

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3820811号
(P3820811)

(45) 発行日 平成18年9月13日(2006.9.13)

(24) 登録日 平成18年6月30日(2006.6.30)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B	5/145	(2006.01)	A 6 1 B	5/14	3 1 O
A 6 1 B	5/00	(2006.01)	A 6 1 B	5/00	1 O 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 O Z

請求項の数 7 (全 12 頁)

<p>(21) 出願番号 特願平11-218486 (22) 出願日 平成11年8月2日(1999.8.2) (65) 公開番号 特開2001-37742(P2001-37742A) (43) 公開日 平成13年2月13日(2001.2.13) 審査請求日 平成16年1月20日(2004.1.20)</p>	<p>(73) 特許権者 000004260 株式会社デンソー 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 (74) 代理人 100096998 弁理士 碓氷 裕彦 (72) 発明者 吉見 知久 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 (72) 発明者 西田 佳史 茨城県つくば市竹園3番地5 審査官 本郷 徹</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 呼吸器系疾患のモニタ装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

就寝時の呼吸による体動を間接的に検出する検出手段と、
 前記検出手段によって検出された体動の変化パターンから、閉塞性無呼吸時に発生する血中酸素飽和度の低下を判定する判定手段と、
 前記血中酸素飽和度の低下を報知する報知手段とを備え、
 前記呼吸による体動のレベルが所定レベル以下の状態が所定時間継続した後に、前記呼吸による体動のレベルが前記所定レベル以上に増加する体動の変化パターンが生じたときに、前記判定手段は、血中酸素飽和度の低下が生じたと判定することを特徴とする呼吸器系疾患のモニタ装置。

【請求項2】

就寝時の呼吸による体動を間接的に検出する検出手段と、
 前記検出手段によって検出された体動の変化パターンから、閉塞性無呼吸時に発生する血中酸素飽和度の低下を判定する判定手段と、
 前記血中酸素飽和度の低下を報知する報知手段とを備え、
 前記検出手段は、寝具の下、内部または表面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含み、
 前記検出手段は、前記荷重センサの内、就寝者の呼吸数に対応する周波数帯域において最も強い強度を有する呼吸体動信号を出力する荷重センサを基準センサとして選定する基準センサ選定手段と、当該基準センサが出力する呼吸体動信号と略同位相あるいは略逆位

相の少なくとも一方の呼吸体動信号を出力する荷重センサを特定する荷重センサ特定手段と、前記基準センサから出力される前記呼吸体動信号と、前記荷重センサ特定手段によって特定される荷重センサから出力される呼吸体動信号とに基づいて加算呼吸体動信号を作成する呼吸体動信号作成手段とを備えることを特徴とする呼吸器系疾患のモニタ装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の呼吸器系疾患のモニタ装置において、前記呼吸体動信号作成手段は、前記基準センサから出力される呼吸体動信号と前記略同位相の呼吸体動信号とに基づいて加算呼吸体動信号を作成する場合には、前記基準センサから出力される呼吸体動信号と前記略同位相の呼吸体動信号とを単に加算して加算混合呼吸体動信号を作成し、前記基準センサから出力される呼吸体動信号と前記略逆位相の呼吸体動信号とに基づいて加算呼吸体動信号を作成する場合には、前記基準センサから出力される呼吸体動信号と前記略逆位相の呼吸体動信号の位相を反転した位相反転信号とを加算して加算呼吸体動信号を作成することを特徴とする呼吸器系疾患のモニタ装置。

10

【請求項 4】

請求項 2 または 3 に記載の呼吸器系疾患のモニタ装置において、前記判定手段は、前記呼吸体動信号の振幅の変化パターンから血中酸素飽和度の低下を判定することを特徴とする呼吸器系疾患のモニタ装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の呼吸器系疾患のモニタ装置において、

前記判定手段は、連続的に発生する前記呼吸体動信号の複数のピーク値から、呼吸体動信号のピーク波形を生成するピーク波形生成手段と、前記呼吸体動信号のピーク波形から血中酸素飽和度の低下と相関関係を持つ略三角状の特徴波形を認識する波形認識手段とを備え、前記特徴波形の出現回数を血中酸素飽和度の低下回数として判定することを特徴とする呼吸器系疾患のモニタ装置。

