

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-60710

(P2017-60710A)

(43) 公開日 平成29年3月30日(2017.3.30)

| (51) Int.Cl.                    | F I                  | テーマコード (参考) |
|---------------------------------|----------------------|-------------|
| <b>A 6 1 B</b> 5/00 (2006.01)   | A 6 1 B 5/00 1 0 2 A | 4 C 0 1 7   |
| <b>A 6 1 B</b> 5/11 (2006.01)   | A 6 1 B 5/10 3 1 0 A | 4 C 0 3 8   |
| <b>A 6 1 B</b> 5/08 (2006.01)   | A 6 1 B 5/08 7 1 1 Z | 4 C 1 1 7   |
| <b>A 6 1 B</b> 5/0245 (2006.01) | A 6 1 B 5/02 7 1 0 A |             |
| 審査請求 未請求 請求項の数 21 O L (全 44 頁)  |                      |             |

(21) 出願番号 特願2015-189029 (P2015-189029)  
 (22) 出願日 平成27年9月26日 (2015.9.26)

特許法第30条第2項適用申請有り (1) 展示日  
 平成27年(2015年)07月15日~17日 (2)  
 ) 展示会名 国際モダンホスピタルショウ2015  
 (3) 主催者名 一般社団法人日本病院会 一般社団  
 法人日本経営協会 (4) 開催場所 東京ビッグサイ  
 ト(東京都江東区有明3-11-11) (5) 公開  
 者 株式会社メディカルプロジェクト (6) 出品  
 内容 株式会社メディカルプロジェクトは、国際モダン  
 ホスピタルショウ2015にて、小林信明、福島利博、  
 水口隼也、中山洋、岡田慶雄、白井圭、三浦清が発明し  
 た「生体情報監視システム」を公開した。

(71) 出願人 599135178  
 株式会社 メディカル プロジェクト  
 静岡県静岡市葵区大鋸町1番地の12  
 (71) 出願人 000154196  
 株式会社富士セラミックス  
 静岡県富士宮市山宮2320-11  
 (71) 出願人 590002389  
 静岡県  
 静岡県静岡市葵区追手町9番6号  
 (74) 代理人 100092842  
 弁理士 島野 美伊智  
 (74) 代理人 100166578  
 弁理士 鳥居 芳光

最終頁に続く

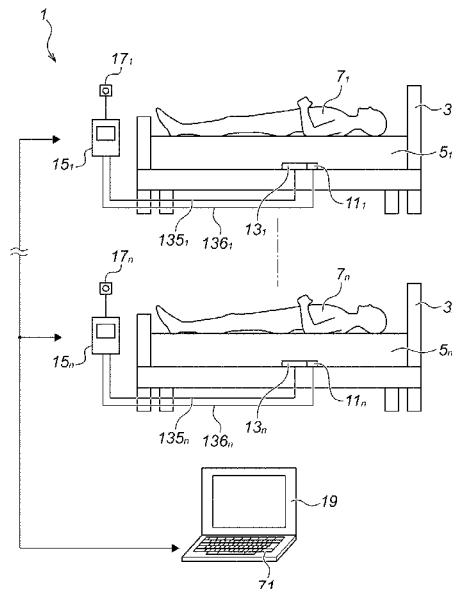
(54) 【発明の名称】 生体情報監視システム

## (57) 【要約】

【課題】 離床センサ及び生体情報収集シートからの信号に基づいて、呼吸数や心拍・脈拍数並びにそれら波形等の生体情報をより正確に得ようとした上で、死亡、発作、離床の重要事象をウェイト付けし、これら重要事象を迅速且つ誤判定少なく判別して警報できるように工夫した生体情報監視システムを提供すること。

【解決手段】 マットレスの下に設置される離床センサと、マットレスの下に設置される生体情報収集シートと、離床センサからの信号及び生体情報収集シートからの信号に基づいて使用者の離床/在床と生体情報を監視する監視装置とからなる生体情報監視システムにおいて、監視装置は離床センサからの信号に基づいて使用者の離床/在床を判定し、生体情報収集シートからの混在信号に基づいて重要事象の有無を判定し、在床且つ重要事象無しと判定した場合に上記生体情報収集シートからの混在信号を演算処理して得られた各種生体情報を報知するもの。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

使用者が横たわるマットレスの下に設置される離床センサと、  
上記マットレスの下に設置される生体情報収集シートと、  
上記離床センサからの信号及び上記生体情報収集シートからの信号に基づいて上記使用者の離床 / 在床と生体情報を監視する監視装置と、  
からなる生体情報監視システムにおいて、  
上記監視装置は、上記離床センサからの信号に基づいて上記使用者の離床 / 在床を判定すると共に、上記生体情報収集シートからの混在信号に基づいて重要事象の有無を判定し、在床且つ重要事象無しと判定した場合に上記生体情報収集シートからの混在信号を演算処理して得られた各種生体情報を報知するものであることを特徴とする生体情報監視システム。

10

**【請求項 2】**

請求項 1 記載の生体情報監視システムにおいて、  
上記離床 / 在床の判定は、上記離床センサのオン / オフ信号の内、オフ信号を検出している離床検出時間が所定の誤検知防止時間を超えた場合に離床判定するものであることを特徴とする生体情報監視システム。

**【請求項 3】**

請求項 1 又は請求項 2 記載の生体情報監視システムにおいて、  
上記重要事象の有無の判定は心肺停止判定と体動判定であり、上記心肺停止判定は混在信号において設定した閾値以上が一定時間内に所定の回数以下しかカウントされない状態が所定の時間継続することを検知して判定するものであり、上記体動判定は混在信号において設定した閾値以上が一定時間内に所定の回数以上カウントされる状態が所定の時間継続することを検知して判定するものであることを特徴とする生体情報監視システム。

20

**【請求項 4】**

請求項 1 ~ 請求項 3 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、  
上記監視装置は、在床且つ重要事象無しと判定された場合に、上記生体情報収集シートからの混在信号をフィルタ処理して呼吸波形を得て、該呼吸波形から呼吸数を演算算出し、該呼吸数が所定の正常呼吸範囲内であれば該呼吸数を報知し、正常呼吸数範囲外であれば呼吸異常であると判定すると共に、  
上記生体情報シートからの混在信号をフィルタ処理して脈拍波形を得て、該脈拍波形から脈拍数を演算算出し、該脈拍数が所定の正常脈拍数範囲内であれば該脈拍数を報知し、正常脈拍数範囲外であれば脈拍異常と判定するものであることを特徴とする生体情報監視システム。

30

**【請求項 5】**

請求項 1 ~ 請求項 4 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、  
上記監視装置は、離床 / 在床、心肺停止、体動、呼吸、脈拍の各判定に基づき、離床 / 在床、心肺停止、体動、呼吸及び脈拍の順に異常の警報を出力し、上位の警報を出力した場合には下位の警報を出力しないことを特徴とする生体情報監視システム。

**【請求項 6】**

請求項 5 記載の生体監視システムにおいて、  
上記離床 / 在床の警報に際しては、それより下位の警報を抑制する処理を行なうことにより、上位の警報を出力した場合には下位の警報を出力しないようにしたことを特徴とする生体情報監視システム。

40

**【請求項 7】**

請求項 6 記載の生体情報監視システムにおいて、  
上記心肺停止、体動、呼吸、脈拍の警報に際しては、それぞれ処理時間を所定値に設定することにより、上位の警報を出力した場合には下位の警報を出力しないようにしたことを特徴とする生体情報監視システム。

**【請求項 8】**

50

請求項 1 ~ 請求項 7 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、  
上記監視装置は、更に無呼吸判別を行うものであることを特徴とする生体情報監視システム。

【請求項 9】

請求項 8 記載の生体情報監視システムにおいて、  
上記無呼吸判定は所定の時間内において上記混在信号に所定の閾値以上の振幅を有する信号が出現する頻度に基づいて行われるものであることを特徴とする生体情報監視システム。

【請求項 10】

請求項 1 ~ 請求項 9 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、  
上記離床 / 在床の判定は、上記離床センサのオン / オフ信号の内、オフ信号を検出している離床検出時間が所定の誤検知防止時間を超えた場合でも離床判定せずに、オフ信号を検出している離床検出時間が所定の連続離床時間を超えた場合に連続離床異常と判定するものであることを特徴とする生体情報監視システム。

10

【請求項 11】

請求項 1 ~ 請求項 9 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、  
上記離床 / 在床の判定は、上記離床センサのオン / オフ信号の内、オフ信号を検出している離床検出時間が所定の誤検知防止時間を超えた場合に離床判定するものであると共に、上記離床センサのオン / オフ信号のオン信号を検出している在床検出時間が所定の連続在床時間を超えた場合に連続在床異常と判定するものであることを特徴とする生体情報監視システム。

20

【請求項 12】

請求項 1 ~ 請求項 9 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、  
上記離床 / 在床の判定は、上記離床センサのオン / オフ信号の内、オフ信号を検出している離床検出時間が所定の誤検知防止時間を超えた場合でも離床判定せずに、オフ信号を検出している離床検出時間が所定の連続離床時間を超えた場合に連続離床異常と判定するものであるとともに、上記離床センサのオン / オフ信号のオン信号を検出している在床検出時間が所定の連続在床時間を超えた場合に連続在床異常と判定するものであることを特徴とする生体情報監視システム。

【請求項 13】

請求項 11 記載の生体情報監視システムにおいて、  
上記離床判定に関して報知の有無を選択可能に構成したことを特徴とする生体情報監視システム。

30

【請求項 14】

請求項 1 ~ 請求項 13 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、  
上記監視装置は上記マットレスの近傍に設置されたコントロール装置及び又は遠隔配置されたホストコンピュータであることを特徴とする生体情報監視システム。

【請求項 15】

請求項 14 記載の生体情報監視システムにおいて、  
上記マットレスは複数あって、上記コントロール装置も各マットレスに対応して各設置されており、  
それら全てのコントロール装置が遠隔配置された 1 台のホストコンピュータにつながっていることを特徴とする生体情報監視システム。

40

【請求項 16】

請求項 15 記載の生体情報監視システムにおいて、  
上記コントロール装置により上記生体情報を得て報知するとともに、上記遠隔配置された 1 台のホストコンピュータによって、上記各コントロール装置における各種生体情報の概要の一覧表示と特定の 1 台のコントロール装置における各種生体情報の詳細表示とを切替表示することを特徴とする生体情報監視システム。

【請求項 17】

50

請求項 1 ~ 請求項 16 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、

上記離床センサは、平行に設置された一対の板状部材と、上記一対の板状部材の間に設けられた弾性支持部材と、上記一対の板状部材の間に設置され該一対の板状部材を介して選択的に押圧される離床検出スイッチと、から構成されることを特徴とする生体情報監視システム。

【請求項 18】

請求項 17 記載の生体情報監視システムにおいて、

上記離床検出スイッチには、上記板状部材と当接される突起が設けられていることを特徴とする生体情報監視システム。

【請求項 19】

請求項 17 記載の生体情報監視システムにおいて、

上記離床検出スイッチの突起と上記板状部材との間には所定の隙間が設けられていることを特徴とする生体情報監視システム。

【請求項 20】

請求項 1 ~ 請求項 19 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、

上記生体情報収集シートは、複数の空気室が設けられ内部が連通していて全体としてシート状に設けられた袋体と、上記空気室に設けられセンサ及び該センサからの信号を増幅する回路を基板上に設けてなるセンサモジュールとから構成されることを特徴とする生体情報監視システム。

【請求項 21】

請求項 20 記載の生体情報監視システムにおいて、

上記生体情報収集シートの使用者側の面には板状の押圧部材が設置されていることを特徴とする生体情報監視システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば、介護ベッド等のマットレス上に横たわっている使用者（被介護者）の離床／在床を検知するとともに、呼吸、心拍、脈拍等の生体情報を収集し、異常事象と判別した場合にこれを報知する生体情報監視システムに係り、特に、死亡、発作等の重要事象を、迅速に且つ誤判定少なく警報できるように工夫したものに關する。

【0002】

介護ベッド上の使用者の離床／在床を検知するとともに呼吸、心拍、脈拍等の生体情報を収集し、異常を検知して報知する生体情報監視システムの構成を開示するものとして、例えば、特許文献 1 に記載された「就寝状態監視装置」や、特許文献 2 に記載された「生体情報を収集し伝達する装置」がある。

上記特許文献 1 に記載された「就寝状態監視装置」であるが、まず、寝台の上に硬質シートが設置されており、この硬質シートの上に弾性を有するクッションシートが設置されている。上記硬質シートと上記クッションシートの間に圧力検出チューブと離床センサが設置されている。上記クッションシートの上には被験者が横たわっている。

【0003】

上記圧力検出チューブ内には空気が封入されていて、コンデンサマイクロフォンからなる微差圧センサが設置されている。この微差圧センサによって、上記被験者による上記圧力検出チューブ内の圧力変化を検出する。

【0004】

上記微差圧センサには信号整形部が接続されており、この信号整形部によって、上記微差圧センサから出力された信号が増幅された後、生体信号の強度測定に必要な範囲の周波数成分が取り出される。

上記信号整形部には自動利得制御部が接続されている。この自動利得制御部によって、上記信号整形部から出力された信号を所定の信号レベルの範囲になるように調整するゲイン制御が行われる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 5 】

上記自動利得制御部には体動検出演算部が接続されていて、この体動検出演算部によって、上記自動利得制御部から出力された信号が所定の上限値を超える時間を監視して体動を検出する。

## 【 0 0 0 6 】

上記自動利得制御部には信号強度演算部が接続されていて、上記ゲイン制御によらない信号強度を算出する。

## 【 0 0 0 7 】

上記離床センサ、上記自動利得制御部、上記体動検出演算部、上記信号強度演算部には就寝状態判定制御部が接続されている。この就寝状態判定制御部によって、上記離床センサ、上記自動利得制御部、上記体動検出演算部、上記信号強度演算部からの信号に基づいて、上記被験者の生体信号の有無や在床 / 離床の判定が行われる。

10

また、被験者の死亡、発作等の重要事象の有無については、上記生体信号を演算処理して得られた演算処理信号に基づいて判断している。

## 【 0 0 0 8 】

次に、特許文献 2 に記載された「生体情報を収集し伝達する装置」であるが、まず、マットレスが敷かれたベッドがあり、上記マットレスの上に被験者が横たわっている。上記マットレスと上記ベッドの間には、圧力センサが設置されたマットが設置されている。上記マットは、上記被験者の頭部側、胸部側、腰部側にそれぞれ設置されている。

## 【 0 0 0 9 】

20

上記マットレスに設置された圧力センサは、圧電素子からなり、上記被験者の動きを電圧に変換し、生体情報信号を出力する。この生体情報信号は、増幅器によって増幅された後、第 1 の B P F ( バンドパスフィルタ ) 回路によって処理される。これにより、上記生体情報信号から体動信号が抽出される。

## 【 0 0 1 0 】

上記第 1 の B P F ( バンドパスフィルタ ) 回路には、第 2 の B P F ( バンドパスフィルタ ) 回路を介して呼吸数演算回路が接続されるとともに、第 3 の B P F ( バンドパスフィルタ ) 回路を介して心拍数演算回路が接続されている。上記体動信号を上記呼吸数演算回路で処理することにより、上記被験者の呼吸数を得ることができる。また、上記体動信号を上記心拍数演算回路で処理することにより、上記被験者の心拍数を得ることができる。

30

また、上記第 1 の B P F ( バンドパスフィルタ ) 回路には、離床等判断回路が接続されており、これにより、上記被験者の体動や上記ベッドから離床したか否かの判別が行われる。

## 【 0 0 1 1 】

また、上記呼吸数演算回路、上記心拍数演算回路、及び、上記離床等判断回路には、警報回路が接続されている。この警報回路は、呼吸数、心拍数、及び、離床 / 在床の状態等に基づいて警報を発する。

また、特許文献 2 に記載された発明の場合も、被験者の死亡、発作等の重要事象の有無については、上記生体信号を演算処理して得られた演算処理信号に基づいて判断している。

40

## 【 先行技術文献 】

## 【 特許文献 】

## 【 0 0 1 2 】

【 特許文献 1 】 特許第 4 0 1 3 1 9 5 号 公 報

【 特許文献 2 】 特許第 5 2 1 0 2 6 4 号 公 報

## 【 発明の概要 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 1 3 】

しかしながら上記従来の構成によると次のような問題があった。

50

まず、特許文献 1 に記載された「就寝状態監視装置」では、死亡、発作等の重要事象の判定を、微差圧センサから出力された信号を信号整形部等で処理した後行っているため、死亡、発作等の重要事象の発見が遅れてしまうという問題があった。

このことは、特許文献 2 に記載された「生体情報を収集し伝達する装置」の場合も同様である。

なお、死亡、発作が重要事象であることは誰の目にも明らかであるが、離床 / 在床を検知することも、使用者の状態によっては、それらに劣らず重要な事象となる。例えば、足腰の弱った使用者がベッドから離れようとした場合には、その後の転倒事故による骨折等が危惧され、介護士は直ちに駆け付ける必要があるが、その一方で、安全サイドでの甘い報知が行えるようであると、誤報知も多くなって介護士への負担は多大なものとなってしまふ。他方、呼吸数・脈拍数は現在の状態をより良く知る上では正確であるに越したことはないが、それが平常値以内であれば、実は、それら数値の多少の誤差・変動は、上記重要事象に比べて問題は少ない。

#### 【 0 0 1 4 】

本発明は、このような点に基づいてなされたもので、その目的とするところは、離床センサ及び生体情報収集シートからの信号に基づいて、呼吸数や心拍・脈拍数並びにそれら波形等の生体情報をより正確に得ようとした上で、死亡、発作、離床の重要事象をウェイト付けし、これら重要事象を迅速且つ誤判定少なく判別して警報できるように工夫した生体情報監視システムを提供することにある。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【 0 0 1 5 】

上記課題を解決するべく請求項 1 に記載された生体情報監視システムは、使用者が横たわるマットレスの下に設置される離床センサと、上記マットレスの下に設置される生体情報収集シートと、上記離床センサからの信号及び上記生体情報収集シートからの信号に基づいて上記使用者の離床 / 在床と生体情報を監視する監視装置と、からなる生体情報監視システムにおいて、上記監視装置は、上記離床センサからの信号に基づいて上記使用者の離床 / 在床を判定すると共に、上記生体情報収集シートからの混在信号に基づいて重要事象の有無を判定し、在床且つ重要事象無しと判定した場合に上記生体情報収集シートからの混在信号を演算処理して得られた各種生体情報を報知するものであることを特徴とするものである。

又、請求項 2 に記載された生体情報監視システムは、請求項 1 記載の生体情報監視システムにおいて、上記離床 / 在床の判定は、上記離床センサのオン / オフ信号の内、オフ信号を検出している離床検出時間が所定の誤検知防止時間を超えた場合に離床判定するものであることを特徴とするものである。

又、請求項 3 に記載された生体情報監視システムは、請求項 1 又は請求項 2 記載の生体情報監視システムにおいて、上記重要事象の有無の判定は心肺停止判定と体動判定であり、上記心肺停止判定は混在信号において設定した閾値以上が一定時間内に所定の回数以下しかカウントされない状態が所定の時間継続することを検知して判定するものであり、上記体動判定は混在信号において設定した閾値以上が一定時間内に所定の回数以上カウントされる状態が所定の時間継続することを検知して判定するものであることを特徴とするものである。

又、請求項 4 に記載された生体情報監視システムは、請求項 1 ~ 請求項 3 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、上記監視装置は、在床且つ重要事象無しと判定された場合に、上記生体情報収集シートからの混在信号をフィルタ処理して呼吸波形を得て、該呼吸波形から呼吸数を演算算出し、該呼吸数が所定の正常呼吸範囲内であれば該呼吸数を報知し、正常呼吸数範囲外であれば呼吸異常であると判定すると共に、上記生体情報シートからの混在信号をフィルタ処理して脈拍波形を得て、該脈拍波形から脈拍数を演算算出し、該脈拍数が所定の正常脈拍数範囲内であれば該脈拍数を報知し、正常脈拍数範囲外であれば脈拍異常と判定するものであることを特徴とするものである。

又、請求項 5 に記載された生体情報監視システムは、請求項 1 ~ 請求項 4 の何れかに記

載の生体情報監視システムにおいて、上記監視装置は、離床／在床、心肺停止、体動、呼吸、脈拍の各判定に基づき、離床／在床、心肺停止、体動、呼吸及び脈拍の順に異常の警報を出力し、上位の警報を出力した場合には下位の警報を出力しないことを特徴とするものである。

