、技師等）に知らせることが可能になる。その結果、呼吸信号をモニタする者は、呼吸信号をより正しく理解し、無呼吸症候群等の病気を正しく判定することができる。

【 0 0 7 8 】

以下、他の実施例について述べる。

上記実施例の呼吸モニタ装置Aでは、四肢の瞬動判定処理（図11）において、各サイクルの振幅について、その前後のサイクルの振幅と比較し、前後のサイクルと比較して振幅が2倍以上大きいサイクルが有るか否かを判定するようになっていたが、更にこのような条件を満たすサイクルが周期的に存在するか否かを判定して報知するようになってもよい。このようになっていれば、呼吸モニタ装置Aを、周期性四肢運動異常症（PLM）のおそれがあることを判定する際に利用することも可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 9 】

【図1】呼吸モニタ装置を使用する際の設置状態を示す説明図である。

【図2】呼吸モニタ装置の概略構成図である。

【図3】呼吸モニタ装置の制御部を説明するためのブロック図である。

【図4】センサ選択部を説明するための回路図である。

【図5】就寝者の体の各点にかかる圧力と、その際の呼吸に基づく圧力変化の分布を示す分布図である。

【図6】数式を説明するためのグラフである。

【図7】呼吸信号出力処理を説明するためのフローチャートである。

【図8】人 or 物の判定処理を説明するためのフローチャートである。

【図9】微動判定処理を説明するためのフローチャートである。

【図10】呼吸信号算出処理を説明するためのフローチャートである。

【図11】四肢の瞬動判定処理を説明するためのフローチャートである。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 0 】

A ...呼吸モニタ装置、1 ...ベッド、2 ...シート部、3 ...制御部、10 ...寝具、11 ...載置部、12 ...背板部、21 ...保護部材、22 ...センサシート、23 ...センサ選択部、31

10

20

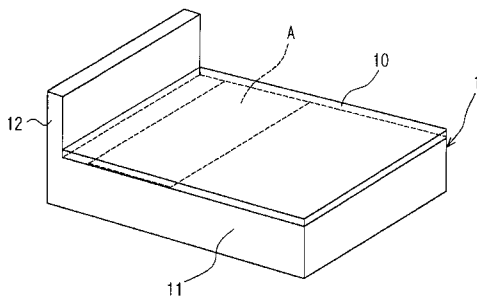
30

40

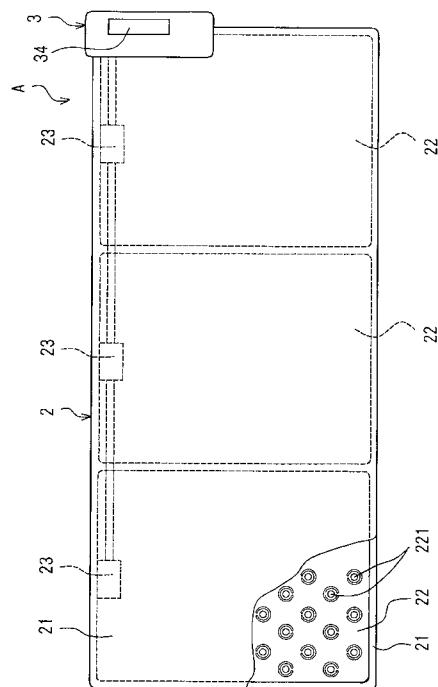
50

... A / D 変換器、3 2 ... マイコン、3 3 ... メモリ、3 4 ... 表示部、2 2 1 ... センサ、2 3 1 ... デジタルポテンシオ。