20

【請求項 6】

請求項 2 または 3 に記載の呼吸器系疾患のモニタ装置において、前記呼吸体動信号に基づいて、就寝者の呼吸数を算出する呼吸数算出手段を備え、前記報知手段は、前記血中酸素飽和度の低下に加え、前記就寝者の呼吸数も報知することを特徴とする呼吸器系疾患のモニタ装置。

【請求項 7】

請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の呼吸器系疾患のモニタ装置において、前記報知手段は、前記血中酸素飽和度の低下回数を時系列的に表示することを特徴とする呼吸器系疾患のモニタ装置。

30

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、就寝時に呼吸器系疾患の状態をモニタすることができるモニタ装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

従来の、睡眠中の呼吸器系疾患の診断装置として、図 7 に示すような医療用装置 100 がある。この装置 100 では、気流センサ 101、胸部・腹部の動きセンサ 102、いびき音センサ 103、体位センサ 104、血中酸素飽和度センサ 105 を就寝者に装着する。そして、各種のセンサ 101 ~ 105 によって検出したデータをデータ記録装置 106 に記録する。

40

【0003】

記録されたデータは、データ記録装置 106 からオフラインでデータ解析装置 107 に移され、データ解析装置 107 によってそのデータを解析することにより、疾病診断される。その疾病診断では、まず、血中酸素飽和度の分布特性から診断を行い、疾病が疑われる場合には、その他のセンサによって検出されたデータに基づいて詳細な診断を行う、とい

50

う手順が取られる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

上述のように、図7に示す医療用装置100によって診断を行うには、複数のセンサ101～105を就寝者に装着する必要がある。しかし、そのような複数のセンサ101～105を睡眠時に装着することには煩わしさがあると同時に、寝返りをうつ場合などに、リード線が邪魔になったり、装着したセンサが外れてしまう等の問題があった。

【0005】

本発明は、かかる従来の問題点を鑑みてなされたもので、就寝者に直接センサを装着することなく、睡眠時の呼吸による体動から呼吸器系疾患の状態をモニタすることが可能な呼吸器系疾患のモニタ装置を提供することを目的とするものである。特に、一般家庭においても容易に呼吸器系疾患の状態をモニタでき、疾病のプライマリケアに役立つモニタ装置を提供することを目的とするものである。

10

【0006】

【課題を解決するための手段】

請求項1記載の呼吸器系疾患のモニタ装置は、就寝時の呼吸による体動を間接的に検出する検出手段と、前記検出手段によって検出された体動の変化パターンから、閉塞性無呼吸時に発生する血中酸素飽和度の低下を判定する判定手段と、前記血中酸素飽和度の低下を報知する報知手段とを備えることを特徴とする。

【0007】

20

ここで、睡眠に伴う喉筋肉の弛緩等により喉部が閉塞し、肺に酸素が供給されない閉塞性無呼吸状態においては、血中酸素飽和度が所定の低濃度レベルに到達する度に、就寝者が一時的に覚醒し、急激に喉部の閉塞が開放されて呼吸を行う、といった特徴的な呼吸パターンを示す。そして、本願発明者の検討の結果、この特徴的な呼吸パターンの発生と血中酸素飽和度の低下との間には、非常に密接な相関関係が存在することが臨床的に確認された。

【0008】

このため、請求項1記載の呼吸器系疾患のモニタ装置では、就寝時の呼吸による体動を間接的に検出し、上記特徴的な呼吸パターンに対応する体動の変化パターンから血中酸素飽和度の低下を判定するのである。これにより、就寝者に直接センサを装着することなく、血中酸素飽和度の低下現象、及びその回数を正確にモニタすることが可能となった。これにより、就寝者が自覚できない呼吸器系の健康状態の悪化を事前に知ることが可能となり、プライマリケアにより病状の悪化を未然に防ぐことも可能となる。

30

【0009】

請求項1に記載の呼吸器系疾患のモニタ装置では、前記呼吸による体動のレベルが所定レベル以下の状態が所定時間継続した後に、前記呼吸による体動のレベルが前記所定レベル以上に増加する体動の変化パターンが生じたときに、前記判定手段は、血中酸素飽和度の低下が生じたと判定することを特徴とする。