又、請求項 6 に記載された生体情報監視システムは、請求項 5 記載の生体監視システムにおいて、上記離床／在床の警報に際しては、それより下位の警報を抑制する処理を行なうことにより、上位の警報を出力した場合には下位の警報を出力しないようにしたことを特徴とするものである。

又、請求項 7 に記載された生体情報監視システムは、請求項 6 記載の生体情報監視システムにおいて、上記心肺停止、体動、呼吸、脈拍の警報に際しては、それぞれ処理時間を所定値に設定することにより、上位の警報を出力した場合には下位の警報を出力しないようにしたことを特徴とするものである。

又、請求項 8 に記載された生体情報監視システムは、請求項 1 ～ 請求項 7 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、上記監視装置は、更に無呼吸判別を行うものであることを特徴とするものである。

又、請求項 9 に記載された生体情報監視システムは、請求項 8 記載の生体情報監視システムにおいて、上記無呼吸判定は所定の時間内において上記混在信号に所定の閾値以上の振幅を有する信号が出現する頻度に基づいて行われるものであることを特徴とするものである。

又、請求項 10 に記載された生体情報監視システムは、請求項 1 ～ 請求項 9 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、上記離床／在床の判定は、上記離床センサのオン／オフ信号の内、オフ信号を検出している離床検出時間が所定の誤検知防止時間を超えた場合でも離床判定せずに、オフ信号を検出している離床検出時間が所定の連続離床時間を超えた場合に連続離床異常と判定するものであることを特徴とするものである。

又、請求項 11 に記載された生体情報監視システムは、請求項 1 ～ 請求項 9 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、上記離床／在床の判定は、上記離床センサのオン／オフ信号の内、オフ信号を検出している離床検出時間が所定の誤検知防止時間を超えた場合に離床判定するものであると共に、上記離床センサのオン／オフ信号のオン信号を検出している在床検出時間が所定の連続在床時間を超えた場合に連続在床異常と判定するものであることを特徴とするものである。

又、請求項 12 に記載された生体情報監視システムは、請求項 1 ～ 請求項 9 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、上記離床／在床の判定は、上記離床センサのオン／オフ信号の内、オフ信号を検出している離床検出時間が所定の誤検知防止時間を超えた場合でも離床判定せずに、オフ信号を検出している離床検出時間が所定の連続離床時間を超えた場合に連続離床異常と判定するものであるとともに、上記離床センサのオン／オフ信号のオン信号を検出している在床検出時間が所定の連続在床時間を超えた場合に連続在床異常と判定するものであることを特徴とするものである。

又、請求項 13 に記載された生体情報監視システムは、請求項 11 記載の生体情報監視システムにおいて、上記離床判定に関して報知の有無を選択可能に構成したことを特徴とするものである。

又、請求項 14 に記載された生体情報監視システムは、請求項 1 ～ 請求項 13 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、上記監視装置は上記マットレスの近傍に設置されたコントロール装置及び又は遠隔配置されたホストコンピュータであることを特徴とするものである。

又、請求項 15 に記載された生体情報監視システムは、請求項 14 記載の生体情報監視システムにおいて、上記マットレスは複数あって、上記コントロール装置も各マットレスに対応して各設置されており、それら全てのコントロール装置が遠隔配置された 1 台のホストコンピュータにつながっていることを特徴とするものである。

又、請求項 16 に記載された生体情報監視システムは、請求項 15 記載の生体情報監視システムにおいて、上記コントロール装置により上記生体情報を得て報知するとともに、

10

20

30

40

50

上記遠隔配置された１台のホストコンピュータによって、上記各コントロール装置における各種生体情報の概要の一覧表示と特定の１台のコントロール装置における各種生体情報の詳細表示とを切替表示することを特徴とするものである。

又、請求項１７に記載された生体情報監視システムは、請求項１～請求項１６の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、上記離床センサは、平行に設置された一对の板状部材と、上記一对の板状部材の間に設けられた弾性支持部材と、上記一对の板状部材の間に設置され該一对の板状部材を介して選択的に押圧される離床検出スイッチと、から構成されることを特徴とするものである。

又、請求項１８に記載された生体情報監視システムは、請求項１７記載の生体情報監視システムにおいて、上記離床検出スイッチには、上記板状部材と当接される突起が設けら

10

れていることを特徴とするものである。

又、請求項１９に記載された生体情報監視システムは、請求項１７記載の生体情報監視システムにおいて、上記離床検出スイッチの突起と上記板状部材との間には所定の隙間が設けられていることを特徴とするものである。

又、請求項２０に記載された生体情報監視システムは、請求項１～請求項１９の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、上記生体情報収集シートは、複数の空気室が設けられ内部が連通して全体としてシート状に設けられた袋体と、上記空気室に設けられセンサ及び該センサからの信号を増幅する回路を基板上に設けてなるセンサモジュールとから構成されることを特徴とするものである。

又、請求項２１に記載された生体情報監視システムは、請求項２０記載の生体情報監視システムにおいて、上記生体情報収集シートの使用者側の面には板状の押圧部材が設置されていることを特徴とするものである。

20

#### 【発明の効果】

#### 【００１６】

以上述べたように本発明の請求項１記載の生体情報監視システムによると、上記課題を解決するべく請求項１に記載された生体情報監視システムは、使用者が横たわるマットレスの下に設置される離床センサと、上記マットレスの下に設置される生体情報収集シートと、上記離床センサからの信号及び上記生体情報収集シートからの信号に基づいて上記使用者の離床／在床と生体情報を監視する監視装置と、からなる生体情報監視システムにおいて、上記監視装置は、上記離床センサからの信号に基づいて上記使用者の離床／在床を判定すると共に、上記生体情報収集シートからの混在信号に基づいて重要事象の有無を判定し、在床且つ重要事象無しと判定した場合に上記生体情報収集シートからの混在信号を演算処理して得られた各種生体情報を報知するものであるので、呼吸数や心拍・脈拍数並びにそれら波形等の生体情報をより正確に得ることができるとは勿論のこと、死亡や発作、離床の重要事象を、迅速、且つ、誤判定少なく判定して警報できるようになった。

30

又、請求項２に記載された生体情報監視システムによると、請求項１記載の生体情報監視システムにおいて、上記離床／在床の判定は、上記離床センサのオン／オフ信号の内、オフ信号を検出している離床検出時間が所定の誤検知防止時間を超えた場合に離床判定するものであるので、誤判定少なく離床を判定して警報できる。

又、請求項３に記載された生体情報監視システムによると、請求項１又は請求項２記載の生体情報監視システムにおいて、上記重要事象の有無の判定は心肺停止判定と体動判定であり、上記心肺停止判定は混在信号において設定した閾値以上が一定時間内に所定の回数以下しかカウントされない状態が所定の時間継続することを検知して判定するものであり、上記体動判定は混在信号において設定した閾値以上が一定時間内に所定の回数以上カウントされる状態が所定の時間継続することを検知して判定するものであるので、この場合も誤判定少なく心肺停止と体動異常を判定して警報できる。

40

又、請求項４に記載された生体情報監視システムによると、請求項１～請求項３の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、上記監視装置は、在床且つ重要事象無しと判定された場合に、上記生体情報収集シートからの混在信号をフィルタ処理して呼吸波形を得て、該呼吸波形から呼吸数を演算算出し、該呼吸数が所定の正常呼吸範囲内であれば該

50

呼吸数を報知し、正常呼吸数範囲外であれば呼吸異常であると判定すると共に、上記生体情報シートからの混在信号をフィルタ処理して脈拍波形を得て、該脈拍波形から脈拍数を演算算出し、該脈拍数が所定の正常脈拍数範囲内であれば該脈拍数を報知し、正常脈拍数範囲外であれば脈拍異常と判定するものであるので、この場合も誤判定少なく呼吸異常と脈拍異常を判定して警報できる。

又、請求項 5 に記載された生体情報監視システムによると、請求項 1 ～ 請求項 4 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、上記監視装置は、離床 / 在床、心肺停止、体動、呼吸、脈拍の各判定に基づき、離床 / 在床、心肺停止、体動、呼吸及び脈拍の順に異常の警報を出力し、上位の警報を出力した場合には下位の警報を出力しないように構成されているので、心肺停止、体動異常といった重要事象を迅速に判定して警報することができる。

10

又、請求項 6 に記載された生体情報監視システムによると、請求項 5 記載の生体監視システムにおいて、上記離床 / 在床の警報に際しては、それより下位の警報を抑制する処理を行なうことにより、上位の警報を出力した場合には下位の警報を出力しないように構成されているので、上記効果を確実なものとすることができる。

又、請求項 7 に記載された生体情報監視システムによると、請求項 6 記載の生体情報監視システムにおいて、上記心肺停止、体動、呼吸、脈拍の警報に際しては、それぞれ処理時間を所定値に設定することにより、上位の警報を出力した場合には下位の警報を出力しないように構成されているので、上記効果をより確実なものとすることができる。

20

又、請求項 8 に記載された生体情報監視システムによると、請求項 1 ～ 請求項 7 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、上記監視装置は、更に無呼吸判別を行うものであるので、呼吸異常をより高い精度で判定して警報することができる。

又、請求項 9 に記載された生体情報監視システムによると、請求項 8 記載の生体情報監視システムにおいて、上記無呼吸判定は所定の時間内において上記混在信号に所定の閾値以上の振幅を有する信号が出現する頻度に基づいて行われるものであるので、上記効果をより確実なものとすることができる。

又、請求項 10 に記載された生体情報監視システムによると、請求項 1 ～ 請求項 9 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、上記離床 / 在床の判定は、上記離床センサのオン / オフ信号の内、オフ信号を検出している離床検出時間が所定の誤検知防止時間を超えた場合でも離床判定せずに、オフ信号を検出している離床検出時間が所定の連続離床時間を超えた場合に連続離床異常と判定するものであるので、連続離床異常を確実に判定して警報することができる。

30

又、請求項 11 に記載された生体情報監視システムによると、請求項 1 ～ 請求項 9 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、上記離床 / 在床の判定は、上記離床センサのオン / オフ信号の内、オフ信号を検出している離床検出時間が所定の誤検知防止時間を超えた場合に離床判定するものであると共に、上記離床センサのオン / オフ信号のオン信号を検出している在床検出時間が所定の連続在床時間を超えた場合に連続在床異常と判定するものであるので、離床と連続在床異常を確実に判定して警報することができる。

又、請求項 12 に記載された生体情報監視システムによると、請求項 1 ～ 請求項 9 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、上記離床 / 在床の判定は、上記離床センサのオン / オフ信号の内、オフ信号を検出している離床検出時間が所定の誤検知防止時間を超えた場合でも離床判定せずに、オフ信号を検出している離床検出時間が所定の連続離床時間を超えた場合に連続離床異常と判定するものであるとともに、上記離床センサのオン / オフ信号のオン信号を検出している在床検出時間が所定の連続在床時間を超えた場合に連続在床異常と判定するものであるので、連続離床異常と連続在床異常を確実に判定して警報することができる。

40

又、請求項 13 に記載された生体情報監視システムによると、請求項 11 記載の生体情報監視システムにおいて、上記離床判定に関して報知の有無を選択可能に構成したので、離床時報知を無しとした場合には、連続在床異常のみ警報を発し、離床しただけでは警報を発しないことも可能となる。

50

又、請求項 14 に記載された生体情報監視システムによると、請求項 1 ～ 請求項 13 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、上記監視装置は上記マットレスの近傍に設置されたコントロール装置及び又は遠隔配置されたホストコンピュータであるので、システム構成に裕度生まれ使い勝手の良いシステムを提供することができる。

又、請求項 15 に記載された生体情報監視システムによると、請求項 14 記載の生体情報監視システムにおいて、上記マットレスは複数あって、上記コントロール装置も各マットレスに対応して各設置されており、それら全てのコントロール装置が遠隔配置された 1 台のホストコンピュータにつながっているため、1 台のホストコンピュータによって集中管理することができる。

又、請求項 16 に記載された生体情報監視システムによると、請求項 15 記載の生体情報監視システムにおいて、上記コントロール装置により上記生体情報を得て報知するとともに、上記遠隔配置された 1 台のホストコンピュータによって、上記各コントロール装置における各種生体情報の概要の一覧表示と特定の 1 台のコントロール装置における各種生体情報の詳細表示とを切替表示する構成になっているので、監視漏れが少ない高い精度の監視が可能になる。

又、請求項 17 に記載された生体情報監視システムによると、請求項 1 ～ 請求項 16 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、上記離床センサは、平行に設置された一对の板状部材と、上記一对の板状部材の間に設けられた弾性支持部材と、上記一对の板状部材の間に設置され該一对の板状部材を介して選択的に押圧される離床検出スイッチと、から構成されているので、離床検出スイッチ自体を大型化させることなく検知範囲の拡大を図ることができる。

又、請求項 18 に記載された生体情報監視システムによると、請求項 17 記載の生体情報監視システムにおいて、上記離床検出スイッチには、上記板状部材と当接される突起が設けられているので、それによって、検出感度を高めることができる。

又、請求項 19 に記載された生体情報監視システムは、請求項 17 記載の生体情報監視システムにおいて、上記離床検出スイッチの突起と上記板状部材との間には所定の隙間が設けられているので、突起を介して上記離床検出スイッチが不用意に押圧されることはなく、それによって、誤検知防止や耐久性向上を図ることができる。

又、請求項 20 に記載された生体情報監視システムによると、請求項 1 ～ 請求項 19 の何れかに記載の生体情報監視システムにおいて、上記生体情報収集シートは、複数の空気室が設けられ内部が連通して全体としてシート状に設けられた袋体と、上記空気室に設けられセンサ及び該センサからの信号を増幅する回路を基板上に設けてなるセンサモジュールとから構成されているので、高い精度で生体情報を収集することができる。

又、請求項 21 に記載された生体情報監視システムによると、請求項 20 記載の生体情報監視システムにおいて、上記生体情報収集シートの使用者側の面には板状の押圧部材が設置されているので、それによって、検出感度を高めることができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、生体情報監視システムの全体構成を示す側面図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、図 2 ( a ) はコントロール装置を上方から見た斜視図、図 2 ( b ) はコントロール装置を下方から見た斜視図である。

【図 3】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、生体情報監視システムの機能ブロック図である。

【図 4】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、離床センサを示す平面図である。

【図 5】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、図 5 ( a ) は図 4 の V - V 断面図であり離床検出スイッチが押圧されていない状態を示す図、図 5 ( b ) は離床検出スイッチが押圧された状態を示す断面図である。

【図 6】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、生体情報収集シートの平面図である。

【図 7】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、図 6 の V I I - V I I 断面図である。

【図 8】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、図 8 ( a ) は生体情報収集シートに用いられるセンサモジュールの斜視図、図 8 ( b ) は生体情報収集シートに用いられるセンサモジュールの分解斜視図 ( センサモジュール本体を覆う熱収縮チューブを除く。 )、図 8 ( c ) は生体情報収集シートのケーブル貫通部分を示す拡大断面図である。

【図 9】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、図 9 ( a ) はコントロール装置の設定画面の 1 頁目を示す図、図 9 ( b ) はコントロール装置の設定画面の 2 頁目を示す図である。

【図 10】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、コントロール装置の設定画面の 3 頁目を示す図である。

【図 11】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、コントロール装置の通常動作表示画面を示す図である。

10

【図 12】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、図 12 ( a ) は生体情報収集シートから出力される混在信号を示すグラフ、図 12 ( b ) は図 12 ( a ) の混在信号を演算処理して抽出した呼吸データを示すグラフ、図 12 ( c ) は図 12 ( a ) の混在信号を演算処理して抽出した脈拍データを示すグラフである。

【図 13】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、図 13 ( a ) は体圧分散マットレスを使用した場合における生体情報収集シートから出力される混在信号を示すグラフ、図 13 ( b ) は体圧分散マットレスを使用した場合における生体情報収集シートから出力される混在信号から抽出した呼吸データを示すグラフ、図 13 ( c ) は体圧分散マットレスを使用した場合における生体情報収集シートから出力される混在信号から抽出した脈拍データを示すグラフ、図 13 ( d ) は通常のマットレスを使用した場合における生体情報収集シートから出力される混在信号を示すグラフ、図 13 ( e ) は通常のマットレスを使用した場合における生体情報収集シートから出力される混在信号から抽出した呼吸データを示すグラフ、図 13 ( f ) は通常のマットレスを使用した場合における生体情報収集シートから出力される混在信号から抽出した脈拍データを示すグラフ、図 13 ( g ) はエアマットレスを使用した場合における生体情報収集シートから出力される混在信号を示すグラフ、図 13 ( h ) はエアマットレスを使用した場合における生体情報収集シートから出力される信号から抽出した呼吸データを示すグラフ、図 13 ( i ) は通常のマットレスを使用した場合における生体情報収集シートから出力される混在信号から抽出した脈拍データを示すグラフである。

20

30

【図 14】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、図 14 ( a ) は生体情報収集シートから出力される混在信号を示すグラフ、図 14 ( b ) は図 14 ( a ) の混在信号を処理して抽出した呼吸データを示すグラフとこの呼吸データにより計数される呼吸数を示す図、図 14 ( c ) は呼吸バンドによって測定された呼吸データを示すグラフとこの呼吸データにより計数される呼吸数を示す図、図 14 ( d ) は図 14 ( a ) の混在信号を処理して抽出した脈拍データを示すグラフとこの脈拍データにより計数される脈拍数を示す図、図 14 ( e ) は光電脈波計によって測定された脈拍データを示すグラフとこの脈拍データにより計数される脈拍数を示す図、図 14 ( f ) は混在信号を処理して抽出した呼吸データと呼吸バンドによる呼吸データとの相関係数と、混在信号を処理して抽出した脈拍データと光電脈波計による脈拍データとの相関係数を示す図である。

40

【図 15】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、図 15 ( a ) は使用者が仰臥位であった場合の離床センサの信号レベルをとったグラフ、図 15 ( b ) は使用者が腹臥位であった場合の離床センサの信号レベルをとったグラフで、図 15 ( c ) は使用者が左側臥位であった場合の離床センサの信号レベルをとったグラフで、図 15 ( d ) は使用者が右側臥位であった場合の離床センサの信号レベルをとったグラフである。

【図 16】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、離床センサを設置した場所ごとに上記離床センサによって離床 / 在床状態を検出できたか否かを、マットレスの種類と使用者の体位を変更して測定した結果を示す表である。

【図 17】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、ホストコンピュータの個別設定画面を示す図である。

50

【図 18】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、図 18 ( a ) はホストコンピュータの一覧画面であって通常動作中において異常がない場合の画面を示す図、図 18 ( b ) はホストコンピュータの一覧画面であって通常動作中において異常が報知された場合の画面を示す図である。

【図 19】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、ホストコンピュータの詳細画面であって任意のコントロール装置の個別データを表示している画面を示す図である。

【図 20】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、離床 / 在床判別処理を示すフローチャートである。

【図 21】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、心肺停止判別処理を示すフローチャートである。

【図 22】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、体動判別処理を示すフローチャートである。

【図 23】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、呼吸計測処理を示すフローチャートである。

【図 24】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、脈拍計測処理を示すフローチャートである。

【図 25】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、連続離床判別処理を示すフローチャートである。

【図 26】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、離床 / 在床、連続在床判別処理を示すフローチャートである。

【図 27】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、連続離床判別処理と連続在床判別処理を示すフローチャートである。

【図 28】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、無呼吸判別処理を示すフローチャートである。

【図 29】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、図 29 ( a ) は使用者の呼吸がある場合に生体情報収集シートから出力される混在信号を示すグラフ、図 29 ( b ) は図 29 ( a ) の混在信号を絶対値に変換したグラフ、図 29 ( c ) は使用者の呼吸がない場合に生体情報収集シートから出力される混在信号を示すグラフ、図 29 ( d ) は図 29 ( c ) の混在信号を絶対値に変換したグラフである。

【図 30】本発明の第 2 の実施の形態を示す図で、警報の優先順位を説明するためのフローチャートである。

【図 31】本発明の第 3 の実施の形態を示す図で、生体情報収集シートの平面図である。

【図 32】本発明の第 3 の実施の形態を示す図で、図 31 の X X X I I - X X X I I 断面図である。

【図 33】本発明の第 4 の実施の形態を示す図で、生体情報収集シートの平面図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、図 1 乃至図 31 を参照しながら本発明の第 1 の実施の形態について説明する。この第 1 の実施の形態による生体情報監視システム 1 は、図 1 に示すような構成となっている。