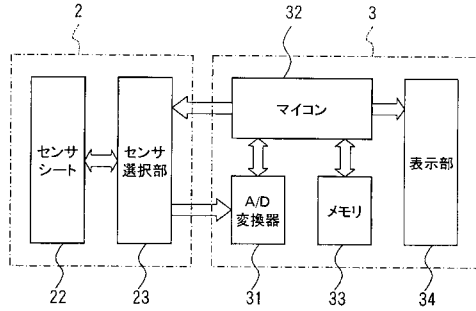
【図 1】



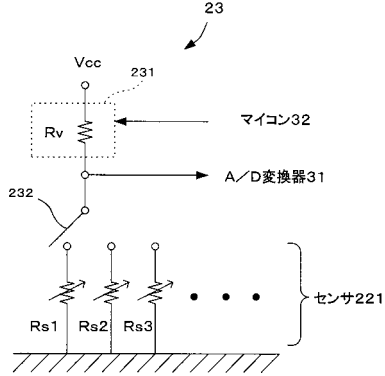
【図 2】



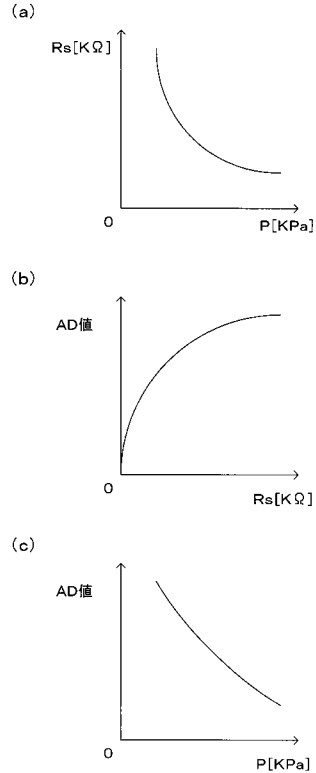
【図3】



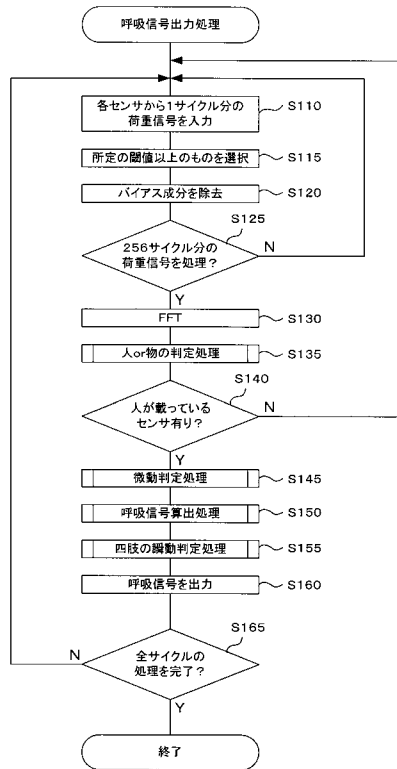
【図4】



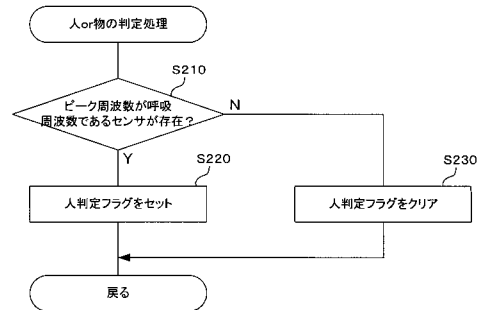
【図6】



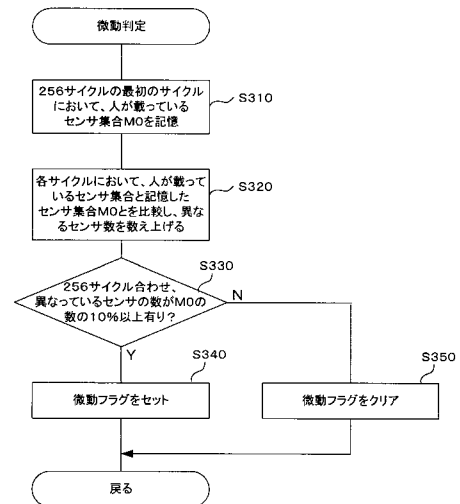
【図7】



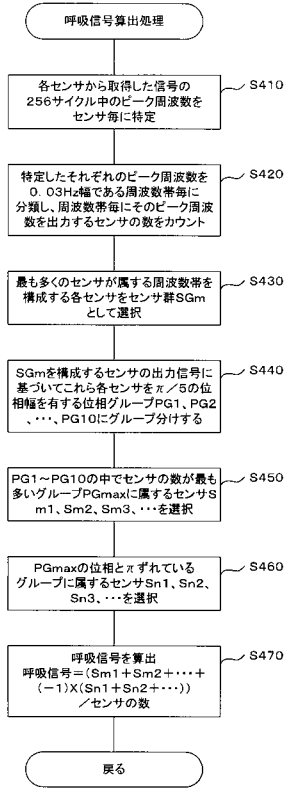
【図8】



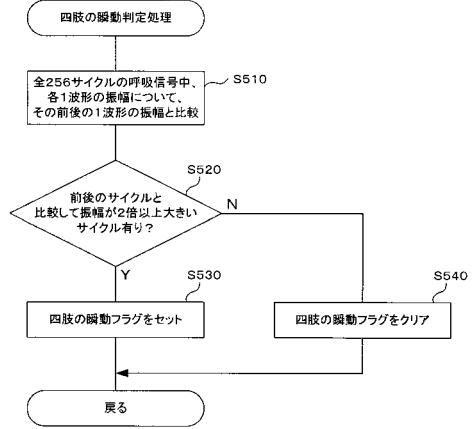
【図9】



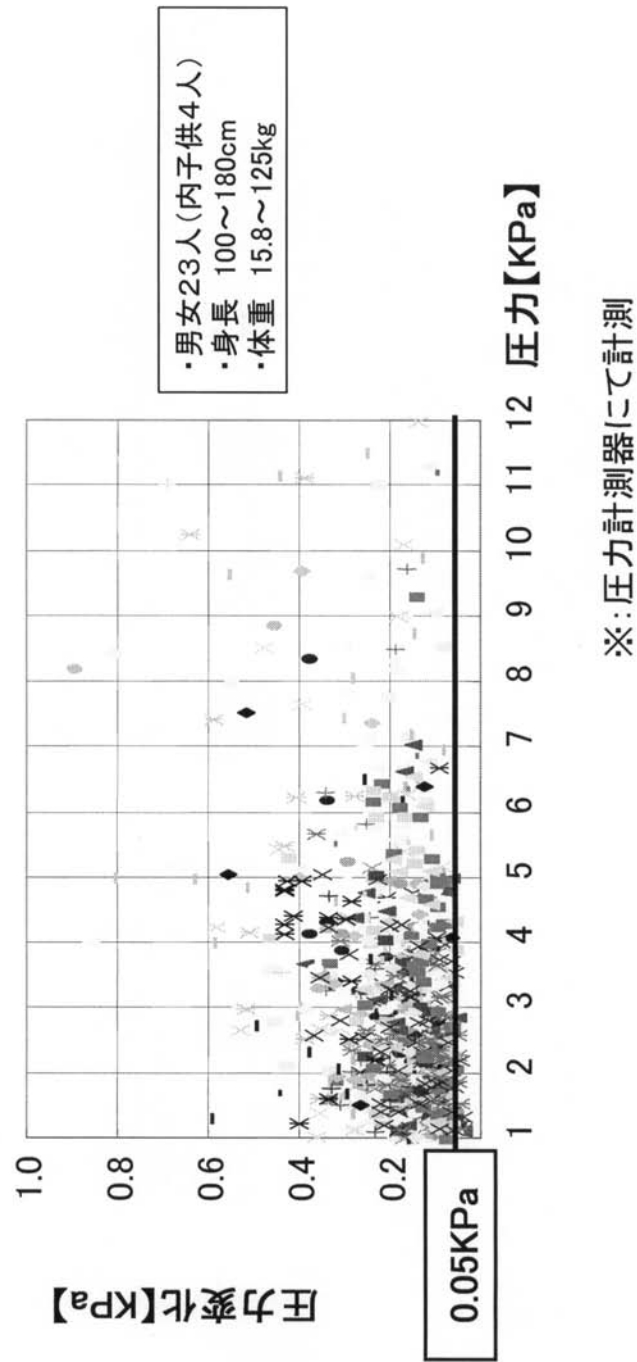
【図10】



【図11】



【図5】



フロントページの続き

審査官 荒巻 慎哉

- (56)参考文献 国際公開第03/082111(WO, A1)
特開2003-088512(JP, A)
特開2003-225210(JP, A)
特開2001-025461(JP, A)
特開2003-339652(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/00 - 5/11

专利名称(译)	呼吸监测装置		
公开(公告)号	JP4345489B2	公开(公告)日	2009-10-14
申请号	JP2004007237	申请日	2004-01-14
[标]申请(专利权)人(译)	日本电装株式会社		
申请(专利权)人(译)	Denso公司		
当前申请(专利权)人(译)	Denso公司		
[标]发明人	中谷浩人 尾崎憲幸 柳井謙一		
发明人	中谷 浩人 尾崎 憲幸 柳井 謙一		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/08 A61B5/11		
FI分类号	A61B5/00.102.A A61B5/08 A61B5/10.310.A A61B5/10.315 A61B5/11 A61B5/113		