【0010】

つまり、閉塞性無呼吸状態であっても、単に酸素が肺に供給されていないだけで、就寝者の呼吸動作自体は行われている。従って、呼吸動作（横隔膜の動き）に対応する体動の変化も生じている。ただし、このときの体動の変化は所定レベル以下の小さなものである。そして、肺へ酸素が供給されないため血中酸素飽和度が低下して所定の低濃度レベルに到達すると、非常に深い呼吸動作が行われることになる。このため、このときの体動の変化レベルが非常に大きくなる。このような体動の変化パターンの発生を検出することにより、血中酸素飽和度の低下を正確に判定できる。

40

【0015】

請求項2に記載の呼吸器系疾患のモニタ装置では、前記検出手段が、前記荷重センサの内、就寝者の呼吸数に対応する周波数帯域において最も強い強度を有する呼吸体動信号を出力する荷重センサを基準センサとして選定する基準センサ選定手段と、当該基準センサ

50

が出力する呼吸体動信号と略同位相あるいは略逆位相の少なくとも一方の呼吸体動信号を出力する荷重センサを特定する荷重センサ特定手段と、前記基準センサから出力される前記呼吸体動信号と、前記荷重センサ特定手段によって特定される荷重センサから出力される呼吸体動信号とに基づいて加算呼吸体動信号を作成する呼吸体動信号作成手段とを備えることを特徴とする。

【0016】

1つのみの荷重センサから呼吸体動信号を取り出した場合、呼吸による体動ではないが、呼吸数に対応する周波数帯域に含まれる周波数での体動が生じた場合、誤って呼吸体動信号を作成してしまう恐れがある。このため、請求項5記載のモニタ装置では、複数の荷重センサから出力される呼吸体動信号に基づいて、加算呼吸体動信号を作成するのである。

10

【0017】

請求項3記載の呼吸器系疾患のモニタ装置では、前記呼吸体動信号作成手段は、前記基準センサから出力される呼吸体動信号と前記略同位相の呼吸体動信号とに基づいて加算呼吸体動信号を作成する場合には、前記基準センサから出力される呼吸体動信号と前記略同位相の呼吸体動信号とを単に加算して加算呼吸体動信号を作成し、前記基準センサから出力される呼吸体動信号と前記略逆位相の呼吸体動信号とに基づいて加算呼吸体動信号を作成する場合には、前記基準センサから出力される呼吸体動信号と前記略同位相の呼吸体動信号の位相を判定した位相反転信号とを加算して加算呼吸体動信号を作成することを特徴とする。

【0018】

20

上述の処理により、加算呼吸体動信号を作成する際の各呼吸体動信号の位相が略同一に揃えられるので、S/N比の高い呼吸体動信号を得ることができる。

【0019】

請求項4記載の呼吸器系疾患のモニタ装置では、前記判定手段は、前記呼吸体動信号の振幅の変化パターンから血中酸素飽和度の低下を判定することを特徴とする。

【0020】

呼吸体動信号は、呼吸による体動を示す信号であるため、血中酸素飽和度の低下時に生じる特徴的な呼吸パターンによる体動の変化が、呼吸体動信号の振幅の変化として表れる。このため、呼吸体動信号の振幅の変化パターンから血中酸素飽和度の低下を判定することができる。

30

【0021】

請求項5に記載の呼吸器系疾患のモニタ装置では、前記判定手段は、連続的に発生する前記呼吸体動信号の複数のピーク値から、呼吸体動信号のピーク波形を生成するピーク波形生成手段と、前記呼吸体動信号のピーク波形から血中酸素飽和度の低下と相関関係を持つ略三角状の特徴波形を認識する波形認識手段とを備え、前記特徴波形の出現回数を血中酸素飽和度の低下回数として判定することを特徴とする。

【0022】

このように、呼吸体動信号の複数のピーク値を結ぶピーク派生から血中酸素飽和度の低下と相関関係を持つ略三角状の特徴波形を認識することにより、より正確に血中酸素飽和度の低下を判定することができる。

40

【0023】

請求項6に記載の呼吸器系疾患のモニタ装置のように、前記呼吸体動信号に基づいて、就寝者の呼吸数を算出する呼吸数算出手段を備え、前記報知手段は、前記血中酸素飽和度の低下に加え、前記就寝者の呼吸数も報知しても良い。