まず、複数のベッド  $3_1 \sim 3_n$  がある。これら複数のベッド  $3_1 \sim 3_n$  には、マットレス  $5_1 \sim 5_n$  がそれぞれ設置されている。また、上記ベッド  $3_1 \sim 3_n$  のマットレス  $5_1 \sim 5_n$  上には、使用者  $7_1 \sim 7_n$  がそれぞれ横たわっている。

【0019】

また、上記ベッド  $3_1 \sim 3_n$  の上記マットレス  $5_1 \sim 5_n$  の下には、離床センサ  $11_1 \sim 11_n$  と、生体情報収集シート  $13_1 \sim 13_n$  が、それぞれ設置されている。

上記ベッド  $3_1 \sim 3_n$  の近傍には、コントロール装置  $15_1 \sim 15_n$  がそれぞれ設置されている。これらコントロール装置  $15_1 \sim 15_n$  には、ナースコール用押釦装置  $17_1 \sim 17_n$  がそれぞれ接続されている。

また、ホストコンピュータ 19 が設置されており、このホストコンピュータ 19 によっ

10

20

30

40

50

て、上記コントロール装置 15<sub>1</sub> ~ 15<sub>n</sub> の制御や上記コントロール装置 15<sub>1</sub> ~ 15<sub>n</sub> から送られてくる生体情報を、例えば、無線通信を介して収集・管理する。

尚、本実施の形態の場合には、一例として、n = 5 の場合を例に挙げて説明する。

#### 【0020】

以下、各部の構成を詳細に説明する。

まず、上記コントロール装置 15<sub>1</sub> ~ 15<sub>n</sub> の構成について、コントロール装置 15<sub>1</sub> を例に挙げて説明する。

上記コントロール装置 15<sub>1</sub> は、図 2 に示すような外観をなしている。まず、筐体 21 があり、その正面（図 2（a）中左下側の面）にはタッチパネル付ディスプレイ 23 が設置されている。また、このタッチパネル付ディスプレイ 23 の図 2（a）中下側には、電源 / 中断用押釦 25 が設置されている。この電源 / 中断用押釦 25 の操作によって、コントロール装置 15<sub>1</sub> の電源のオン / オフや、処理の中断 / 再開を行う。

10

#### 【0021】

また、図 2（a）に示すように、上記筐体 21 の右側面（図 2 中右側の面）には、生体情報データ出力端子 27 と離床センサデータ出力端子 29 が設置されている。また、図 2（b）に示すように、上記筐体 21 の左側面（図 2 中左側の面）には、ソフトウェア更新用端子 31 が設置されている。また、上記筐体 21 の底面（図 2 中下側の面）には、生体情報データ入力端子 33、離床センサデータ入力端子 35、電源端子 37 が設置されている。上記生体情報データ入力端子 33 に信号ケーブル 135<sub>1</sub> が接続され、上記離床センサデータ入力端子 35 に信号ケーブル 136<sub>1</sub> が接続される。

20

なお、この実施の形態の場合には、上記コントロール装置 15<sub>1</sub> とホストコンピュータ 19 の間は無線でデータの送受信を行う構成になっているので、上記生体情報データ出力端子 27 と離床センサデータ出力端子 29 を使用することはない。

#### 【0022】

また、上記コントロール装置 15<sub>1</sub> には、図 3 に示すように、計測手段 41 があり、この計測手段 41 には離床センサ 11<sub>1</sub> からの信号が入力されるとともに、生体情報収集シート 13<sub>1</sub> からの混在信号が入力される。この混在信号は使用者 7<sub>1</sub> の心拍、呼吸、体動、脈拍、等による振動が混在したものである。

上記コントロール装置 15<sub>1</sub> には、信号処理手段 43 があり、この信号処理手段 43 によって、上記混在信号にフィルタ処理等の演算処理が施されて、呼吸による波形のみが抽出された信号、脈拍による波形のみが抽出された信号が生成される。

30

#### 【0023】

上記コントロール装置 15<sub>1</sub> には異常判別手段 45 がある。この異常判別手段 45 には、上記計測手段 41 を介して離床センサ 11<sub>1</sub> からの信号、生体情報収集シート 13<sub>1</sub> からの混在信号が入力されるとともに、上記信号処理手段 43 を介して演算処理された処理信号が入力される。そして、上記異常判別手段 45 は、離床 / 在床の異常（離床、連続離床異常、連続在床異常）、心拍の異常、体動の異常、呼吸の異常、脈拍の異常を判別するものである。上記コントロール装置 15<sub>1</sub> には、設定管理手段 47 がある。この設定管理手段 47 によって、上記異常判別手段 45 の設定が行われる。

#### 【0024】

40

上記コントロール装置 15<sub>1</sub> には、表示手段 49 がある。この表示手段 49 によって、離床 / 在床の異常（離床、連続離床異常、連続在床異常）、心拍の異常、体動の異常、呼吸の異常、脈拍の異常の有無や、上記混在信号を示す波形、呼吸を示す波形、脈拍を示す波形、等を表示する。また、タッチパネル 51 があり、このタッチパネル 51 を介して上記設定管理手段 47 等の操作を行う。

なお、前記タッチパネル付ディスプレイ 23 は上記表示手段 49 の表面側に上記タッチパネル 51 を重ねて設置したものである。

#### 【0025】

また、上記コントロール装置 15<sub>1</sub> には報知手段 53 がある。この報知手段 53 は、離床 / 在床の異常（離床、連続離床異常、連続在床異常）、心拍の異常、体動の異常、呼吸

50

の異常、脈拍の異常を、例えば、ナースコール、電話発信、警報音によって報知するものである。

なお、本願発明における報知は、既に説明した表示手段 4 9 とこの報知手段 5 3 の両方を含んだ概念である。

また、上記コントロール装置 1 5<sub>1</sub> には、無線通信手段 5 5 がある。上記計測手段 4 1 を介して得られた離床センサ 1 1<sub>1</sub> からの信号、生体情報収集シート 1 3<sub>1</sub> からの混在信号、上記報知手段による報知は、この無線通信手段 5 5 を介して上記ホストコンピュータ 1 9 に送信される。逆に、上記ホストコンピュータ 1 9 からの信号がこの無線通信手段 5 5 を介してコントロール装置 1 5<sub>1</sub> に受信される。

なお、他のコントロール装置 1 5<sub>2</sub> ~ 1 5<sub>n</sub> の構成、他のコントロール装置 1 5<sub>2</sub> ~ 1 5<sub>n</sub> とホストコンピュータ 1 9 との関係も同様の構成になっている。

#### 【 0 0 2 6 】

次に、ホストコンピュータ 1 9 の構成を説明する。図 3 に示すように、上記ホストコンピュータ 1 9 には無線通信手段 6 1 がある。この無線通信手段 6 1 を介して、上記コントロール装置 1 5<sub>1</sub> ~ 1 5<sub>n</sub> を介しての離床センサ 1 1<sub>1</sub> ~ 1 1<sub>n</sub> からの信号、生体情報収集シート 1 3<sub>1</sub> ~ 1 3<sub>n</sub> からの混在信号、コントロール装置 1 5<sub>1</sub> ~ 1 5<sub>n</sub> からの報知信号を受信するとともに、各種制御信号を上記コントロール装置 1 5<sub>1</sub> ~ 1 5<sub>n</sub> に送信する。

#### 【 0 0 2 7 】

上記ホストコンピュータ 1 9 には信号処理手段 6 3 があり、この信号処理手段 6 3 によって、受信した上記混在信号にフィルタ処理等の演算処理が施されて、呼吸による波形信号や脈拍による波形信号が分離・生成される。

上記ホストコンピュータ 1 9 には異常判別手段 6 5 がある。この異常判別手段 6 5 には、無線通信手段 6 1 を介して離床センサ 1 1<sub>1</sub> ~ 1 1<sub>n</sub> からの信号、生体情報収集シート 1 3<sub>1</sub> ~ 1 3<sub>n</sub> からの混在信号が入力されるとともに、上記信号処理手段 6 3 を介して呼吸による波形信号、脈拍による波形信号が入力される。この異常判別手段 6 5 は、上記受信した離床センサ 1 1<sub>1</sub> ~ 1 1<sub>n</sub> からの信号、生体情報収集シート 1 3<sub>1</sub> ~ 1 3<sub>n</sub> からの混在信号に基づいて、離床 / 在床の異常（離床、連続離床異常、連続在床異常）、心拍の異常、体動の異常、呼吸の異常、脈拍の異常を検出する。

上記ホストコンピュータ 1 9 には、設定管理手段 6 7 がある。この設定管理手段 6 7 によって、上記異常判別手段 6 5 の設定が行われる。

なお、ホストコンピュータ 1 9 側で、上記設定管理手段 6 7 を介して上記異常判別手段 6 5 の設定を行うことにより、その情報は各コントロール装置 5<sub>1</sub> ~ 5<sub>n</sub> に送信される。逆に、各コントロール装置 5<sub>1</sub> ~ 5<sub>n</sub> において、それぞれの設定管理手段 4 7 によって異常判別手段 4 5 の設定を行えば、その情報はホストコンピュータ 1 9 にも送信される。つまり、ホストコンピュータ 1 9、各コントロール装置 5<sub>1</sub> ~ 5<sub>n</sub> の何れで設定を行ってもその情報は両方で共有される。

#### 【 0 0 2 8 】

上記ホストコンピュータ 1 9 には表示手段 6 9 がある。この表示手段 6 9 によって、使用者 7<sub>1</sub> ~ 7<sub>n</sub> 全員についての状態（例えば、呼吸数、脈拍数、等）の表示が行われるとともに、使用者 7<sub>1</sub> ~ 7<sub>n</sub> それぞれの離床 / 在床の異常（離床、連続離床異常、連続在床異常）、心拍の異常、体動の異常、呼吸の異常、脈拍の異常、上記混在信号による波形、呼吸による波形、脈拍による波形等の表示が行われる。

また、入力手段 7 1 がある。この入力手段は、例えば、キーボードやマウスであり、上記設定管理手段 6 7 等の操作を行うことができる。

#### 【 0 0 2 9 】

また、上記ホストコンピュータ 1 9 には、報知手段 7 3 がある。この報知手段 7 3 は、離床 / 在床の異常（離床、連続離床異常、連続在床異常）、心拍の異常、体動の異常、呼吸の異常、脈拍の異常を、例えば、メール送信、電話発信、警報音によって報知するものである。

10

20

30

40

50

なお、本願発明における報知は、既に説明した表示手段 6 9 とこの報知手段 7 3 の両方を含んだ概念である。

【0030】

次に、離床センサ 1 1<sub>1</sub> ~ 1 1<sub>n</sub> の構成を、離床センサ 1 1<sub>1</sub> を例に挙げて、図 4、図 5 を参照して説明する。

まず、平行に設置された板状部材 8 1 a、8 1 b がある。これら板状部材 8 1 a、8 1 b は、例えば、ポリカーボネート製である。上記板状部材 8 1 a、8 1 b の間であって四隅及び中間の二箇所には、弾性部材からなる支持部材 8 3 a ~ 8 3 f が設置されている。これら支持部材 8 3 a ~ 8 3 f は、例えば、ウレタン製である。

【0031】

また、上記板状部材 8 1 a、8 1 b の間であって中央には、離床検出スイッチ 8 5 が設置されている。この離床検出スイッチ 8 5 は、上記板状部材 8 1 b に嵩上げ部材 8 7 を介して固着されている。

上記離床検出スイッチ 8 5 は、例えば、ゴム製のスイッチ筐体 9 1 と、このスイッチ筐体 9 1 の内部に設置された 2 枚の電極 9 3 a、9 3 b と、これら 2 枚の電極 9 3 a、9 3 b の間であった幅方向（図 5（a）中左右方向）両端側に設置された絶縁支持部材 9 5、9 5 と、から構成されている。また、上記スイッチ筐体 9 1 の板状部材 8 1 a 側（図 5（a）中上側）には、突起 9 7 が形成されている。この突起 9 7 は、上記板状部材 8 1 a に当接されている。

なお、上記突起 9 7 と上記板状部材 8 1 a の間に僅かな隙間を積極的に設け、それによって、誤検知防止及び耐久性向上を図ることも考えられる。

【0032】

上記離床センサ 1 1<sub>1</sub> は、図 5（a）中上側から押圧されると、上記板状部材 8 1 a を介して上記離床検出スイッチ 8 5 が押圧され、上記スイッチ筐体 9 1 とともに上記電極 9 3 a が押圧・変形され、上記電極 9 3 a と上記電極 9 3 b とが接触して通電される。それによって、使用者 7<sub>1</sub> の離床 / 在床を検出する。すなわち、図 5（a）の状態であれば、離床検出スイッチ 8 5 は「オフ」となり離床と判別され、図 5（b）の状態であれば、離床検出スイッチ 8 5 は「オン」となり在床と判別される。

また、上記離床センサ 1 1<sub>1</sub> からは既に述べたケーブル 1 3 6<sub>1</sub> が引き出されている。

なお、その他の離床センサ 1 1<sub>2</sub> ~ 1 1<sub>n</sub> も同様の構成になっている。

【0033】

次に、生体情報収集シート 1 3<sub>1</sub> ~ 1 3<sub>n</sub> の構成を、生体情報収集シート 1 3<sub>1</sub> を例に挙げて、詳細に説明する。

上記生体情報収集シート 1 3<sub>1</sub> には、まず、図 6、図 7 に示すように、袋体 1 0 1 がある。この袋体 1 0 1 は、図 7 に示すように、2 枚のシート部材 1 0 3 a、1 0 3 b を貼り合わせて、全体としてシート状に構成されている。

また、図 6 に示すように、上記袋体 1 0 1 には、複数（この第 1 の実施の形態の場合は 2 つ）の空気室 1 0 5、1 0 5 が設けられていて、これら空気室 1 0 5、1 0 5 は、複数（この第 1 の実施の形態の場合は 6 つ）の連絡路 1 0 7、1 0 7、1 0 7、1 0 7、1 0 7、1 0 7 によって互いに連通されている。また、上記袋体 1 0 1 には、逆止弁付空気注入ポート 1 0 9 が設置されている。

【0034】

上記袋体 1 0 1 内には、センサモジュール 1 1 1 が封入されている。このセンサモジュール 1 1 1 は、図 8（a）に示すように、センサモジュール本体 1 1 3 と、上記センサモジュール本体 1 1 3 の表面を覆う熱収縮チューブ 1 1 5 とから構成されている。上記熱収縮チューブ 1 1 5 は、前後端側（図 8（a）中左下から右上に向かう方向の両端側）を開口させた状態で上記センサモジュール本体 1 1 3 を覆っている。

【0035】

また、上記センサモジュール本体 1 1 3 は次のような構成をなしている。図 8（b）に示すように、略 U 字型の断面形状を成す下ケース 1 1 7 と、略逆 U 字型の断面形状を成す

10

20

30

40

50

上ケース 119 がある。上記下ケース 117 の上側に上記上ケース 119 を外側から係合させて被せられるようになっている。また、上記下ケース 117 に上記上ケース 119 を被せた状態では、前後端側（図 8（a）中左下から右上に向かう方向の両端側）が開口された状態となっている。

【0036】

上記下ケース 117 の内側には、焦電型赤外線センサ 121 や該焦電型赤外線センサ 121 の出力を増幅させる増幅回路、及び、フィルタ回路等を構成する複数の電子部品 123 が実装された基板 125 が設置されている。上記焦電型赤外線センサ 121 は、上記袋体 101 内の空気の流れによる上記センサモジュール 111 周辺の微小な温度変化を赤外線の量の变化を介して検出するものである。すなわち、上記センサモジュール 111 周辺に空気が流れが生じて微小な温度変化が発生すると赤外線の量が変化する。上記焦電型赤外線センサ 121 はこの赤外線の量の变化を検出している。そして、上記焦電型赤外線センサ 121 内では、変化する微弱な赤外線により図示しない焦電体内の電子の分布が変化し、この電子の分布の変化による出力電圧の変化から上記センサモジュール 111 周辺の空気の温度変化が検出される。また、上記焦電型赤外線センサ 121 は低周波域で感度が高いため、使用者  $7_1 \sim 7_n$  の心拍や呼吸の検出に適している。

10

【0037】

上記基板 125 の後端側（図 8（b）中右上側）には複数本の（本実施の形態の場合には 3 本）リード線 127 が接続されている。このリード線 127 は、導体 129 と被覆チューブ 131 とから構成されている。また、これら 3 本のリード線 127 は被覆チューブ 133 によって被覆され、それによって、既に述べたケーブル 135<sub>1</sub> が構成されている。また、上記ケーブル 135<sub>1</sub> の、上記被覆チューブ 133 の基板 125 側（図 8（b）中左下側）の開口部付近は熱収縮チューブ 137 によって束ねられている。

20

なお、上記ケーブル 135<sub>1</sub> としては、例えば、市販のモジュラーケーブルが使用される。

【0038】

次に、封止処理について説明する。封止処理の詳細を説明する前に、本件特許出願人が封止処理に至った経緯を簡単に説明する。封止処理を施す前の試作品を使用して耐荷重試験を行った結果空気漏れが確認された。そこで、本件特許出願人は、ケーブル 135<sub>1</sub> の袋体 101 の貫通部を介しての空気漏れを想定して、そこに所定の封止処理を施した。

30

ところが、それでも空気漏れの発生を完全に防ぐことはできなかった。

そこで、本件特許出願人はさらなる実験を繰り返し、ケーブル 135<sub>1</sub> の被覆チューブ 133、及び、リード線 127 の被覆チューブ 131 の端の隙間を介しての空気漏れを確認するに到った。そこで、それらケーブル 135<sub>1</sub> の被覆チューブ 133、及び、リード線 127 の被覆チューブ 131 の端の隙間に対しても所定の封止処理を施したものである。

以下、ケーブル 135<sub>1</sub> の袋体 101 の貫通部に施された封止処理から順次説明していく。

【0039】

まず、図 8 に示すように、上記ケーブル 135<sub>1</sub> の上記袋体 101 の外周部を貫通する部分には熱収縮チューブ 139 が被せられている。この熱収縮チューブ 139 を被せた状態で熱溶着することにより、ケーブル 135<sub>1</sub> と上記シート材 103a、103b との間の空気漏れを防止するようにしている。本実施の形態の場合には、さらに、この熱収縮チューブ 139 の内側に接着剤層を設けることにより、上記熱収縮チューブ 139 と上記ケーブル 135<sub>1</sub> との間の隙間を完全に封止するようにしている。

40

また、この実施の形態の場合には、図 8（c）に示すように、この熱収縮チューブ 139 は、補強シート 141a、141b 間に介挿されている。さらに、上記補強シート 141a の反熱収縮チューブ 139 側（図 8（c）中上側）に上記シート材 103a があり、上記補強シート 141b の反熱収縮チューブ 139 側（図 8（c）中下側）に上記シート材 103b がある。

50

そして、これら上記シート材 103a、103b、上記補強シート 141a、141b、上記熱収縮チューブ 139、接着剤層、上記ケーブル 135<sub>1</sub>をまとめて熱溶着することで、上記袋体 101 の上記ケーブル 135<sub>1</sub>によって貫通される部分が封止されている。

なお、上記補強シート 141a、141bは上記シート材 103a、103bと同じ構造・材質のものである。

#### 【0040】

なお、上記袋体 101 の上記ケーブル 135<sub>1</sub>によって貫通される部分の封止について若干付言すると、当初、上記ケーブル 135<sub>1</sub>に接着剤層の設けられていない熱収縮チューブ 139を被せて上記シート材 103a、103bとともに熱溶着するようにしていた。ところが、それでも、ケーブル 135<sub>1</sub>の貫通部を介しての空気漏れを完全に防止することはできなかった。具体的には、ケーブル 135<sub>1</sub>と熱収縮チューブ 139との隙間を介しての空気漏れが発生していたものである。そこで、上記熱収縮チューブ 139の内周側に接着剤層を設けるようにしたものである。それによって、ケーブル 135<sub>1</sub>の貫通部における空気漏れを完全に防止することができたものである。

また、上記袋体 101 の上記ケーブル 135<sub>1</sub>によって貫通される部分の封止には、熱溶着の他にヒートボンド等の接着剤を使用する場合もある。

#### 【0041】

次に、上記ケーブル 135<sub>1</sub>の被覆チューブ 133、及び、リード線 127の被覆チューブ 131の端の隙間における封止処理について説明する。図 8(b)に示すように、上記ケーブル 135<sub>1</sub>の上記基板 125に対する接続部、すなわち、各リード線 127の露出された導体 129の部分から上記被覆チューブ 133に至る範囲が接着剤 143によって固められている。これによって、上記ケーブル 135<sub>1</sub>の被覆チューブ 133、及び、リード線 127の被覆チューブ 131の端の隙間を介した空気漏れ、すなわち、上記複数のリード線 127間や上記複数のリード線 127と上記被覆チューブ 133との間の隙間を介しての空気漏れや、各リード線 127の導体 129と被覆チューブ 131との間の隙間を介しての空気漏れを防止するようにしている。