F-TERM分类号	4C038/SS09 4C038/SV01 4C038/SX07 4C038/VA04 4C038/VB33 4C038/VC20 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XC02 4C117/XE24 4C117/XE26 4C117/XE27 4C117/XE30 4C117/XE52 4C117/XF03 4C117/XG01 4C117/XG17 4C117/XG38 4C117/XJ05 4C117/XJ07 4C117/XJ09 4C117/XJ12 4C117/XJ13 4C117/XJ17 4C117/XJ42 4C117/XJ60		
代理人(译)	足立勉		
其他公开文献	JP2005198781A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够高精度地监视（观察）睡眠者的呼吸状态的呼吸监测装置。ZOLUTION：为各个传感器指定从各个传感器获取的信号的256个周期内的峰值频率（S410）。指定的各个峰值频率被分类在规定的各个频带中，并且对于每个频带计数输出峰值频率的多个传感器（S420）。构成最大数量的传感器所属的频带的各个传感器被选择作为传感器组SGm（S430）。基于来自构成传感器组SGm的各个传感器的输出信号，将这些单独的传感器分类为具有相位宽度 $\pi/5$ 的相位组（S440）。来自传感器的输出信号被加到并平均，该传感器属于具有最大数量的传感器的相位组和来自传感器的输出信号的反相信号，该传感器属于具有与上述相位组的相位偏差 π 的组。计算呼吸信号（S450-S470）。Z

$$R_{cal} = 6 \int_1^{2.5} \left| \frac{R_v}{R_v + 10 \cdot P^{-1}} - \frac{R_v}{R_v + 10 \cdot (P + 0.05)^{-1}} \right| dp$$

$$+ 3 \int_{2.5}^5 \left| \frac{R_v}{R_v + 10 \cdot P^{-1}} - \frac{R_v}{R_v + 10 \cdot (P + 0.1)^{-1}} \right| dp$$

$$+ \int_5^{10} \left| \frac{R_v}{R_v + 10 \cdot P^{-1}} - \frac{R_v}{R_v + 10 \cdot (P + 0.2)^{-1}} \right| dp$$