【0024】

また、請求項7に記載の呼吸器系疾患のモニタ装置のように、前記報知手段は、前記血中酸素飽和度の低下回数を時系列的に表示するようにしても良い。

【0025】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。

50

(第1実施形態)

図1は、本発明の実施の形態としての呼吸器系疾患のモニタ装置Aを示す構成図である。図1に示すように、モニタ装置Aは、ベッド1に設置された敷き布団等の寝具10の下部に挿入されたセンサシート2、制御器3、及び就寝者の呼吸数、血中酸素飽和度の低下回数を表示を行うモニタ4とを備える。

【0026】

ベッド1は、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。センサシート2は、印加荷重に応じて電気抵抗が変化(減少)する感圧素子21を等間隔に複数個(本例では210個)シート状部材に配置したものである。つまり、各感圧素子21には、電流が通電されており、印加荷重に応じて電気抵抗が変化することにより、通電電流値が増減するので、この電流値の変化に基づいて印加荷重を各感圧素子21毎に独立して検出できるものである。

10

【0027】

制御部3は、図2に示すように、マルチプレクサ31、パラレルI/O32、A/D変換器33、及びECU34によって構成される。そして、制御部3においては、センサシート2の各感圧素子21の荷重信号をマルチプレクサ31によって順次選択していき、A/D変換器33を介してECU34に取り込む。このとき、ECU34は、パラレルI/O32を介して、入力すべき荷重信号を切り換えるためにマルチプレクサ31にスイッチング信号を与える。なお、本実施形態では、210個の感圧素子21からの荷重信号を約70Hzの周波数で繰り返しECU34に取り込む。

20

【0028】

そして、ECU34は入力された荷重信号に基づき、呼吸数、血中酸素飽和度の低下回数を算出し、その結果をモニタ部4に出力する。モニタ部4では、呼吸数及び血中酸素飽和度の低下回数を時系列的に数値あるいはグラフ表示する。

【0029】

以上のような構成により、就寝者は、特殊なセンサを身体に装着する必要がなく、自覚できない睡眠時の呼吸数、血中酸素飽和度の低下回数を起床時に日常的に確認することが可能になる。

【0030】

次に、血中酸素飽和度の低下検出原理について、図4に示す臨床データを用いて説明する。図4は、閉塞性睡眠時無呼吸症候群の患者の睡眠時の生体信号の挙動を、本実施形態によるモニタ装置A及び医療機器(鼻に取り付けた気流センサ及び指先に取り付けた血中酸素飽和度センサ)を用いて計測した結果を示している。

30

【0031】

時刻 $t_1 \sim t_2$ 間は、気流センサの信号に変化がみられず、本モニタ装置による呼吸体動信号には、横隔膜の上下移動による呼吸信号波形がみられることから、閉塞性無呼吸状態にあると推定される。この閉塞性無呼吸状態は、睡眠に伴う喉筋肉の弛緩等により、喉部が閉塞してしまい、呼吸動作(横隔膜の上下移動)を行いながらも肺に酸素が供給されない状態である。この閉塞性無呼吸状態は、血中酸素飽和度が生命維持に問題となる低濃度レベルに達するまで継続する(時刻 t_2)。

40

【0032】

血中酸素飽和度が生命維持に問題となる低濃度レベルまで低下すると、生体の生命維持機能により、一時的に覚醒状態となり、急速に喉部の閉塞状態が開放される。この時、図4から解るように、就寝者は非常に深い呼吸を行っており、気流センサの信号及び本モニタ装置における呼吸体動信号の振幅が一時的に増大する(時刻 $t_2 \sim t_3$)。

【0033】

喉部の閉塞が開放されると、僅かに遅れて血中酸素濃度は正常レベルまで回復する。しかし、再び睡眠状態に入ると閉塞性無呼吸状態に陥るため、上記の挙動を繰り返す。

【0034】

以上説明したように、本モニタ装置における呼吸体動信号の大振幅の信号が表れる回数と

50

、血中酸素飽和度の低下回数との間には、良好な相関関係がある。例えば、図5に示すように、実際に臨床試験を行った結果、血中酸素飽和度の低下回数と、呼吸体動信号の大振幅の信号の発生回数との間の相関係数は0.97であった。