なお、上記接着剤 143は、ヒートボンド、樹脂、シリコン等のガスバリア性が高いものである。

なお、生体情報収集シート 13<sub>2</sub>～13<sub>n</sub>も同様の構成になっている。

因みに、生体情報収集シートに関する発明を開示したものとして、本件特許出願人による特開 2014-64714号公報がある。

#### 【0042】

次に、この第 1の実施の形態による生体情報監視システム 1の作用について説明する。

まず、離床センサ 11<sub>1</sub>～11<sub>n</sub>の作用について説明する。

使用者 7<sub>1</sub>～7<sub>n</sub>がベッド 3<sub>1</sub>～3<sub>n</sub>のマットレス 5<sub>1</sub>～5<sub>n</sub>上に横たわっている場合は、上記離床センサ 11<sub>1</sub>～11<sub>n</sub>が図 5(a)中上側から押圧される。このとき、板状部材 81aを介して離床検出スイッチ 85が押圧され、上記スイッチ筐体 91とともに上記電極 93aが押圧・変形されて、上記電極 93aと上記電極 93bとが接触して「オン」となる。これにより、上記電極 93a、93b間が通電され、使用者 7<sub>1</sub>～7<sub>n</sub>の在床を検出する。

使用者 7<sub>1</sub>～7<sub>n</sub>がベッド 3<sub>1</sub>～3<sub>n</sub>のマットレス 5<sub>1</sub>～5<sub>n</sub>上に横たわっていない場合は、上記電極 93aが弾性復帰し、上記電極 93a、93bが平行になって非接触の状態となり「オフ」となる。このとき、上記電極 93a、93b間是非通電状態となり、使用者 7<sub>1</sub>～7<sub>n</sub>の離床を検出する。その検出信号はケーブル 136<sub>1</sub>～136<sub>n</sub>を介してコントロール装置 15<sub>1</sub>～15<sub>n</sub>に入力される。

#### 【0043】

次に、生体情報収集シート 13<sub>1</sub>～13<sub>n</sub>の作用について説明する。

使用者 7<sub>1</sub>～7<sub>n</sub>の呼吸等の僅かな動作に起因して、袋体 101が押圧され、それによって、袋体 101内に空気の流れが発生する。その結果、センサモジュール 111周辺に

も空気の流れが発生し、この空気の流れによってセンサモジュール 1 1 1 周辺の空気の温度が変化する。この温度変化によって発生する赤外線量が変化し、この赤外線量の変化が上記センサモジュール 1 1 1 によって検出される。それによって、使用者 7<sub>1</sub> ~ 7<sub>n</sub> の心拍、体動、呼吸、脈拍、等の生体情報が検出されることになる。上記センサモジュール 1 1 1 からの出力信号はケーブル 1 3 5<sub>1</sub> ~ 1 3 5<sub>n</sub> を介してコントロール装置 1 5<sub>1</sub> ~ 1 5<sub>n</sub> に入力される。

#### 【0044】

次に、封止部の作用について説明する。

上記袋体 1 0 1 の上記ケーブル 1 3 5<sub>1</sub> ~ 1 3 5<sub>n</sub> によって貫通される部分においては、シート材 1 0 3 a、1 0 3 b、補強シート 1 4 1 a、1 4 1 b、上記熱収縮チューブ 1 3 9、接着剤層、上記ケーブル 1 3 5 がまとめて熱溶着によって接着・封止されているため、ケーブル 1 3 5<sub>1</sub> ~ 1 3 5<sub>n</sub> とシート材 1 0 3 a、1 0 3 b との間からの空気漏れが効果的に防止される。

特に、上記ケーブル 1 3 5<sub>1</sub> ~ 1 3 5<sub>n</sub> には内側に接着剤層を備えた熱収縮チューブ 1 3 9 が被覆されているため、上記接着剤層により上記ケーブル 1 3 5<sub>1</sub> ~ 1 3 5<sub>n</sub> と上記熱収縮チューブ 1 3 9 との間の隙間も確実に塞がれ、この隙間を介した空気漏れが確実に防止される。

また、上記ケーブル 1 3 5<sub>1</sub> ~ 1 3 5<sub>n</sub> の上記基板 1 2 5 に対する接続部、すなわち、各リード線 1 2 7 の露出された導体 1 2 9 の部分から上記被覆チューブ 1 3 3 に至る範囲が接着剤 1 4 3 によって固められているため、上記ケーブル 1 3 5<sub>1</sub> ~ 1 3 5<sub>n</sub> の被覆チューブ 1 3 3、及び、リード線 1 2 7 の被覆チューブ 1 3 1 の端の隙間を介しての上記袋体 1 0 1 からの空気漏れを確実に防止している。

#### 【0045】

次に、コントロール装置 1 5<sub>1</sub> ~ 1 5<sub>n</sub> の作用について説明する。

まず、上記コントロール装置 1 5<sub>1</sub> ~ 1 5<sub>n</sub> の設定管理手段 4 7 の作用について説明する。上記設定管理手段 4 7 は、タッチパネル 5 1 を介して、図 9 ( a )、図 9 ( b )、及び、図 1 0 に示すような設定画面を介して操作される。これら図 9 ( a )、図 9 ( b )、及び、図 1 0 に示す設定画面は、切換釦 1 5 1 を操作することで順に切り換わるようになっている。

#### 【0046】

また、装置番号欄 1 5 3 に装置番号を入力することにより自身の装置番号を設定する。

なお、タッチパネル 5 1 の装置番号欄 1 5 3 部分を操作すると、表示手段 4 9 に図示しないソフトウェアキーボードが表示され、そのソフトウェアキーボードを介して数字や文字を入力する。以下の各種設定欄も、同様のソフトウェアキーボードを介して数字や文字を入力する。

また、離床モード釦 1 5 7 a、見守りモード釦 1 5 7 b、離床・見守りモード釦 1 5 7 c によって、コントロール装置 1 5<sub>1</sub> ~ 1 5<sub>n</sub> の動作モードを、「離床モード」、「見守りモード」、及び、「離床・見守りモード」に切り替えることができる。これらの動作モードの詳細については後述する。

#### 【0047】

また、正常呼吸数設定欄 1 5 9 によって、正常な呼吸とみなす呼吸数の範囲（例えば、8 ~ 28 回 / 分）が設定される。また、呼吸異常連続時間設定欄 1 6 1 によって、呼吸異常連続時間（例えば、120 秒）が設定される。

#### 【0048】

また、正常脈拍数設定欄 1 6 3 によって、正常な脈拍とみなす脈拍数の範囲（例えば、40 ~ 120 回 / 分）が設定される。また、脈拍異常連続時間設定欄 1 6 5 によって、脈拍異常連続時間（例えば、120 秒）が設定される。

#### 【0049】

また、離床時間設定欄 1 6 7 によって、離床判別する際の離床時間（例えば、2 秒）が設定される。また、連続在床時間設定欄 1 6 9 によって、報知を行う連続在床時間（例え

10

20

30

40

50

ば、1440分)が設定される。この報知を行う連続在床時間を「0」とした場合には報知を行わない設定となる。また、離床時報知設定釦173aと離床時報知解除釦173bによって、離床についての報知の有無を設定できる。また、連続離床時間設定釦171によって、報知を行う連続離床時間(例えば、1440分)が設定される。また、センサ波形倍率設定釦175によって、表示手段49に表示する混在信号の倍率(例えば、1倍)を設定できる。また、呼吸波形倍率設定釦177によって、表示手段49に表示する呼吸波形の倍率(例えば、1倍)を設定できる。また、脈拍波形倍率設定釦179によって、表示手段49に表示する脈拍波形の倍率(例えば、1倍)を設定できる。

#### 【0050】

また、図10に示すように、無線LANオン釦185a、無線LANオフ釦185bによって、無線通信手段55の有効・無効を切り替えることができる。また、無線LAN設定釦187によって、図示しない無線通信手段55の設定画面を呼び出すことができる。

#### 【0051】

また、戻る釦191を押すことによって、変更した内容を破棄して、コントロール装置15<sub>1</sub>~15<sub>n</sub>の設定を行わず、後述する通常動作表示画面に移行する。また、決定釦191を押すことによって、変更した内容でコントロール装置15<sub>1</sub>~15<sub>n</sub>の設定を行って、後述する通常動作表示画面に移行する。

#### 【0052】

また、コントロール装置15<sub>1</sub>~15<sub>n</sub>は、動作中は、図11に示すような、通常動作表示画面201を表示する。また、上記通常動作表示画面201には、呼吸波形表示部203、脈拍波形表示部205が設けられている。また、上記通常動作表示画面201には、動作モード表示部207、コントロール装置番号表示部209が設けられている。また、上記通常動作表示画面201には、設定ボタン211が設けられており、この設定ボタン211が押されると、前記した設定画面に移行するようになっている。また、上記通常動作表示画面201には、履歴ボタン213が設けられており、この履歴ボタン211が押されると、図示しない履歴表示画面に移行するようになっている。

なお、「見守りモード」の時には動作モード表示部207の「見守り」が点灯され、「離床モード」の時には動作モード表示部207の「離床」が点灯され、「見守り・離床モード」の時には動作モード表示部207の「見守り」、「離床」の両方が点灯される。

#### 【0053】

次に、上記コントロール装置15<sub>1</sub>~15<sub>n</sub>の信号処理手段43の作用について説明する。上記信号処理手段43は、生体情報収集シート13<sub>1</sub>~13<sub>n</sub>からの混在信号にフィルタ処理等の演算処理を施し、図12に示すように、呼吸のみの信号、脈拍のみの信号を抽出する。

なお、図12(a)は横軸に時間(秒)をとり縦軸にセンサ出力(mV、混在信号)をとり、センサ出力(mV、混在信号)の時間変化を示した図であり、図12(b)は横軸に時間(秒)をとり縦軸に処理信号(mV、呼吸処理波形)をとり、処理信号(mV、呼吸処理波形)の時間変化を示した図であり、図12(c)は横軸に時間(秒)をとり縦軸に処理信号(mV、脈拍処理波形)をとり、処理信号(mV、脈拍処理波形)の時間変化を示した図である。

#### 【0054】

また、図13に示すように、上記生体情報収集シート13<sub>1</sub>~13<sub>n</sub>と上記信号処理手段43によると、体圧分散マットレス(ウレタン製)、ポリエステル製マットレス、エアマットレスの何れを用いた場合でも、呼吸と脈拍が検出される。

なお、図13(a)は横軸に時間(秒)をとり縦軸にセンサ出力(mV、混在信号)をとり、体圧分散マットレスを用いた場合のセンサ出力(mV、混在信号)の時間変化を示した図であり、図13(b)は横軸に時間(秒)をとり縦軸に呼吸(mV)をとり、体圧分散マットレスを用いた場合の呼吸(mV)の時間変化を示した図であり、図13(c)は横軸に時間(秒)をとり縦軸に脈拍(mV)をとり、体圧分散マットレスを用いた場合の脈拍(mV)の時間変化を示した図である。

10

20

30

40

50

また、図 1 3 ( d ) は横軸に時間 ( 秒 ) をとり縦軸にセンサ出力 ( m V 、混在信号 ) をとり、ポリエステル製マットレスを用いた場合のセンサ出力 ( m V 、混在信号 ) の時間変化を示した図であり、図 1 3 ( e ) は横軸に時間 ( 秒 ) をとり縦軸に呼吸 ( m V ) をとり、ポリエステル製マットレスを用いた場合の呼吸 ( m V ) の時間変化を示した図であり、図 1 3 ( f ) は横軸に時間 ( 秒 ) をとり縦軸に脈拍 ( m V ) をとり、ポリエステル製マットレスを用いた場合の脈拍 ( m V ) の時間変化を示した図である。

また、図 1 3 ( h ) は横軸に時間 ( 秒 ) をとり縦軸にセンサ出力 ( m V 、混在信号 ) をとり、エアマットレスを用いた場合のセンサ出力 ( m V 、混在信号 ) の時間変化を示した図であり、図 1 3 ( i ) は横軸に時間 ( 秒 ) をとり縦軸に呼吸 ( m V ) をとり、エアマットレスを用いた場合の呼吸 ( m V ) の時間変化を示した図であり、図 1 3 ( j ) は横軸に時間 ( 秒 ) をとり縦軸に脈拍 ( m V ) をとり、エアマットレスを用いた場合の脈拍 ( m V ) の時間変化を示した図である。

10

#### 【 0 0 5 5 】

また、上記生体情報収集シート 1 3 <sub>1</sub> ~ 1 3 <sub>n</sub> と上記信号処理手段 4 3 によると、図 1 4 ( b ) 及び図 1 4 ( c ) に示すように、他の生体測定機器である呼吸バンドと同じ正確な呼吸数が得られる。また、図 1 4 ( d ) 及び図 1 4 ( e ) に示すように、他の生体測定機器である光電脈波計と同じ正確な脈拍数が得られる。

また、図 1 4 ( f ) に示すように、上記生体情報収集シート 1 3 <sub>1</sub> ~ 1 3 <sub>n</sub> と上記信号処理手段 4 3 による呼吸処理信号と他の生体測定機器である呼吸バンドによる信号との相関係数は 0 . 8 6 であり、上記呼吸処理信号と他の生体測定機器である呼吸バンドによる信号との相関係数は高い。また、上記生体情報収集シート 1 3 と上記信号処理手段 4 3 による脈拍処理信号と他の生体測定機器である光電脈波計による信号との相関係数は 0 . 8 3 であり、上記脈拍処理信号と他の生体測定機器である光電脈波計による信号との相関係数も高い。

20

なお、図 1 4 ( a ) は横軸に時間 ( 秒 ) をとり縦軸にセンサ出力 ( m V 、混在信号 ) をとり、センサ出力の時間変化を示した図であり、図 1 4 ( b ) は横軸に時間 ( 秒 ) をとり縦軸に呼吸 ( m V ) をとり、呼吸 ( m V ) の時間変化を示した図であり、図 1 4 ( c ) は横軸に時間 ( 秒 ) をとり縦軸に呼吸バンドの出力 ( m V ) をとり、呼吸バンドのセンサ出力の時間変化を示した図である。また、図 1 4 ( d ) は横軸に時間 ( 秒 ) をとり縦軸に脈拍 ( m V ) をとり、脈拍 ( m V ) の時間変化を示した図であり、図 1 4 ( e ) は横軸に時間 ( 秒 ) をとり縦軸に光電脈波計のセンサ出力 ( m V ) をとり、センサ出力の時間変化を示した図であり、図 1 4 ( f ) は呼吸処理信号と呼吸バンドによる信号との相関係数と脈拍処理信号と光電脈波計による信号との相関係数を示す表である。

30

#### 【 0 0 5 6 】

また、離床センサ 1 1 <sub>1</sub> ~ 1 1 <sub>n</sub> によると、図 1 5 に示すように、使用者 7 <sub>1</sub> ~ 7 <sub>n</sub> が仰臥位、腹臥位、左側臥位、右側臥位の何れの体位である場合においても、離床 / 在床の状態が確実に検出される。

なお、図 1 5 ( a ) は横軸に時間 ( 秒 ) をとり縦軸に離床センサの出力をとり、使用者 7 <sub>1</sub> ~ 7 <sub>n</sub> が仰臥位である場合の離床センサの出力の時間変化を示した図である。また、図 1 5 ( b ) は横軸に時間 ( 秒 ) をとり縦軸に離床センサの出力をとり、使用者 7 <sub>1</sub> ~ 7 <sub>n</sub> が腹臥位である場合の離床センサの出力の時間変化を示した図である。

40

また、図 1 5 ( c ) は横軸に時間 ( 秒 ) をとり縦軸に離床センサの出力をとり、使用者 7 <sub>1</sub> ~ 7 <sub>n</sub> が左側臥位である場合の離床センサの出力の時間変化を示した図である。また、図 1 5 ( d ) は横軸に時間 ( 秒 ) をとり縦軸に離床センサの出力をとり、使用者 7 <sub>1</sub> ~ 7 <sub>n</sub> が右側臥位である場合の離床センサの出力の時間変化を示した図である。

#### 【 0 0 5 7 】

また、図 1 6 に示すように、体圧分散マットレス ( ウレタン製 ) 、ポリエステル製マットレス、及び、エアマットレスの何れを使用した場合も、離床センサ 1 1 <sub>1</sub> ~ 1 1 <sub>n</sub> を使用者 7 <sub>1</sub> ~ 7 <sub>n</sub> の臍部の下、腰部の下、臀部の下、及び、股部の下の何れの位置に設置しても、使用者 7 <sub>1</sub> ~ 7 <sub>n</sub> が仰臥位、左側臥位、右側臥位の何れの体位であったかに因らず

50

、離床 / 在床の状態が確実に検出される。

【 0 0 5 8 】

次に、上記コントロール装置 1 5<sub>1</sub> ~ 1 5<sub>n</sub> の異常判別手段 4 5 の作用について説明する。この異常判別手段 4 5 は、使用者 7<sub>1</sub> ~ 7<sub>n</sub> の離床 / 在床の異常（離床、連続離床異常、連続在床異常）、心肺停止、体動の異常、呼吸数の異常、脈拍数の異常を判別する。また、上記呼吸数の算出の精度を高めるために用いる無呼吸を判別する。

【 0 0 5 9 】

次に、図 1 7 を参照して、ホストコンピュータ 1 9 の個別設定画面 2 1 5 について説明する。この個別設定画面 2 1 5 はコントロール装置 1 5<sub>1</sub> の動作設定を上記ホストコンピュータ 1 9 側から行うものである。すなわち、図 1 7 に示す個別設定画面 2 1 3 をみながら、入力手段 7 1 を操作することにより設定を行う。

なお、その他のコントロール装置 1 5<sub>2</sub> ~ 1 5<sub>n</sub> についても、同様に設定が行われる。

【 0 0 6 0 】

上記個別設定画面 2 1 5 には、装置番号設定欄 2 1 7 があり、この装置番号設定欄 2 1 7 に数値を入力することによりコントロール装置 1 5<sub>1</sub> の装置番号が設定される。

上記個別設定画面 2 1 5 には、部屋番号設定欄 2 1 9 があり、この部屋番号設定欄 2 1 9 に数値を入力することによってコントロール装置 1 5<sub>1</sub> の設置される部屋の番号が設定される。

上記個別設定画面 2 1 5 には、使用者名設定欄 2 2 1 があり、この使用者名設定欄 2 2 1 に名前を入力することにより使用者 7<sub>1</sub> の名前が設定される。

【 0 0 6 1 】

上記個別設定画面 2 1 5 には、機能設定プルダウンメニュー 2 2 5 があり、この機能設定プルダウンメニュー 2 2 5 によって、コントロール装置 1 5<sub>1</sub> の動作モードが設定される。

上記個別設定画面 2 1 5 には、動作開始時刻設定欄 2 2 6 と動作終了時刻設定欄 2 2 7 がある。上記動作開始時刻設定欄 2 2 6 によってコントロール装置 1 5<sub>1</sub> の動作開始時刻が設定され、上記動作終了時刻設定欄 2 2 7 によってコントロール装置 1 5<sub>1</sub> の動作終了時刻が設定される。

また、上記個別設定画面 2 1 5 には、終日動作設定釦 2 2 9 があり、この終日動作設定釦 2 2 9 を押すと、上記動作開始時刻設定欄 2 2 6 に 0 時 0 分が設定されるとともに上記動作終了時刻設定欄 2 2 7 に 2 3 時 5 9 分が設定される。

【 0 0 6 2 】

また、正常呼吸数設定欄 2 3 1 によって、正常な呼吸とみなす呼吸数の範囲（例えば、8 ~ 2 8 回）が設定される。また、呼吸異常連続時間設定欄 2 3 3 によって、呼吸が異常であるとみなす連続時間（例えば、1 2 0 秒）が設定される。

また、正常脈拍数設定欄 2 3 5 によって、正常な脈拍とみなす脈拍数の範囲（例えば、4 0 ~ 1 2 0 回）が設定される。また、脈拍異常連続時間設定欄 2 3 7 によって、脈拍が異常であるとみなす連続時間（例えば、1 2 0 秒）が設定される。