【0035】

次に、本モニタ装置Aの作動を、図3の制御フローチャート及び図4の無呼吸時の生体信号の挙動を示す波形図を用いて説明する。

【0036】

本モニタ装置Aにおいては、ECU34が図3に示すフローチャートに従って呼吸数及び血中酸素飽和度の低下回数を算出し、それをモニタ4に表示させる。

【0037】

図示しない制御部3の電源回路に通電されると、ステップS0でパラレルI/O32やA/D変換器33等の周辺回路及びECU34のRAMエリア等の初期設定を行う。その後、ステップS1において、ECU34は210個の感圧素子21が出力する荷重信号を順次読み込む。

【0038】

ステップS2（ステップS21～ステップS23）では、就寝者の呼吸に伴う横隔膜の上下移動に起因する荷重分布の変化から呼吸体動信号を生成する。

【0039】

先ずステップS21において、呼吸状態に対応した特定の周波数領域を通過帯域とするバンドパスフィルタによって各感圧素子21の信号をフィルタリング処理する。その後、フィルタリング処理した各感圧素子の信号を周波数解析（以下FFT解析と呼ぶ）し、特定の周波数領域のパワースペクトルを算出し、その大きさにより、呼吸に伴う体動を検出している感圧素子21を抽出する。

【0040】

次に、ステップS22において、上記特定の周波数領域のパワースペクトルが最も大きい（すなわち、呼吸に伴う体動による荷重変化が最も大きい）信号を出力している感圧素子を、呼吸体動信号算出のための基準センサとする。

【0041】

このとき、特定の周波数領域は、就寝者の正常な呼吸状態（1分間当たり15～20回）に対応する周波数領域に、正常域を外れた呼吸状態も検出可能とするために、特定の周波数帯を付加して設定される。例えば、正常な呼吸状態に対応する周波数領域は、0.25 Hz～0.33 Hzであるが、上記特定の周波数領域は、正常域を外れた呼吸状態を検出すべく、0.15 Hz～0.55 Hz（呼吸数9～33回/min）に設定される。

【0042】

次に、ステップS23において、基準センサと各感圧素子の呼吸体動信号に関する相互相関関数を算出して、基準センサが出力する呼吸体動信号と略同位相の呼吸体動信号を出力する感圧素子を選択する。このとき、基準センサが出力する荷重信号に対し、 $\pm 1/8$ 周期内に位相差が入る信号を同位相の信号としている。そして、選択した感圧素子が出力する同位相の呼吸体動信号と、基準センサが出力する呼吸体動信号とを加算して、加算呼吸体動信号を算出する。このようにして呼吸体動信号を算出することにより、呼吸以外の体動等によるノイズの影響を排除して、呼吸状態に正確に対応した呼吸体動信号を求めることができる。

【0043】

上記処理により、9～33回/minの範囲に入る呼吸数に応じた呼吸信号が検出されるが、例えば無呼吸状態等、その範囲外の異常な呼吸数であるときには、呼吸数に対応した呼吸信号を求めることができない。

【0044】

しかし、その場合には、基準センサが特定できないか、もしくは、同位相の呼吸体動信号を加算しても加算呼吸体動信号のレベルが所定のレベルよりも低下するので、そのような状態を検出した場合には呼吸状態が異常である旨、判断する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 5 】

ここで、就寝者の呼吸に応じて、各感圧素子 1 1 の出力する呼吸体動信号の位相の関係の一例を図 6 に示す。図 6 において、呼吸に応じて変化する呼吸体動信号を出力する感圧素子が斜線及び二重線によって示されている。それら感圧素子の中で胸部右側に位置する感圧素子が基準センサとして選定されている。そして、二重線で表示される感圧素子は、基準センサの呼吸体動信号と略同位相の呼吸体動信号を出力するものであり、斜線で表示される感圧素子は略逆位相の呼吸体動信号を出力するものである。なお、略逆位相の範囲として、基準センサの呼吸体動信号との位相差が $3 / 8$ 周期 ~ $5 / 8$ 周期の範囲としている。