また、離床時間設定欄 2 3 8 によって、後述する離床と判別する際に用いる離床時間（例えば、2 秒）を設定できる。また、連続離床時間設定欄 2 3 9 によって、報知を行う連続離床時間（例えば、1 4 4 0 分）を設定できる。また、連続在床時間設定欄 2 4 1 によって、報知を行う連続在床時間（例えば、1 4 4 0 分）を設定できる。この報知を行う連続在床時間を「0」とすることにより報知を行わない設定となる。

【 0 0 6 3 】

また、無線通信オン釦 2 4 3 と無線通信オフ釦 2 4 5 があり、上記無線通信オン釦 2 4 3 によってコントロール装置 1 5<sub>1</sub> との無線通信をオンにする操作が行われ、上記無線通信オフ釦 2 4 5 によってコントロール装置 1 5<sub>1</sub> との無線通信をオフにする操作が行われる。

【 0 0 6 4 】

また、アラートメール送付有効釦 2 4 7 とアラートメール送付無効釦 2 4 9 があり、上記アラートメール送付有効釦 2 4 7 によって電子メールで報知を行う設定を有効にする操

10

20

30

40

50

作が行われ、上記アラートメール送付無効釐 2 4 9 によって電子メールで報知を行う設定を無効にする操作が行われる。

送付先メールアドレス設定欄 2 5 1 には、アラートメールの送付先となる電子メールアドレスが複数（この第 1 の実施の形態の場合は 5 個）設定される。

また、アラートメールテスト送信釐 2 5 3 を操作すると、上記送付先メールアドレス設定欄 2 5 1 に設定された電子メールアドレスに対して、テスト用のメールが送信される。

#### 【 0 0 6 5 】

また、設定完了釐 2 5 5 を操作すると、設定した内容がコントロール装置 1 5<sub>1</sub> に送信・設定され、その後、後述する通常動作画面 2 6 1 へ移行する。また、キャンセル釐 2 5 7 を操作すると、設定した内容を破棄して、後述する通常動作画面 2 6 1 へ移行する。

10

#### 【 0 0 6 6 】

次に、ホストコンピュータ 1 9 の通常動作画面 2 6 1 について説明する。図 1 8 ( a ) に示すように、この通常動作画面 2 6 1 では監視している全ての使用者 7<sub>1</sub> ~ 7<sub>n</sub> について状態が表示されている。上記使用者 7<sub>1</sub> ~ 7<sub>n</sub> に異常があれば、図 1 8 ( b ) に示すように、異常の内容（ 1 0 1 号室の使用者の「呼吸異常」）が表示される。

なお、前述したように、本実施の形態の場合には、n = 5 であるので、図 1 8 ( a )、( b )においても、1 0 1 号 ~ 1 0 5 号の表示がなされている。

#### 【 0 0 6 7 】

上記通常動作画面 2 6 1 には、使用者状態概要表示部 2 6 3<sub>1</sub> ~ 2 6 3<sub>5</sub> が表示されている。上記使用者状態概要表示部 2 6 3<sub>1</sub> には、使用者 7<sub>1</sub> の部屋番号 2 6 5、名前 2 6 7、1 分あたりの呼吸数 2 6 9、1 分あたりの脈拍数 2 7 1、離床 / 在床の状態 2 7 3、及び、コントロール装置 1 5<sub>1</sub> との無線通信の状態 2 7 5 が表示されている。

20

#### 【 0 0 6 8 】

また、上記使用者状態概要表示部 2 6 3<sub>1</sub> には、詳細画面表示釐 2 7 7 と設定画面表示釐 2 7 9 が設置されている。上記詳細画面表示釐 2 7 7 を操作すると、後述する詳細画面 2 9 1 が表示される。また、上記設定画面表示釐 2 7 9 を操作すると、前記した個別設定画面 2 1 5 が表示される。

使用者状態概要表示部 2 6 3<sub>2</sub> ~ 2 6 3<sub>5</sub> も、上記使用者状態概要表示部 2 6 3<sub>1</sub> と同様の構成であり、使用者 7<sub>2</sub> ~ 7<sub>5</sub> についての概要の表示や操作を行うようになっている。

30

#### 【 0 0 6 9 】

また、上記通常動作画面 2 6 1 には、履歴表示部 2 8 1 があり、使用者 7<sub>1</sub> ~ 7<sub>5</sub> についての、異常や離床 / 在床の状態等の履歴が表示される。

なお、この履歴はホストコンピュータ 1 9 の図示しない記憶装置にも記憶されていく。

また、上記通常動作画面 2 6 1 には、終了釐 2 8 3 があり、この終了釐 2 8 3 の操作により、ホストコンピュータ 1 9 の処理を終了する。

また、上記通常動作画面 2 6 1 には、全体設定釐 2 8 5 があり、この全体設定釐 2 8 5 の操作により、図示しない全体設定画面が表示され、上記履歴の保存ディレクトリ、アラートメールの送信に使用されるメールアカウント、履歴表示のオン / オフの設定が行われる。

40

#### 【 0 0 7 0 】

また、上記通常動作画面 2 6 1 には、レポート出力釐 2 8 7 があり、このレポート出力釐 2 8 7 の操作により、図示しないレポート出力画面が表示され、使用者 7<sub>2</sub> ~ 7<sub>5</sub> についての詳細なデータをホストコンピュータ 1 9 の図示しない記憶装置に出力することができる。

#### 【 0 0 7 1 】

次に、ホストコンピュータ 1 9 の詳細表示画面 2 9 1 について説明する。この詳細表示画面には、図 1 9 に示すように、個々の使用者 7<sub>1</sub> ~ 7<sub>n</sub> の、体動、呼吸、脈拍、活動量、離床 / 在床の状態の変化が時系列に沿って表示される。

#### 【 0 0 7 2 】

50

次に、フローチャートを参照して様々なケースを説明する。

まず、コントロール装置 15<sub>1</sub> ~ 15<sub>n</sub> の動作モードが「離床・見守りモード」の場合から説明する。この「離床・見守りモード」では、離床 / 在床の異常（離床、連続離床異常、連続在床異常）の判別を行うと共に、心肺停止異常、体動異常、呼吸異常、脈拍異常についても判別するものである。

まず、図 20 を参照して、「離床・見守りモード」の場合であって、一般的な「呼吸・脈拍及び離床 / 在床計測」について説明する。

離床 / 在床判別処理が開始されると、まず、ステップ S 1 において、離床センサ 11<sub>1</sub> ~ 11<sub>n</sub> の「オン / オフ」が判別される。上記ステップ S 1 において、離床センサ 11<sub>1</sub> ~ 11<sub>n</sub> が「オフ」と判別された場合にはステップ S 2 に移行する。このステップ S 2 では、心肺停止異常報知、体動異常報知、呼吸異常報知、脈拍異常報知といったその他の報知が抑制され、次のステップ S 3 に移行する。

10

#### 【0073】

ステップ S 3 では、離床時間の計測が開始され、次のステップ S 4 に移行する。このステップ S 4 では、離床センサ 11<sub>1</sub> ~ 11<sub>n</sub> の「オン / オフ」が判別される。上記ステップ S 4 において、離床センサ 11<sub>1</sub> ~ 11<sub>n</sub> が「オフ」と判別された場合にはステップ S 5 に移行する。このステップ S 5 では、所定の離床時間（例えば、2 秒）が経過しているか否かが判別される。

なお、この 2 秒という時間は誤検知防止時間であり、これにより、例えば、寝返りなどによる離床の誤検知を防止している。その際、2 秒に限定されるものではなく、3 秒、その他の時間でもよい。

20

上記ステップ S 5 において、所定の離床時間（例えば、2 秒）が経過したと判別された場合にはステップ S 6 に移行する。このステップ S 6 では、離床報知を行い、その後、処理を終了する。そして、報知が解除された後、再び、上記ステップ S 1 から処理が始まる。

#### 【0074】

上記ステップ S 5 において、所定の離床時間（例えば、2 秒）が経過していないと判別された場合は、再び上記ステップ S 4 に移行して、同様の処理を繰り返す。

一方、ステップ S 1 において、離床センサ 11<sub>1</sub> ~ 11<sub>n</sub> が「オン」とであると判別された場合にはステップ S 7 に移行する。このステップ S 7 では、その他の報知の抑制が解除される。同様に、上記ステップ S 4 において、離床センサ 11<sub>1</sub> ~ 11<sub>n</sub> が「オン」と判別された場合にもステップ S 7 に移行する。上記ステップ S 7 の後は、在床していると判断され、離床 / 在床判別処理を終了した後、再び、上記ステップ S 1 からの処理が開始される。

30

#### 【0075】

次に、在床動作判別処理について説明する。この在床動作判別処理には、心肺停止判定処理、体動判定処理、呼吸計測処理、脈拍計測処理が含まれている。「離床・見守りモード」では、上記離床 / 在床判別処理とこれらの処理が並行して行われる。

まず、図 21 を参照して心肺停止判別処理を説明する。

まず、ステップ S 10 において、判別時間（例えば、15 秒）の計測を開始する。次に、ステップ S 11 に移行し、心肺カウンタをリセットする。次に、ステップ S 12 に移行して測定時間（例えば、1 秒）の計測を開始する。

40

#### 【0076】

次に、ステップ S 13 に移行し、混在信号から最新のサンプルデータを取り出す。次に、ステップ S 14 に移行し、上記サンプルデータが所定の心肺停止判別用閾値（例えば、+2.6 V）以上か否かを判別する。上記ステップ S 14 において、上記サンプルデータが所定の心肺停止判別用閾値（例えば、+2.6 V）以上と判別された場合は、ステップ S 15 に移行し、心肺カウンタに 1 を加算する。次に、ステップ S 16 に移行する。

上記ステップ S 14 において、上記サンプルデータが所定の心肺停止判別用閾値（例えば、+2.6 V）以上ではないと判別された場合も、上記ステップ S 16 に移行する。上

50

記ステップ S 1 6 では、所定の測定時間（例えば、1 秒）が経過したか否かが判別される。上記ステップ S 1 6 において、所定の測定時間（例えば、1 秒）が経過していないと判別された場合は、再び、上記ステップ S 1 3 に戻り、同様の処理が繰り返される。

【0077】

上記ステップ S 1 6 において、所定の測定時間（例えば、1 秒）が経過したと判別された場合は、ステップ S 1 7 に移行する。このステップ S 1 7 では、心肺カウンタが所定の回数（例えば、6 回）以上か否かが判別される。心肺カウンタが所定の回数（例えば、6 回）以上の場合は、正常であると判断して、心肺停止判別処理を終了し、その後、再びステップ S 1 0 の処理が行われ、判別時間の計測は最初から開始されることになる。

【0078】

上記ステップ S 1 7 において、心肺カウンタが所定の回数（例えば、6 回）以上ではないと判別された場合は、ステップ S 1 8 に移行する。上記ステップ S 1 8 では、所定の判別時間（例えば、1 5 秒）が経過したか否かが判別される。上記ステップ S 1 8 において、所定の判別時間（例えば、1 5 秒）が経過していないと判別された場合は、再び、上記ステップ S 1 1 に戻り同様の処理が繰り返される。上記ステップ S 1 8 において、所定の判別時間（例えば、1 5 秒）が経過したと判別された場合は、ステップ S 1 9 に移行する。つまり、1 秒間に 6 回以下という状態が 1 5 秒間連続して発生した場合に、ステップ S 1 9 に移行し、この記ステップ S 1 9 では、心肺停止異常報知を行い、その後、処理を終了する。報知が解除されたあとは、再び、ステップ S 1 から処理が開始される。

【0079】

次に、図 2 2 を参照して体動判別処理を説明する。

まず、ステップ S 2 0 において、判別時間（例えば、3 2 秒）の計測を開始する。次に、ステップ S 2 1 に移行して体動カウンタをリセットする。次に、ステップ S 2 2 に移行し、測定時間（例えば、4 秒）の計測を開始する。

【0080】

次に、ステップ S 2 3 に移行し、混在信号から最新のサンプルデータを取り出す。次に、ステップ S 2 4 に移行し、上記サンプルデータが所定の体動判別用閾値（例えば、+ 4 . 9 V）以上か否かを判別する。上記ステップ S 2 4 において、上記サンプルデータが所定の体動判別用閾値（例えば、+ 4 . 9 V）以上と判別された場合は、ステップ S 2 5 に移行し、体動カウンタに 1 を加算する。次に、ステップ S 2 6 に移行する。上記ステップ S 2 4 において、上記サンプルデータが所定の体動判別用閾値（例えば、+ 4 . 9 V）以上ではないと判別された場合も、上記ステップ S 2 6 に移行する。

上記ステップ S 2 6 では、所定の測定時間（例えば、4 秒）が経過したか否かが判別される。上記ステップ S 2 6 において、所定の測定時間（例えば、4 秒）が経過していないと判別された場合は、再び、上記ステップ S 2 3 に戻り同様の処理が繰り返される。

【0081】

上記ステップ S 2 6 において、所定の測定時間（例えば、4 秒）が経過したと判別された場合は、ステップ S 2 7 に移行する。ステップ S 2 7 では、体動カウンタが所定の回数（例えば、2 0 0 回）以上でないかが判別される。体動カウンタが所定の回数（例えば、2 0 0 回）以上の場合は、ステップ S 2 8 へ移行する。上記ステップ S 2 8 では、表示手段 4 9 に「体動あり」の表示を呼吸数と脈拍数のところに行い、ステップ S 2 9 に移行する。

【0082】

上記ステップ S 2 9 では、所定の判別時間（例えば、3 2 秒）が経過したか否かが判別される。上記ステップ S 2 9 において、所定の判別時間（例えば、3 2 秒）が経過していると判別された場合は、ステップ S 3 0 に移行する。上記ステップ S 3 0 では、体動異常報知を行い、処理を終了する。その後、報知を解除した後、再び、ステップ S 1 の処理から開始される。すなわち、体動カウンタが所定の回数（例えば、2 0 0 回）以上の場合は所定の判別時間（例えば、3 2 秒）連続した場合に、体動異常報知を行うようにしている。

上記ステップ S 2 9 において、所定の判別時間（例えば、3 2 秒）が経過していないと判別された場合は、再び、上記ステップ S 2 1 に戻り同様の処理が繰り返される。

【 0 0 8 3 】

上記ステップ S 2 7 で、体動カウンタが所定の回数（例えば、2 0 0 回）以上でないと判別された場合は、ステップ S 3 1 へ移行する。上記ステップ S 3 1 では、表示手段 4 9 に呼吸 / 脈拍数が表示され、体動判別処理を終了した後、再び、ステップ S 2 0 から処理を開始する。

【 0 0 8 4 】

次に、図 2 3 を参照して呼吸計測処理を説明する。

まず、ステップ S 4 0 において、呼吸異常時間（例えば、1 2 0 秒）をリセットし、ステップ S 4 1 に移行する。ステップ S 4 1 では、所定のサンプリング時間（例えば、1 0 秒）分の混在信号をサンプリングして、サンプリングデータを取得する。次に、ステップ S 4 2 に移行し、上記サンプリングデータに、フィルタ処理等の演算処理を施して、呼吸信号を抽出する。次に、ステップ S 4 3 に移行し、上記呼吸信号から 1 分間の呼吸数を算出して表示する。

10

【 0 0 8 5 】

次に、ステップ S 4 4 に移行し、呼吸数が所定の範囲（例えば、8 ~ 2 8 回 / 分）か否かが判別される。上記ステップ S 4 4 において、呼吸数が所定の範囲（例えば、8 ~ 2 8 回 / 分）ではないと判別された場合は、ステップ S 4 5 に移行し、呼吸異常時間が加算される（1 0 秒単位で加算していく。）。次に、ステップ S 4 6 に移行し、所定の呼吸異常時間（例えば、1 2 0 秒）が経過したか否かが判別される。上記ステップ S 4 6 において、所定の呼吸異常時間（例えば、1 2 0 秒）が経過していないと判別された場合は、再び、上記ステップ S 4 1 に移行する。上記ステップ S 4 6 において、所定の呼吸異常時間（例えば、1 2 0 秒）が経過したと判別された場合は、ステップ S 4 7 に移行する。上記ステップ S 4 7 では、呼吸異常報知を行い、その後、処理を終了する。

20

【 0 0 8 6 】

上記ステップ S 4 4 において、呼吸数が所定の範囲（例えば、8 ~ 2 8 回 / 分）であると判別された場合は、ステップ S 4 0 に戻って再び呼吸計測処理を再び開始する。

【 0 0 8 7 】

次に、図 2 4 を参照して脈拍計測処理を説明する。

30

まず、ステップ S 4 8 において、脈拍異常時間（例えば、1 2 0 秒）をリセットし、ステップ S 4 9 に移行する。ステップ S 4 9 では、所定のサンプリング時間（例えば、1 0 秒）分の混在信号をサンプリングして、サンプリングデータを取得する。

次に、ステップ S 5 0 に移行し、上記サンプリングデータに、フィルタ処理等の演算処理を施して、脈拍信号を抽出する。次に、ステップ S 5 1 に移行し、上記脈拍信号から 1 分間の脈拍数を算出して表示する。

【 0 0 8 8 】

次に、ステップ S 5 2 に移行し、脈拍数が所定の範囲（例えば、4 0 ~ 1 2 0 回 / 分）か否かが判別される。上記ステップ S 5 2 において、脈拍数が所定の範囲（例えば、4 0 ~ 1 2 0 回 / 分）ではないと判別された場合は、ステップ S 5 3 に移行し、脈拍異常時間（例えば、1 0 秒）が加算される。次に、ステップ S 5 4 に移行し、所定の脈拍異常時間（例えば、1 2 0 秒）が経過したか否かが判別される。上記ステップ S 5 4 において、所定の脈拍異常時間（例えば、1 2 0 秒）が経過していないと判別された場合は、再び、上記ステップ S 4 9 に戻り同様の処理が繰り返される。

40

上記ステップ S 5 4 において、所定の脈拍異常時間（例えば、1 2 0 秒）が経過したと判別された場合は、ステップ S 5 5 に移行する。上記ステップ S 5 5 では、脈拍異常報知を行い、その後、処理を終了する。

【 0 0 8 9 】

上記ステップ S 5 2 において、脈拍数が所定の範囲（例えば、4 0 ~ 1 2 0 回 / 分）であると判別された場合は、ステップ S 4 8 に戻り、再び脈拍計測処理を開始する。

50

なお、以上の処理において、図 20 のステップ S 2 において、その他の報知が抑制されることにより、離床報知が最優先されることになる。また、図 21 に示す心肺停止異常報知、図 22 に示す体動異常報知、図 23 に示す呼吸異常報知、図 24 に示す脈拍異常報知に関しては、心肺停止異常報知の判定時間が 15 秒、体動異常報知の判定時間が 32 秒、呼吸異常報知及び脈拍異常報知の判定時間が 120 秒に設定することにより、心肺停止異常報知、体動異常報知、呼吸異常報知及び脈拍異常報知、の順で報知の優先順位が付けられている。

#### 【0090】

次に、図 25 を参照して、同じ「離床・見守りモード」であって、「呼吸・脈拍及び離床 / 在床計測における連続離床時間設定時の動作」を説明する。

この処理は、離床しても直ぐに報知する必要はないが、長時間離床している異常を報知したい場合に適用される。

例えば、常にベッド 3<sub>1</sub> ~ 3<sub>n</sub> 上に居る使用者 7<sub>1</sub> ~ 7<sub>n</sub> が、時々ベッド 7<sub>1</sub> ~ 7<sub>n</sub> の横のトイレ（簡易トイレ）に行くために離床した場合に、何等かの理由でベッド 3<sub>1</sub> ~ 3<sub>n</sub> に戻ることができない場合を検知して報知したい場合に適用される。この場合の連続離床時間は、例えば、30 分である。

又、別の例としては、認知症等の使用者 7<sub>1</sub> ~ 7<sub>n</sub> が、部屋の何処かで転倒して動けなくなりベッド 3<sub>1</sub> ~ 3<sub>n</sub> に戻れないような場合を検知して報知したい場合に適用される。この場合の連続離床時間は、例えば、24 時間である。

#### 【0091】

まず、ステップ S 61 において、離床センサ 11<sub>1</sub> ~ 11<sub>n</sub> の「オン / オフ」が判別される。上記ステップ S 61 において、離床センサ 11<sub>1</sub> ~ 11<sub>n</sub> が「オフ」と判別された場合は、ステップ S 62 に移行する。ステップ S 62 では、心肺停止異常報知、体動異常報知、呼吸異常報知、脈拍異常報知といった、その他の報知が抑制され、次のステップ S 63 に移行する。

#### 【0092】

ステップ S 63 では、離床時間の計測を開始し、次のステップ S 64 に移行する。ステップ S 64 では、離床センサ 11<sub>1</sub> ~ 11<sub>n</sub> の「オン / オフ」が判別される。上記ステップ S 64 において、離床センサ 11<sub>1</sub> ~ 11<sub>n</sub> が「オフ」と判別された場合は、ステップ S 65 に移行する。ステップ S 65 では、所定の離床時間（例えば、2 秒）が経過しているか否かが判別される。上記ステップ S 65 において、所定の離床時間（2 秒）が経過したと判別された場合は、ステップ S 67 に移行する。ステップ S 65 において、所定の離床時間（2 秒）が経過していないと判別された場合にはステップ S 64 に戻り同様の処理が繰り返される。

#### 【0093】

ステップ S 67 では、所定の連続離床時間（例えば、1440 分）が経過しているか否かが判別される。上記ステップ S 67 において、所定の連続離床時間（例えば、1440 分）が経過したと判別された場合は、ステップ S 68 に移行する。上記ステップ S 68 では、連続離床報知を行い、処理を終了する。

上記ステップ S 67 において、所定の連続離床時間（例えば、1440 分）が経過していないと判別された場合は、再び、ステップ S 64 に戻り同様の処理が繰り返される。

#### 【0094】

上記ステップ S 61 において、離床センサ 11<sub>1</sub> ~ 11<sub>n</sub> が「オン」と判別された場合は、ステップ S 69 に移行し、その他の報知の抑制を解除した後、再びステップ S 61 から処理を開始する。上記ステップ S 64 において離床センサ 11<sub>1</sub> ~ 11<sub>n</sub> が「オン」と判別された場合も同様である。

なお、この場合にも、図 21 ~ 図 24 に示した心肺停止判定、体動判定、呼吸計測、脈拍計測については、同様に行われる。

#### 【0095】

次に、図 26 を参照して、同じ「離床・見守りモード」であって、「呼吸・脈拍及び離

10

20

30

40

50

床 / 在床計測における連続在床時間設定時の動作」について説明する。

この場合は、例えば、在宅介護等で、在床時に呼吸や脈拍の状態の計測を行うとともに、長時間連続して在床していた異変を報知したい場合に使用する。

例えば、ベッド  $3_1 \sim 3_n$  に居る使用者  $7_1 \sim 7_n$  で時々ベッド  $3_1 \sim 3_n$  の横のトイレ（簡易トイレ）に行く人の場合、長時間トイレに行かなかつたりする異変を検知・報知したい場合（連続在床時間 12 時間）が考えられる。

又、寝たきりではない使用者  $7_1 \sim 7_n$  が 1 日中ベッド  $3_1 \sim 3_n$  で寝ている異変を検知・報知したい場合（連続在床時間 24 時間）が考えられる。

まず、ステップ S 7 1 において、在床時間の計測が開始される。次に、ステップ S 7 2 に移行し、離床センサ  $11_1 \sim 11_n$  の「オン/オフ」が判別される。上記ステップ S 7 2 において、離床センサ  $11_1 \sim 11_n$  が「オン」とであると判別された場合は、ステップ S 7 3 に移行する。

【0096】

上記ステップ S 7 3 では、所定の連続在床時間（例えば、1440 分）を経過していないか否かが判別される。上記ステップ S 7 3 において、所定の連続在床時間（例えば、1440 分）を経過していないと判別された場合は、再び、上記ステップ S 7 2 に戻り同様の処理が繰り返される。上記ステップ S 7 3 において、所定の連続在床時間（例えば、1440 分）を経過したと判別された場合は、ステップ S 7 4 に移行する。ステップ S 7 4 では、連続在床報知を行い、その後、処理を終了する。

なお、所定の連続在床時間を「0」に設定することにより連続在床報知は行われないこととなる。

【0097】

上記ステップ S 7 2 において、離床センサ  $11_1 \sim 11_n$  が「オフ」とであると判別された場合は、ステップ S 7 5 に移行する。上記ステップ S 7 5 では、在床時間の計測が中止され、ステップ S 7 6 に移行する。ステップ S 7 6 では、心肺停止異常報知、体動異常報知、呼吸異常報知、脈拍異常報知といった、その他の報知が抑制され、次のステップ S 7 7 に移行する。

【0098】

ステップ S 7 7 では、離床時間の計測が開始され、ステップ S 7 8 に移行する。ステップ S 7 8 では、離床センサ  $11_1 \sim 11_n$  の「オン/オフ」が判別される。上記ステップ S 7 8 において、離床センサ  $11_1 \sim 11_n$  が「オフ」と判別された場合は、ステップ S 7 9 に移行する。ステップ S 7 9 では、所定の離床時間（例えば、2 秒）が経過しているか否かが判別される。上記ステップ S 7 9 において、所定の離床時間（例えば、2 秒）が経過していないと判別された場合は、再び、上記ステップ S 7 8 に戻り同様の処理が繰り返される。

【0099】

上記ステップ S 7 8 において、離床センサ  $11_1 \sim 11_n$  が「オン」と判別された場合は、ステップ S 8 0 に移行する。ステップ S 8 0 では、在床時間の計測が再開され、ステップ S 8 1 に移行して、その他の報知の抑制を解除して、ステップ S 7 3 に移行する。上記ステップ S 7 9 において、所定の離床時間（例えば、2 秒）が経過したと判別された場合は、ステップ S 8 2 に移行する。ステップ S 8 2 では、離床報知設定の「オン/オフ」が判別される。上記ステップ S 8 2 において、離床報知設定が「オン」とであると判別された場合は、ステップ S 8 3 に移行し、離床報知が行われる。そして、その後、処理を終了する。

上記ステップ S 8 2 において、離床報知設定が「オフ」とであると判別された場合は、再度、離床センサ  $11_1 \sim 11_n$  が「オン」したときに、ステップ S 7 1 からの処理が開始される。

【0100】

次に、図 27 を参照して、同じ「離床・見守りモード」であって、「呼吸・脈拍及び離床 / 在床計測における連続離床時間及び連続在床時間設定時の動作」を説明する。

これは、在宅介護等で、在床時に呼吸や脈拍の状態の計測を行うと共に、離床しても直ぐに報知する必要はないが、長時間連続離床している異変や長時間連続在床している異変等を検知・報知したい場合に用いる。

例えば、ベッド $3_1 \sim 3_n$ に居る使用者 $7_1 \sim 7_n$ で、時々ベッド $3_1 \sim 3_n$ の横のトイレ（簡易トイレ）に行く人の場合、何等かの理由でベッド $3_1 \sim 3_n$ に戻れなくなってしまう異変、長時間トイレに行かないような異変、等を検知・報知したい場合に適用する（連続離床時間30分、連続在床時間12時間）。

又、毎日ベッド $3_1 \sim 3_n$ 上で寝ているがベッド $3_1 \sim 3_n$ 外に居る時もある使用者 $7_1 \sim 7_n$ の場合であって、部屋の何処かで転倒して動けなくなっていてベッド $3_1 \sim 3_n$ に戻ってこない異変、1日中ベッド $3_1 \sim 3_n$ で寝ている異変、等を検知・報知したい場合に用いる（連続離床時間24時間、連続在時間24時間）。

まず、ステップS91において、在床時間の計測が開始される。次に、ステップS92に移行し、離床センサ $11_1 \sim 11_n$ の「オン/オフ」が判別される。上記ステップS92において、離床センサ $11_1 \sim 11_n$ が「オン」であると判別された場合は、ステップS93に移行する。

#### 【0101】

上記ステップS93では、所定の連続在床時間（例えば、1440分）を経過しているか否かが判別される。上記ステップS93において、所定の連続在床時間（例えば、1440分）を経過していないと判別された場合は、ステップS92に戻る。

#### 【0102】

上記ステップS93において、所定の連続在床時間（1440分）を経過したと判別された場合は、ステップS94に移行する。ステップS94では、連続在床報知を行い、その後、処理を終了する。

なお、所定の連続在床時間を「0」に設定することにより連続在床報知は行われないうこととなる。

#### 【0103】

上記ステップS92において、離床センサ $11_1 \sim 11_n$ が「オフ」であると判別された場合は、ステップS95に移行する。上記ステップS95では、在床時間の計測が中止され、ステップS96に移行する。ステップS96では、心肺停止異常報知、体動異常報知、呼吸異常報知、脈拍異常報知といった、その他の報知が抑制され、次のステップS97に移行する。ステップS97では、離床時間の計測が開始され、ステップS98に移行する。ステップS98では、離床センサ $11_1 \sim 11_n$ の「オン/オフ」が判別される。上記ステップS98において、離床センサ $11_1 \sim 11_n$ が「オフ」と判別された場合は、ステップS99に移行する。ステップS99では、所定の離床時間（例えば、2秒）が経過しているか否かが判別される。上記ステップS99において、所定の離床時間（例えば、2秒）が経過していないと判別された場合は、ステップS98に戻り同様の処理が繰り返される。

#### 【0104】

上記ステップS98において、離床センサ $11_1 \sim 11_n$ が「オン」と判別された場合は、ステップS100に移行する。このステップS100では在床時間計測が再開され、ステップS101に移行する。このステップS101において、その他の報知の抑制が解除され、既に述べたステップS93に移行する。上記ステップS99で、所定の離床時間（例えば、2秒）が経過していると判別された場合には、ステップS102に移行する。このステップS102では所定の連続離床時間（例えば、1440分）が経過していないか否かが判別される。上記ステップS102において、所定の連続離床時間（例えば、1440分）が経過したと判別された場合は、ステップS103に移行する。上記ステップS103では、連続離床報知を行い、その後、処理を終了する。上記ステップS102において、所定の連続離床時間（例えば、1440分）が経過していないと判別された場合は、再び、上記ステップS99に戻り、以下、同様の処理が繰り返される。

#### 【0105】

次に、コントロール装置 15<sub>1</sub> ~ 15<sub>n</sub> の動作モードが「見守りモード」であって、「呼吸・脈拍計測における動作」について説明する。

この場合は、例えば、使用者 7<sub>1</sub> ~ 7<sub>n</sub> がベッド 3<sub>1</sub> ~ 3<sub>n</sub> 上で殆ど動くことはなく、当然のことながら、離床することもないが、呼吸や脈拍の状態を計測する必要がある場合に適用される。

具体的には、既に説明した図 20 の処理を行わず、図 21 ~ 図 24 に示す処理のみが行われることになる。

#### 【0106】

次に、コントロール装置 15<sub>1</sub> ~ 15<sub>n</sub> の動作モードが「離床モード」であって、「離床 / 在床計測における動作」について説明する。

例えば、呼吸や脈拍の計測の必要はないが、使用者 7<sub>1</sub> ~ 7<sub>n</sub> が離床した場合に直ぐに報知を行いたい場合に用いられる。

具体的には、既に説明した図 20 に示す処理のみが行われることになる。

#### 【0107】

次に、コントロール装置 15<sub>1</sub> ~ 15<sub>n</sub> の動作モードが「離床モード」であって、「離床 / 在床計測における連続離床設定時の動作」について説明する。

例えば、在宅介護等で、呼吸や脈拍の計測の必要はなく、又、離床の報知の必要もないが、使用者 7<sub>1</sub> ~ 7<sub>n</sub> が長時間離床したら報知を行いたいときに適用される。

具体的には、既に説明した図 25 の処理のみが行われることになる。

#### 【0108】

次に、コントロール装置 15<sub>1</sub> ~ 15<sub>n</sub> の動作モードが「離床モード」であって、「離床 / 在床計測における連続在床時間設定時の動作」について説明する。

この場合には、在宅介護等で、呼吸や脈拍の計測の必要はないが、長時間連続して在床している異変、等を報知させたい場合に用いられる。

例えば、ベッド 3<sub>1</sub> ~ 3<sub>n</sub> に居る使用者 7<sub>1</sub> ~ 7<sub>n</sub> で、時々ベッド 3<sub>1</sub> ~ 3<sub>n</sub> の横のトイレに行く場合、長時間トイレに行かない異変、等を検知・報知する場合に用いられる（連続在床時間 12 時間）。

又、寝たきりではない使用者 7<sub>1</sub> ~ 7<sub>n</sub> が 1 日中ベッド 3<sub>1</sub> ~ 3<sub>n</sub> で寝ている異変、等を報知したい場合に用いられる（連続在床時間 24 時間）。

具体的には、図 26 に示した処理のみが行われることになる。

#### 【0109】

次に、コントロール装置 15<sub>1</sub> ~ 15<sub>n</sub> の動作モードが「離床モード」であって、「離床 / 在床計測における連続離床時間及び連続在床時間設定時の動作」について説明する。

この場合には、在宅介護等で、呼吸や脈拍の計測の必要はなく、且つ、離床しても直ぐに報知する必要はないが、長時間連続して離床している異変、長時間連続して在床している異変、等を検知・報知したい場合に用いられる。

例えば、常にベッド 3<sub>1</sub> ~ 3<sub>n</sub> に居る使用者 7<sub>1</sub> ~ 7<sub>n</sub> で、時々ベッド 3<sub>1</sub> ~ 3<sub>n</sub> のサイド等のトイレ（簡易トイレ）に行く場合、何等かの理由でベッド 3<sub>1</sub> ~ 3<sub>n</sub> に戻れないような異変、長時間トイレに行かないような異変、等の異変を検知・報知したい場合に用いられる（連続離床時間が 30 分、連続在床時間が 12 時間）。

又、必ず毎日ベッド 3<sub>1</sub> ~ 3<sub>n</sub> 上で寝ている使用者 7<sub>1</sub> ~ 7<sub>n</sub> であって、ベッド 3<sub>1</sub> ~ 3<sub>n</sub> 外に居る時がある場合、部屋の何処かで転倒して動けなくなったり、ベッド 3<sub>1</sub> ~ 3<sub>n</sub> に戻っていない異変、一日中ベッド 3<sub>1</sub> ~ 3<sub>n</sub> で寝ている異変、等の異変を検知・報知する場合に用いられる（連続離床が 24 時間、連続在床も 24 時間）。

具体的には、既に説明した図 27 に示した処理のみが行われる。

#### 【0110】

次に、図 28 及び図 29 を参照して、無呼吸の検知・報知について説明する。コントロール装置 15<sub>1</sub> ~ 15<sub>n</sub> の信号処理手段 43 は、異常判別手段 45 において無呼吸を判別し、無呼吸と判別された場合は、呼吸計測により求められた呼吸数に関わらず呼吸数を「0」とみなして、上記呼吸計測の精度を高めるようにしている。

10

20

30

40

50

以下、図 2 8 及び図 2 9 を参照しながら、この無呼吸判別処理について詳細に説明する。

まず、ステップ S 2 0 1 において、生体情報収集シート 1 3<sub>1</sub> ~ 1 3<sub>n</sub> から所定の期間（例えば、1 0 秒）分の混在信号をサンプリングデータとして取得する。このサンプリングデータは、呼吸がある場合では、例えば、図 2 9（a）に示すようなものであり、呼吸がない場合では、例えば、図 2 9（c）に示すようなものである。次に、ステップ S 2 0 2 に移行し、上記サンプリングデータから絶対値データを得る。この絶対値データは、呼吸がある場合では、例えば、図 2 9（b）に示すようなものであり、呼吸がない場合では、例えば、図 2 9（d）に示すようなものである。

【 0 1 1 1 】

なお、図 2 9（a）は横軸に時間（秒）をとり縦軸にセンサ出力（mV、混在信号）をとり、呼吸がある場合のセンサ出力（mV、混在信号）の時間変化を示した図であり、図 3 1（b）は横軸に時間（秒）をとり縦軸にセンサ出力（mV、混在信号）をとり、呼吸がある場合のセンサ出力（mV、混在信号）の絶対値の時間変化を示した図である。

また、図 3 1（c）は横軸に時間（秒）をとり縦軸にセンサ出力（mV、混在信号）をとり、無呼吸の場合のセンサ出力（mV、混在信号）の時間変化を示した図であり、図 3 1（d）は横軸に時間（秒）をとり縦軸にセンサ出力（mV、混在信号）をとり、無呼吸の場合のセンサ出力（mV、混在信号）の絶対値の時間変化を示した図である。

また、上記サンプリングデータは、上記混在信号から、例えば、0 . 0 1 秒ごとにデータを得たものであり、上記所定の期間（例えば、1 0 秒）であれば、1 0 0 0 個のデータを得られるものである。

【 0 1 1 2 】

次に、ステップ S 2 0 3 に移行し、上記絶対値データの最大値を得る。次に、ステップ S 2 0 4 に移行し、測定回数カウンタをリセットする。次に、ステップ S 2 0 5 に移行し、絶対値データからデータ抽出位置をリセットする。次に、ステップ S 2 0 6 に移行し、計数カウンタをリセットする。次に、ステップ S 2 0 7 に移行し、上記絶対値データの抽出位置のデータを抽出する。

【 0 1 1 3 】

次に、ステップ S 2 0 8 に移行し、上記データが上記最大値を元に決定された基準値（例えば、最大値の 0 . 3 倍、但し、上記最大値の 0 . 3 倍が 0 . 5 V より大きい場合は 0 . 5 V）以上か否かが判別される。上記ステップ S 2 0 8 において、上記データが上記最大値を元に決定された基準値（例えば、最大値の 0 . 3 倍）以上と判別された場合は、ステップ S 2 0 9 に移行する。このステップ S 2 0 9 では、計数カウンタに 1 が加算される。次に、ステップ S 2 1 0 に移行して、抽出位置がサンプリングデータの最後まで到達したか否かが判別される。上記ステップ S 2 1 0 で、抽出位置がサンプリングデータの最後まで到達していないと判別された場合は、ステップ S 2 1 1 へ移行し、データ抽出位置を移動した後、再び上記ステップ S 2 0 7 に戻り同様の処理が繰り返される。

【 0 1 1 4 】

上記ステップ S 2 1 0 で、抽出位置がサンプリングデータの最後まで到達したと判別された場合は、ステップ S 2 1 2 に移行し、計数カウンタが所定の回数（例えば、5 0 0 回）以下か否かが判別される。上記ステップ S 2 1 2 において、計数カウンタが所定の回数（例えば、5 0 0 回）以下であると判別された場合は、ステップ S 2 1 3 に移行する。上記ステップ S 2 1 3 では、測定回数カウンタに 1 が加算される。次のステップ S 2 1 4 では、測定回数カウンタが所定の回数（例えば、3 回）より大きいかが判別される。上記ステップ S 2 1 4 において、測定回数カウンタが所定の回数（例えば、3 回）より大きいと判別された場合は、次のステップ S 2 1 5 に移行する。上記ステップ S 2 1 4 において、測定回数カウンタが所定の回数（例えば、3 回）より大きくはない判別された場合は、ステップ S 2 0 5 に戻り同様の処理が繰り返される。

【 0 1 1 5 】

ステップ S 2 1 5 では無呼吸であると判別され、図 2 3 で示した呼吸計測処理で得られ

10

20

30

40

50

た呼吸数の計測結果に寄らず、呼吸数を0回として処理する。その後、再び、上記ステップS201に戻り同様の処理が繰り返される。上記ステップS212において、計数カウンタが所定の回数（例えば、500回）以下ではないと判別された場合は、ステップS216に移行する。このステップS216で呼吸があると判別され、この場合には、図23で示した呼吸計測処理で得られた呼吸数の計測結果をそのまま呼吸数として処理する。その後、再び、上記ステップS201に戻り同様の処理が繰り返される。

#### 【0116】

次に、本実施の形態によると次のような効果を奏することができる。

まず、離床センサ11<sub>1</sub>～11<sub>n</sub>が「オフ」になっていても、誤検知防止の為に所定の離床時間（例えば、2秒）が経過していることを判別した上で離床を報知するようにして  
10  
おり、その上で、生体情報収集シート13から得られた混在信号をそのまま用いて、心肺停止判別処理や体動判別処理を行なって、死亡、発作等の重要事象を報知するようにしている。死亡、発作等の重要事象を迅速且つ誤判定少なく検知して警報することができる。

#### 【0117】

また、離床報知、心肺停止異常、体動異常、呼吸及び脈拍異常の順で報知に優先順位を付与しているので、上記したように、死亡、発作等の重要事象を迅速に検知して警報することができる。

又、在床であって、死亡、発作等の重要事象無しと判別された場合には、混在信号に所定の信号処理を施して呼吸、脈拍の情報を取得し、それに基づいて、呼吸異常、脈拍異常  
20  
を判別して警報するようにしている。それによって、監視精度を高めることができる。

#### 【0118】

また、無呼吸判別処理により無呼吸を判別するようにして、無呼吸が検知された場合には、それを優先して呼吸判別処理を行なうようにしている。呼吸異常判定の精度を高めることができる。