【 0 0 4 6 】

図 6 から明らかなように、胸部近傍に位置する感圧素子は、基準センサと略同位相の呼吸体動信号を出力し、頭部及び腹部近傍の感圧素子は、略逆位相の呼吸体動信号を出力している。従って、呼吸に応じて変化する呼吸体動信号を単に加算しただけでは、同位相及び逆位相の信号が混合されるだけであり、呼吸状態に対応した信号とはならない。

【 0 0 4 7 】

それに対して、上述したように、基準センサの呼吸体動信号と略同位相の呼吸体動信号を出力する感圧素子を選定し、選定した感圧素子の呼吸体動信号と基準センサの荷重信号とを加算すれば、呼吸状態に正確に対応した呼吸体動信号を得ることができる。

【 0 0 4 8 】

なお、基準センサの呼吸体動信号と略同位相の呼吸体動信号を出力する感圧素子に代えて、略逆位相の呼吸体動信号を出力する感圧素子を選定し、この略逆位相の呼吸体動信号の反転信号（位相を 180° ずらした信号）を基準センサの呼吸体動信号と加算することにより呼吸体動信号を算出しても良い。さらに、基準センサの呼吸体動信号に、略同位相の呼吸体動信号及び略逆位相の呼吸体動信号の反転信号の両方を加算することにより、呼吸体動信号を求めても良い。

【 0 0 4 9 】

次に、ステップ S 3 では、上述のようにして求めた呼吸体動信号に基づいて、1 分間当たりの呼吸数の算出を行う。具体的には、呼吸体動信号と呼吸判定値 t_h とを比較し、呼吸体動信号が呼吸判定値 t_h を超えた回数を呼吸数として算出する。

【 0 0 5 0 】

ステップ S 4（ステップ S 4 1 ~ ステップ S 4 3）では、ステップ S 2 で算出した呼吸体動信号を用いて血中酸素飽和度の低下回数を算出する。

【 0 0 5 1 】

まず、ステップ S 4 1 では、図 4 に拡大して示されるように、連続して発生する呼吸体動信号のピーク値を結ぶピーク波形を生成する。

【 0 0 5 2 】

呼吸体動信号は、喉部の閉塞が開放されることに同期してその振幅が大きくなる傾向がある。このため、呼吸体動信号のピーク値を結ぶピーク波形は、血中酸素飽和度の低下と相関関係を持ち、喉部の閉塞が開放されるタイミングで略三角形になるという特徴を有する。

【 0 0 5 3 】

このため、ステップ S 4 2 では、呼吸体動信号のピーク値を結ぶピーク波形の認識処理を行い、上記略三角形の波形が出現したか否かを判定する。

【 0 0 5 4 】

ステップ S 4 3 では、ステップ S 4 2 における判定の結果、上記略三角形の波形が出現したと判定された回数を計数し、それを血中酸素飽和度低下回数とする。

【 0 0 5 5 】

ステップ S 5 では、ステップ S 3 及びステップ S 4 において算出された呼吸数及び血中酸素飽和度の低下回数をモニタ 4 に数値あるいはグラフにより時系列表示する。

（他の実施形態）

10

20

30

40

50

上記第1の実施形態では、基準センサの呼吸体動信号と略同位相の呼吸体動信号を出力する感圧素子を選定し、それらの呼吸体動信号を加算することにより加算呼吸体動信号を算出した。

【0056】

しかし、基準センサの呼吸体動信号と略同位相の呼吸体動信号を出力する感圧素子に代えて、略逆位相の呼吸体動信号を出力する感圧素子を選定し、この略逆位相の呼吸体動信号の反転信号（位相を180°ずらした信号）を基準センサの呼吸体動信号と加算することにより呼吸体動信号を算出しても良い。さらに、基準センサの呼吸体動信号に、略同位相の呼吸体動信号及び略逆位相の呼吸体動信号の反転信号の両方を加算することにより、呼吸体動信号を求めても良い。

10

【0057】

荷重センサは、感圧方式に限定されるものではなく、例えば静電容量式センサや歪みゲージ等、寝具の複数箇所の局所荷重が検出できるセンサであれば使用可能である。また、センサの個数も210個に限定されず、任意に増減可能である。さらに、比較的広い荷重検出領域をもつように荷重センサを構成すれば、単一の荷重センサの出力信号から呼吸体動信号を求めても良い。