特に、上記無呼吸判別処理は、所定の時間内（例えば、10秒）において上記混在信号に所定の閾値（最大値の0.3倍、但し、0.5Vより大きい場合は0.5Vに制限）以上の振幅を有する信号が出現する頻度（例えば、500回以下であるか否か）を基準にして行われるものであるため、無呼吸判別処理の精度を高めることができる。また、このよ  
30  
うな条件を満たす状態が、例えば、3回繰り返された場合に、無呼吸と判別しているため、より、精度を高めることができる。

また、連続離床異常、連続在床異常についても報知するようにしている。それによっても、監視精度を高めることができる。特に、通常の離床と連続離床異常、連続在床異常を適宜組み合わせることにより、様々なケースに効果的に対応して監視することができる。

また、連続在床異常を報知する場合において、離床の報知を選択することができるようにしている。それによっても、対応可能なケースを増加させることができる。

#### 【0119】

また、ベッド3<sub>1</sub>～3<sub>n</sub>の近傍には、それぞれコントロール装置15<sub>1</sub>～15<sub>n</sub>が設置されているので、このコントロール装置15<sub>1</sub>～15<sub>n</sub>を使用すれば、使用者7<sub>1</sub>～7<sub>n</sub>の近傍で所望の監視を行うことができる。  
40

また、ホストコンピュータ19が設置されているため、このホストコンピュータ19によって、上記コントロール装置15<sub>1</sub>～15<sub>n</sub>を集中管理することができる。

また、コントロール装置15<sub>1</sub>～15<sub>n</sub>、ホストコンピュータ19の何れの側においても、各種設定、各種監視が可能な構成になっているので、状況に応じて、何れか一方で各種設定、各種監視を行う、両方で各種設定、各種監視を行う、双方で役割分担する、等、様々な使用形態に対応することができる。

#### 【0120】

また、離床センサ11<sub>1</sub>～11<sub>n</sub>は、平行に設置された板状部材81a、81bと弾性  
50

部材からなる支持部材 8 3 a ~ 8 3 e と上記板状部材 8 1 a、8 1 b の間に設置された離床検出スイッチ 8 5 から構成されているため、感度良く離床 / 在床を検出できる。

【 0 1 2 1 】

また、上記離床検出スイッチ 8 5 には、上記板状部材 8 1 a と当接される突起 9 7 が設けられているため、上記離床検出スイッチ 8 5 が上記板状部材 8 1 a によって押圧されやすくなり、感度を高めることができる。

また、上記板状部材 8 1 a と突起 9 7 との間に僅かな空間を積極的に設けた場合には、離床時に、離床検出スイッチ 8 5 にマットレス 5 5 の荷重が掛かり難くなり、それによって、離床センサの耐久性を向上させて、誤検知防止を図ることができる。

【 0 1 2 2 】

また、生体情報収集シート 1 3 <sub>1</sub> ~ 1 3 <sub>n</sub> は、複数（この第 1 の実施の形態の場合は 2 つ）の空気室 1 0 5、1 0 5 が設けられ連絡路 1 0 7 によって内部が連通していて全体としてシート状に設けられた袋体 1 0 1 と、上記空気室 1 0 5 に設けられ焦電型赤外線センサ 1 2 1 及び増幅回路を基板 1 2 5 上に設けてなるセンサモジュール 1 1 1 とから構成されるため、上記使用者 7 <sub>1</sub> ~ 7 <sub>n</sub> の生体情報を高感度に検出できる。

【 0 1 2 3 】

また、上記センサモジュール 1 1 1 には焦電型赤外線センサ 1 2 1 が用いられているため、上記使用者 7 <sub>1</sub> ~ 7 <sub>n</sub> の呼吸等の僅かな動作によって生じる上記袋体 1 0 1 内の空気の流れに起因する上記センサモジュール 1 1 1 周辺の温度変化から、上記使用者 7 <sub>1</sub> ~ 7 <sub>n</sub> の生体情報を高感度に検出することができる。特に、上記焦電型赤外線センサ 1 2 1 は低周波域で感度が高いため、使用者 7 <sub>1</sub> ~ 7 <sub>n</sub> の呼吸、心拍、脈拍等の生体情報を高感度に検出することができる。

【 0 1 2 4 】

また、上記センサモジュール 1 1 1 の基板 1 2 5 には、上記焦電型赤外線センサ 1 2 1 とともに、上記焦電型赤外線センサ 1 2 1 の出力を増幅させる増幅回路も実装されている。そのため、上記生体情報収集シート 1 3 は、上記焦電型赤外線センサ 1 2 1 と上記増幅回路を離間させて設置した場合にみられるノイズの影響を受け難く、使用者 7 <sub>1</sub> ~ 7 <sub>n</sub> の呼吸、心拍、脈拍等の生体情報を高感度に検出することができる。

また、上記センサモジュール 1 1 1 は上記空気室 1 0 5 内に封入されているため、外乱に起因するノイズの発生を抑制することができ、被介護者の呼吸、心拍、脈拍等の生体情報を高感度に検出することができる。

【 0 1 2 5 】

また、上記袋体 1 0 1 の上記ケーブル 1 3 5 によって貫通される部分においては、上記袋体 1 0 1 の上記ケーブル 1 3 5 によって貫通される部分は、シート材 1 0 3 a、1 0 3 b、補強シート 1 4 1 a、1 4 1 b、上記熱収縮チューブ 1 3 9、接着剤層、上記ケーブル 1 3 5 がまとめて熱溶着された構成となっているため、この部分における空気漏れを完全に防ぐことができる。

特に、熱収縮チューブ 1 3 9 の内側には接着剤層が備えられているので、熱収縮チューブ 1 3 9 とケーブル 1 3 5 との隙間を介しての空気漏れを完全に防ぐことができる。

【 0 1 2 6 】

また、図 4 ( b ) に示すように、上記ケーブル 1 3 5 の上記基板 1 2 5 に対する接続部、すなわち、各リード線 1 2 7 の露出された導体 1 2 9 の部分から上記被覆チューブ 1 3 3 に至る範囲が接着剤 1 4 3 によって固められているため、上記ケーブル 1 3 5 の被覆チューブ 1 3 3、及び、リード線 1 2 7 の被覆チューブ 1 3 1 の端の隙間を介しての上記袋体 1 0 1 からの空気漏れを防止することができる。

なお、上記袋体 1 0 1 自体が、例えば、ポリエチレンやナイロン（登録商標）からなる層を重ねた 2 層構造又は 3 層構造を成すガスバリア性の高いシート材 1 0 3 a、1 0 3 b を熱溶着などによって貼り合わされていて、空気漏れがない構成になっていることは勿論である。

【 0 1 2 7 】

このように、上記袋体 101 内からの空気漏れを防ぐことで、前述したような、使用者  $7_1 \sim 7_n$  の僅かな動作により空気室 105 内に空気の流れが発生する機能や、一方の空気室 105 内で発生した空気の流れを効率よく他方の空気室 105 に伝播する機能が担保され、上記生体情報収集シート 13 を検出可能な範囲が広く、且つ、高感度なものとすることができる。

また、上記袋体 101 内からの空気漏れを防ぐことによって、上記袋体 101 内への空気の補充なしに長期間にわたって上記生体情報収集シート 13 の機能・性能を維持することができる。

#### 【0128】

次に、図 30 を参照して本発明の第 2 の実施の形態を説明する。前記第 1 の実施の形態の場合には、離床 / 在床の報知とそれより下位の報知、すなわち、心肺停止異常、体動異常、呼吸及び脈拍異常の報知に関しては、図 20 のステップ S2 の処理により優先順位を付け、心肺停止異常、体動異常、呼吸及び脈拍異常相互間の優先順位に関しては、それぞれの判定に要する処理時間を適切な値に設定することにより優先順位を付与するようにしていた。これに対して、この第 2 の実施の形態の場合には、心肺停止異常、体動異常、呼吸及び脈拍異常相互間の優先順位に関しても、下位の異常報知を抑制する処理により優先順位を付与するようにしている。以下、図 30 を参照して詳細に説明する。

#### 【0129】

まず、ステップ S221 において心肺停止異常報知か否かが判別される。心肺停止異常報知であると判別された場合には、ステップ S222 に移行して、体動異常報知と呼吸及び脈拍異常報知を抑制する処理を行なう。次いで、ステップ S223 に移行して、心肺停止異常報知の抑制の有無を判別する。ここで、心肺停止異常報知の抑制なしと判別された場合には、ステップ S224 に移行して、心肺停止異常報知を行う。これに対して、心肺停止異常報知の抑制ありと判別された場合には、そのまま終了する。

#### 【0130】

上記ステップ S221 において、心肺停止異常報知ではないと判別された場合には、ステップ S225 に移行する。このステップ S225 において、体動異常報知か否かが判別される。ステップ S225 において体動異常報知であると判別された場合には、ステップ S226 に移行する。このステップ S226 においては、呼吸及び脈拍異常報知を抑制する処理を行なう。次いで、ステップ S227 に移行して、体動異常報知抑制の有無を判別し、体動異常報知抑制なしと判別された場合には、ステップ S228 に移行する。このステップ S228 において体動異常報知が行われる。ステップ S227 において体動異常報知抑制ありと判別された場合には、そのまま終了する。

#### 【0131】

上記ステップ S225 において、体動異常報知ではないと判別された場合には、ステップ S229 に移行する。このステップ S229 においては、呼吸・脈拍異常報知か否かが判別される。呼吸・脈拍異常報知であると判別された場合には、ステップ S230 に移行する。ステップ S230 において呼吸・脈拍異常報知の抑制の有無が判別され、呼吸・脈拍異常報知の抑制なしと判別された場合は、ステップ S231 に移行して、呼吸・脈拍異常報知が実行される。ステップ S229 において呼吸・脈拍異常報知ではないと判別された場合、ステップ S230 において呼吸・脈拍異常報知抑制ありと判別された場合は、何れも呼吸・脈拍異常報知を行うことなく終了する。

なお、離床の報知とその他の異常報知、すなわち、心肺停止異常、体動異常、呼吸及び脈拍異常との間の優先順位は、図 20 に示すものと同じとする。

#### 【0132】

以上この第 2 の実施の形態の場合にも、前記第 1 の実施の形態の場合と同様の効果を奏することができる。

#### 【0133】

次に、図 31 及び図 32 を参照して、本発明の第 3 の実施の形態について説明する。

この第 3 の実施の形態では、図 31 及び図 32 に示すような生体情報収集シート 301

10

20

30

40

50

$1 \sim 301_n$ を用いる。この生体情報収集シート $301_1 \sim 301_n$ は、前記第1、第2の実施の形態の生体情報収集シート $13_1 \sim 13_n$ と略同様の構成であるが、袋体 $101$ の図 $31$ 、図 $32$ 中上側には、板状の押圧部材 $303$ が設置されている。生体情報収集シート $301_1 \sim 301_n$ は、この押圧部材 $303$ 側を使用者 $7_1 \sim 7_n$ 側に向けて設置され、上記押圧部材 $303$ を介して、上記袋体 $101$ が押圧される構成になっている。

この場合、前記第1、第2の実施の形態の場合と同様の作用・効果に加え、上記押圧部材 $303$ を介して上記生体情報収集シート $301_1 \sim 301_n$ に上記使用者からの振動が伝わりやすくなるので、感度を向上させることができるという作用・効果も奏する。

#### 【0134】

次に、図 $33$ を参照して、本発明の第4の実施の形態について説明する。この第3の実施の形態では、図 $33$ に示すような生体情報収集シート $401_1 \sim 401_n$ を用いる。この生体情報収集シート $401_1 \sim 401_n$ は、前記第3の実施の形態の生体情報収集シート $301_1 \sim 301_n$ と略同様の構成であるが、押圧部材 $303$ の代わりに3つの押圧部材 $403a$ 、 $403b$ 、 $403c$ を設置している点で異なっている。

この場合も、前記第1～第3の実施の形態の場合と同様の作用・効果を奏する。

また、3つの押圧部材 $403a$ 、 $403b$ 、 $403c$ が設置されているので、使用者 $7_1$ が、上記生体情報収集シート $401_1 \sim 401_n$ のどの位置にいても、感度良く生体情報を収集することができる。

#### 【0135】

なお、本発明は、前記第1～第4の実施の形態に限定されない。

まず、設定作業、信号処理、異常判別処理、等を、ホストコンピュータとコントロール装置の何れで行うかは任意であり、例えば、コントロール装置側で信号処理と異常判別処理を行わず、上記コントロール装置から生体情報収集シートの混在信号と離床センサの信号をホストコンピュータに送信し、該ホストコンピュータ側で信号処理と異常判別処理を行う場合も考えられる。

また、コントロール装置とホストコンピュータにおいて信号処理や異常判別を分担して行う場合も考えられ、その他、様々なケースが考えられる。

また、ホストコンピュータを設置しない場合も考えられる。これは、例えば、個人の住宅や在宅介護や介護施設等で、個別に使用し、状態に異常があった場合に、電話やナースコール等で報知して欲しい場合に有効であり、また、大きな部屋に複数のベッドを設置するような場合に有効である。

また、コントロール装置を設置せず、ホストコンピュータに全ての離床センサ及び生体情報収集シートの信号を集約し、上記ホストコンピュータによって全ての離床/在床判別処理、在床動作判別処理を行うことも考えられる。

また、本発明による生体情報監視システムを、クラウドコンピューティングを用いて構成することも考えられる。

#### 【0136】

また、上記袋体 $101$ を構成するシート材 $103a$ 、 $103b$ の材質、接着方法等にもさまざまな場合が考えられる。また、補強シート $141a$ 、 $141b$ を設けない構成とすることも考えられる。

また、センサモジュール $111$ に使用されるセンサの種類にもさまざまな場合が考えられる。例えば、圧電センサやマイクロホンを使用することも考えられる。また、フィルタ回路を上記センサモジュール $111$ とは別に設けることも考えられる。

また、上記センサモジュール $111$ に、例えば、無線通信を行う回路や電池を内蔵させる構成とすることも考えられる。この場合、ケーブル $135$ は不要となり、上記袋体 $101$ や上記センサモジュール $111$ の封止処理も不要となる。

また、前記第1～第4の実施の形態の場合には、1個の離床センサを使用した例を挙げて説明したが、これを2個使い、何れか一方が「オン」であれば在床、両方「オフ」の場合に離床とするような構成も考えられる。

その他、図示した構成はあくまで一例である。

10

20

30

40

50

## 【産業上の利用可能性】

## 【0137】

本発明は、例えば、介護ベッドのマットレスの下に設置されマットレス上に横たわっている使用者の呼吸、心拍、脈拍等の生体情報を収集し、異常を検知した場合に報知する生体情報監視システムに係り、特に、死亡、発作等の重要事象を迅速に検知できるように工夫したものに關し、例えば、介護用ベッドに設置される生体情報監視システムに好適である。

## 【符号の説明】

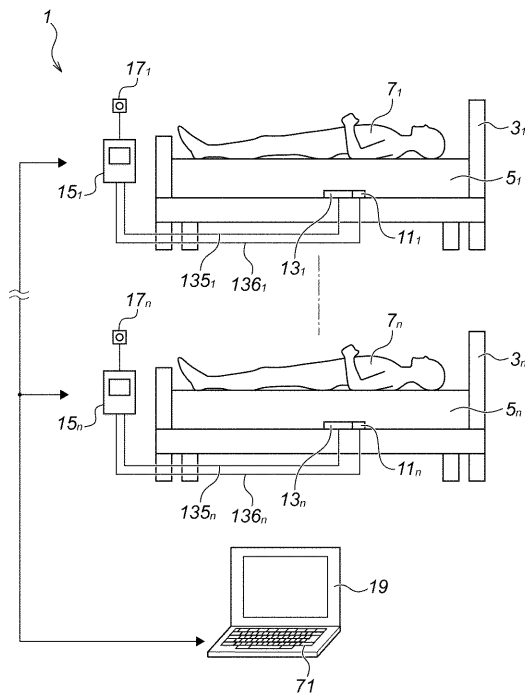
## 【0138】

- 1 生体情報監視システム
- 7<sub>1</sub> ~ 7<sub>n</sub> 使用者
- 11<sub>1</sub> ~ 11<sub>n</sub> 離床センサ
- 13<sub>1</sub> ~ 13<sub>n</sub> 生体情報収集シート
- 15<sub>1</sub> ~ 15<sub>n</sub> コントロール装置
- 19 ホストコンピュータ
- 81a 板状部材
- 81b 板状部材
- 83a ~ 83e 支持部材
- 85 離床検出スイッチ
- 97 突起
- 101 袋体
- 105 空気室
- 111 センサモジュール
- 121 焦電型赤外線センサ
- 123 電子部品（増幅回路）

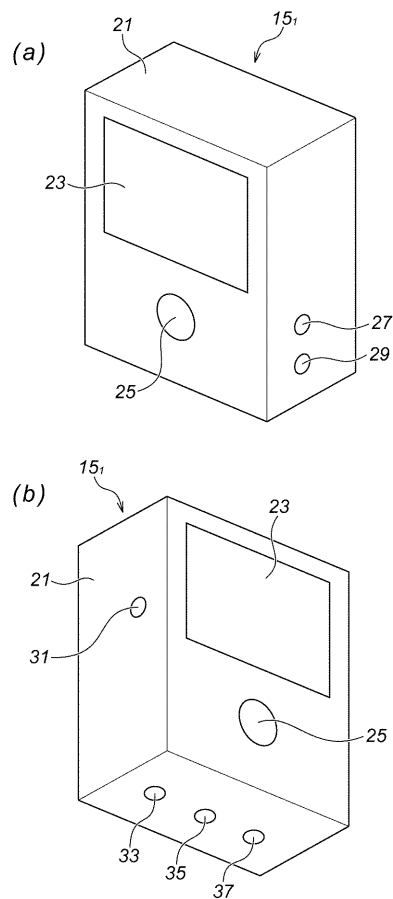
10

20

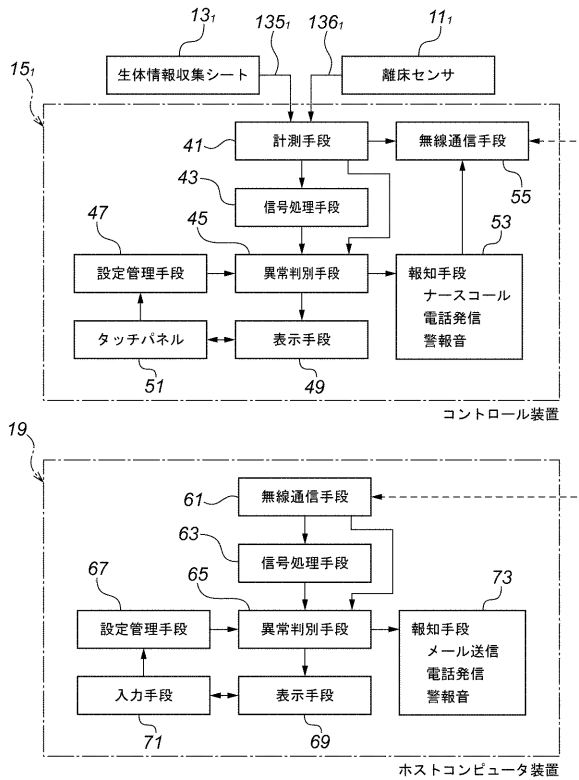
【図1】



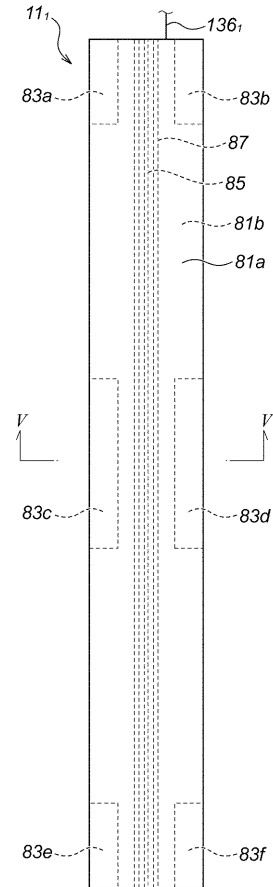
【図2】



【図 3】

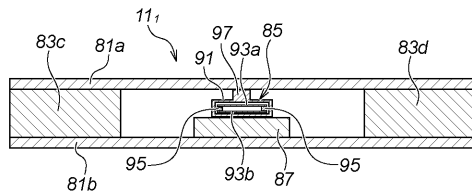


【図 4】

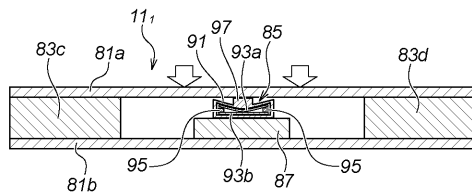


【図 5】

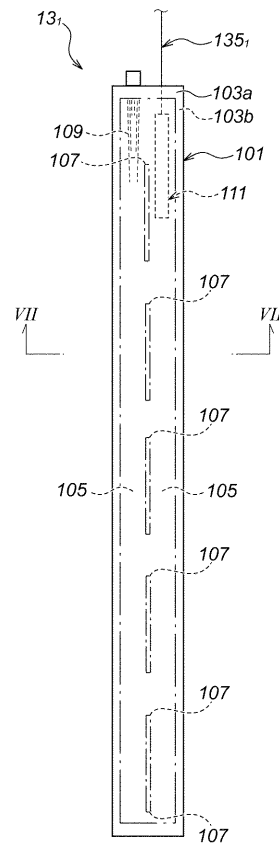
(a)