【0058】

呼吸数及び血中酸素飽和度の低下回数を専用のモニタ4に表示する例について説明したが、例えばテレビ画面に専用のウインドウを設定して、そのウインドウ内に表示する等、既存の製品を利用して表示を行っても良い。また、呼吸数及び血中酸素飽和度の低下回数を記憶媒体に記憶させておき、医師による診断データとして利用しても良い。さらに、その診断データを公衆回線を利用して病院等に送信しても良い。

20

【0059】

上記第1実施形態では、呼吸体動信号のピーク値を結ぶピーク波形を生成し、そのピーク波形において、血中酸素飽和度の低下に同期して生じる特徴波形を認識することにより、血中酸素飽和度の低下回数を算出した。このような波形認識処理を行うことにより、血中酸素飽和度の低下回数の検出精度を向上することができる。しかし、そのような波形認識処理以外によっても、その特徴波形の出現を検出することは可能である。例えば、呼吸体動信号のピーク値が第1の所定値以下の状態が所定時間継続した後に、そのピーク値が第2の所定値（第1の所定値）以上に増加する変化パターンが生じたことを検出して、血中酸素飽和度の低下が生じたと判定しても良い。

30

【0060】

つまり、閉塞性無呼吸状態であっても、単に酸素が肺に供給されていないだけで、就寝者の呼吸動作自体は行われている。従って、呼吸動作（横隔膜の移動）に対応する体動の変化があり、それによって呼吸体動信号も算出される。ただし、このときの体動の変化は小さいので、呼吸体動信号の振幅（ピーク値）も小さい。そして、肺へ酸素が供給されないため血中酸素飽和度が低下して所定の低濃度レベルに到達すると、非常に深い呼吸動作が行われることになる。このため、このときの深い呼吸動作によって大きな体動の変化が生じるので、呼吸体動信号の振幅（ピーク値）も大きくなる。このような呼吸体動信号の変化パターンの発生を検出することにより、血中酸素飽和度の低下を正確に判定できる。

40

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1実施形態における呼吸器系疾患のモニタ装置の概略図である。

【図2】図1に示す呼吸器系疾患のモニタ装置における、回路構成を示すブロック図である。

【図3】図1に示すモニタ装置において実行される制御の流れを示すフローチャートである。

【図4】閉塞性無呼吸時における生体信号の挙動を示す波形図である。

【図5】血中酸素飽和度の低下回数と、大振幅の呼吸体動信号の発現回数との相関関係を示すグラフである。

【図6】就寝者の呼吸に応じて各感圧素子が出力する信号の位相の関係を示す説明図であ

50

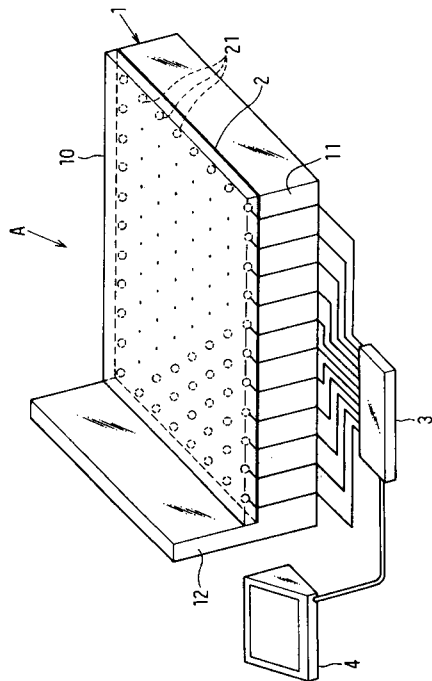
る。

【図7】従来の呼吸器系疾患をモニタする装置の概略構成を示すブロック図である。

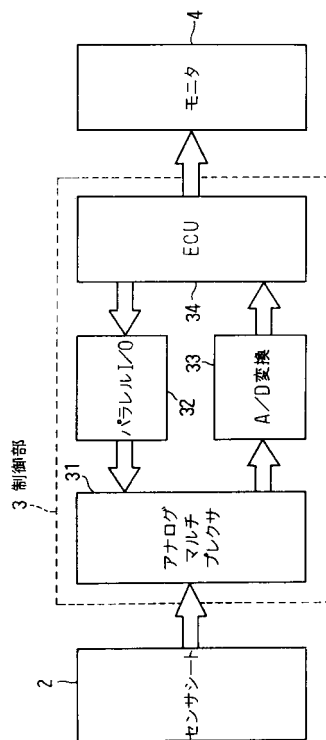
【符号の説明】

- A ...呼吸器系疾患のモニタ装置
- 2 ...センサシート
- 3 ...制御部
- 4 ...モニタ
- 2 1 ...感圧素子

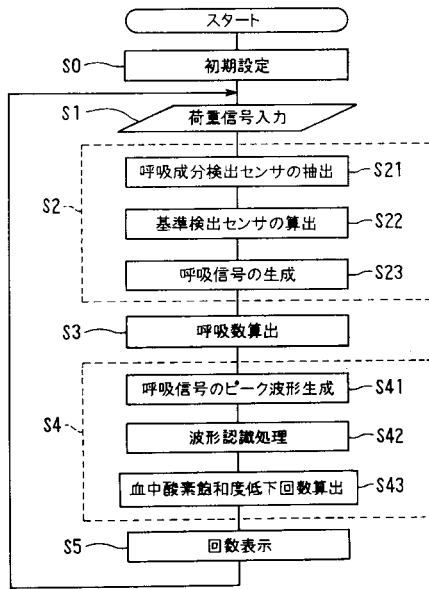
【図1】



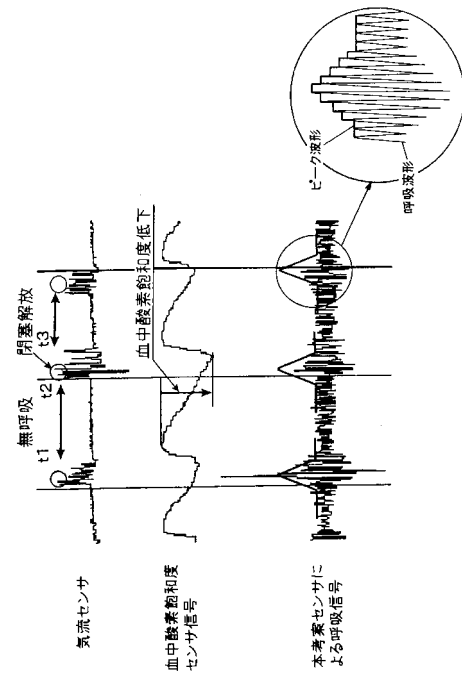
【図2】



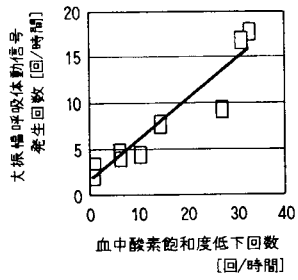
【 図 3 】



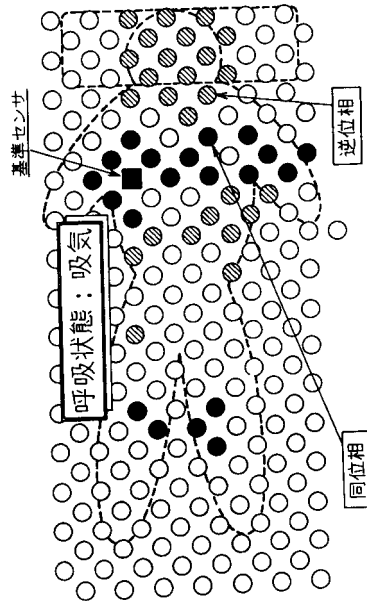
【 図 4 】



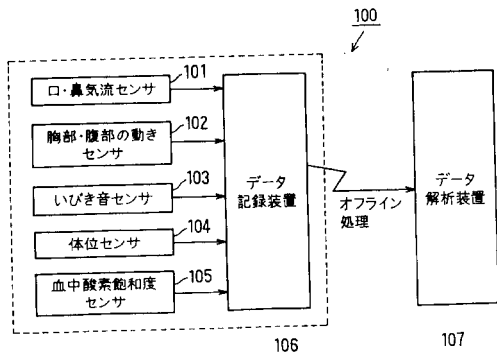
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平08 - 131421 (JP, A)
特開平05 - 253211 (JP, A)
特表平11 - 504840 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/145
A61B 5/00
A61B 5/08
A61B 5/11