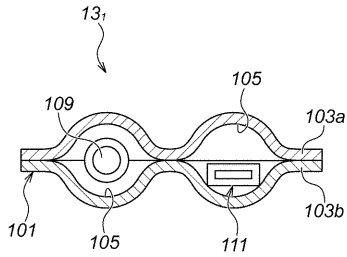
(b)



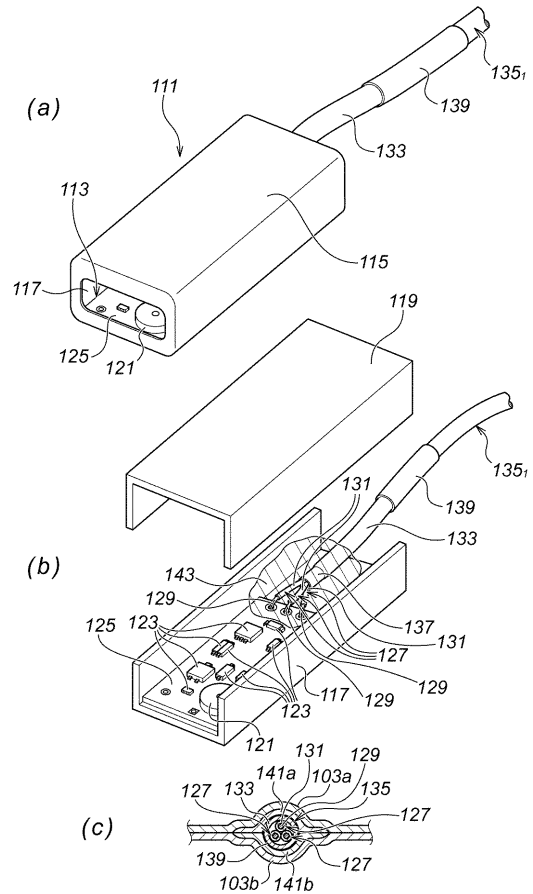
【図 6】



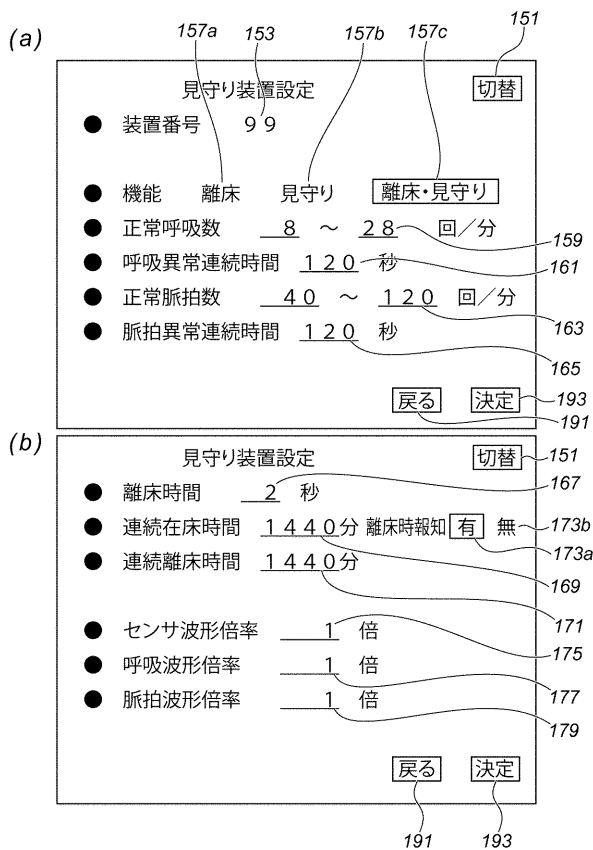
【図 7】



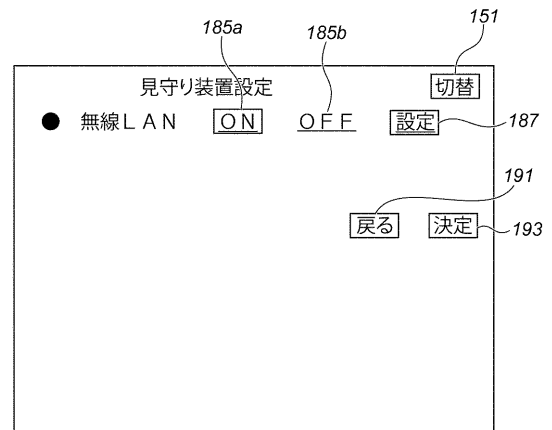
【図 8】



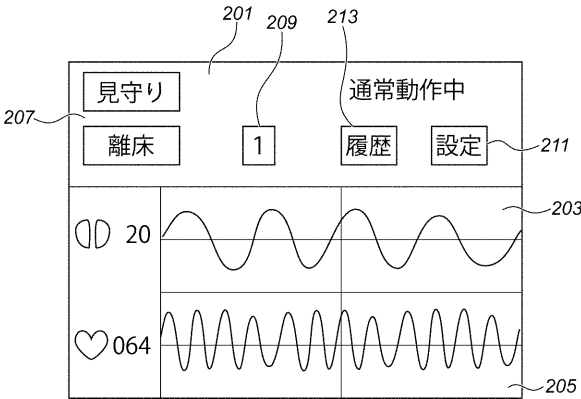
【図 9】



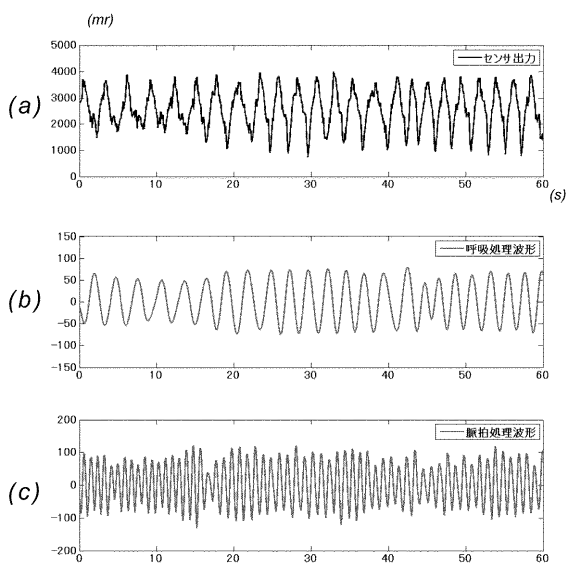
【図 10】



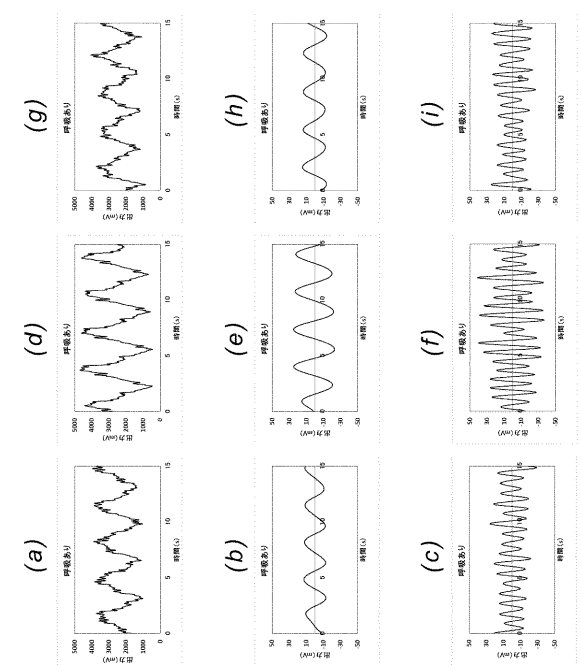
【 図 1 1 】



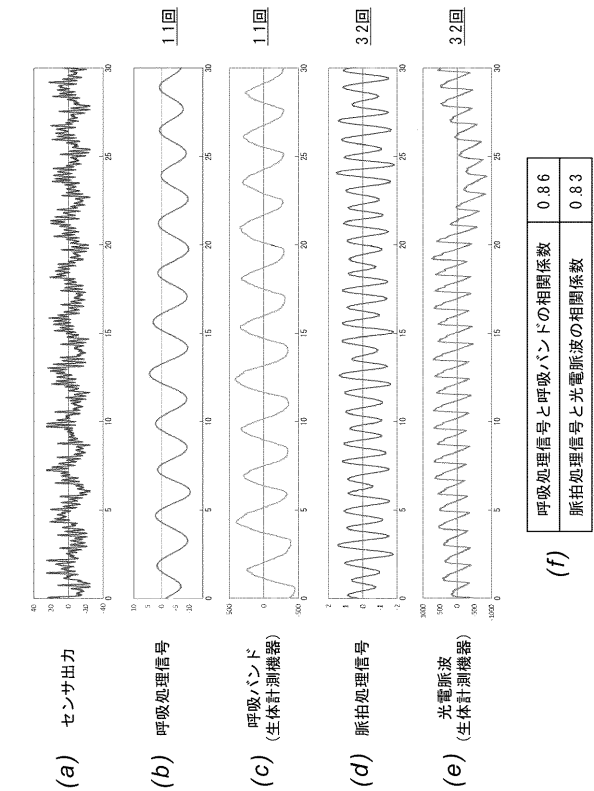
【 図 1 2 】



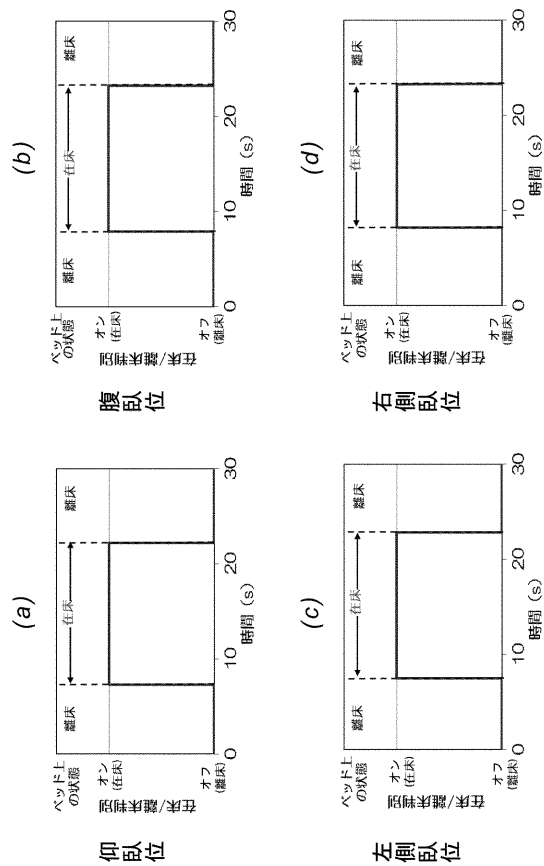
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【図 15】

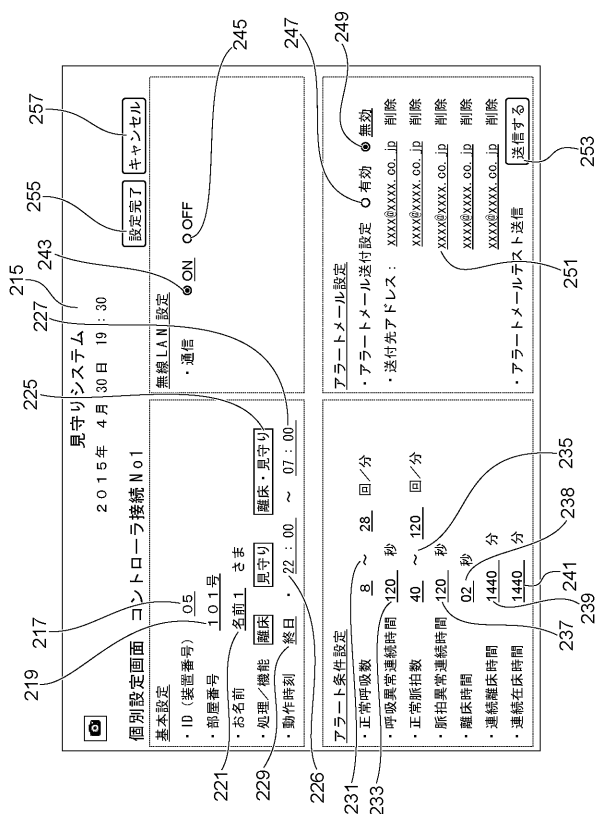


【図 16】

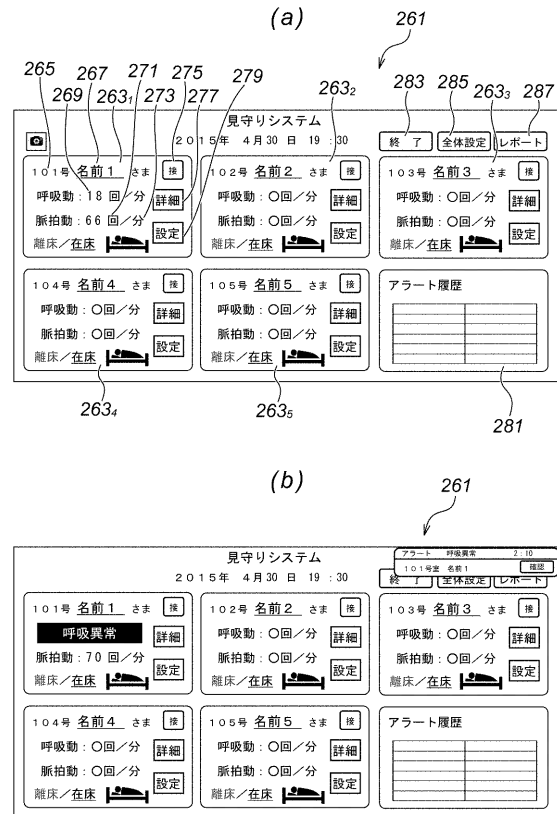
| マットレス種類 | 計測部位 | へそ | 腰 | 尻 | 股下 |
|---------|------|----|---|---|----|
| 体圧分散マット | 仰臥位  | ○  | ○ | ○ | ○  |
|         | 右側臥位 | ○  | ○ | ○ | ○  |
|         | 左側臥位 | ○  | ○ | ○ | ○  |
| 普通マット   | 仰臥位  | ○  | ○ | ○ | ○  |
|         | 右側臥位 | ○  | ○ | ○ | ○  |
|         | 左側臥位 | ○  | ○ | ○ | ○  |
| エアーマット  | 仰臥位  | ○  | ○ | ○ | ○  |
|         | 右側臥位 | ○  | ○ | ○ | ○  |
|         | 左側臥位 | ○  | ○ | ○ | ○  |

\*○：離床／在床検知、×：在床不検知

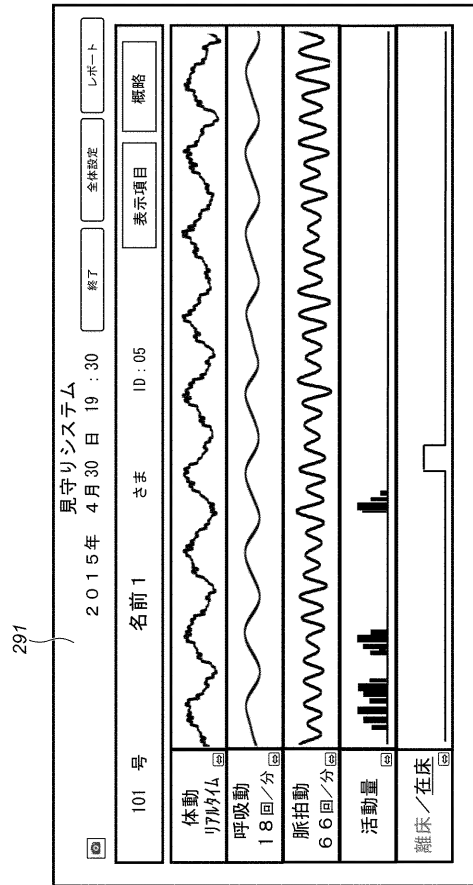
【図 17】



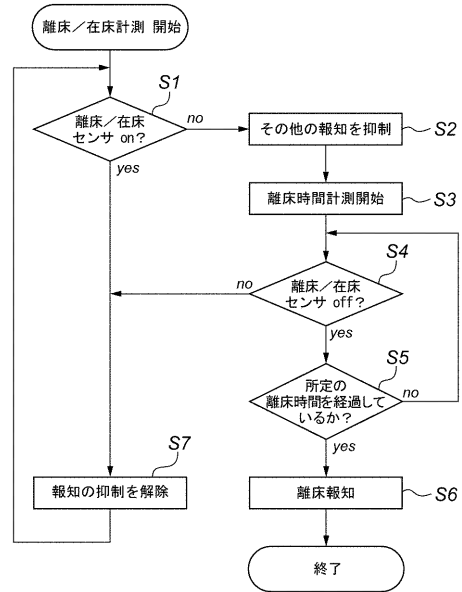
【図 18】



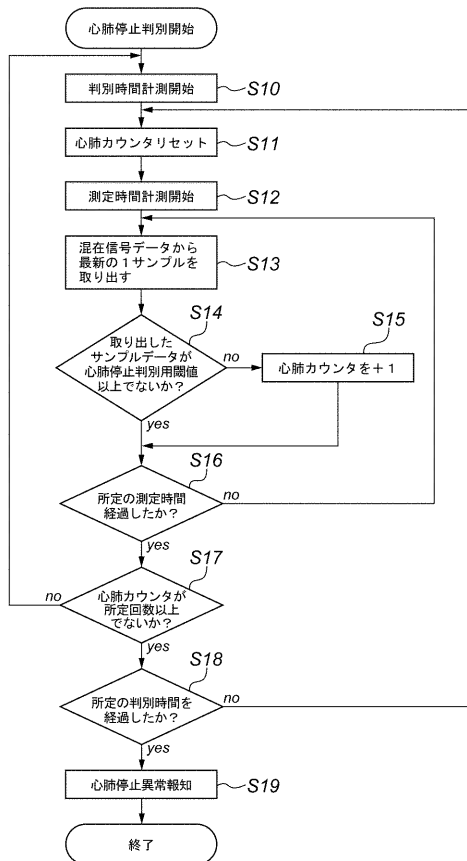
【図 19】



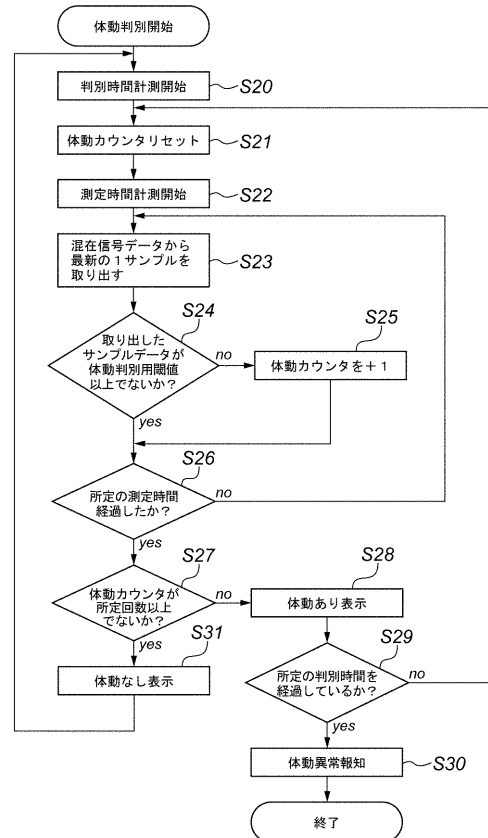
【図 20】



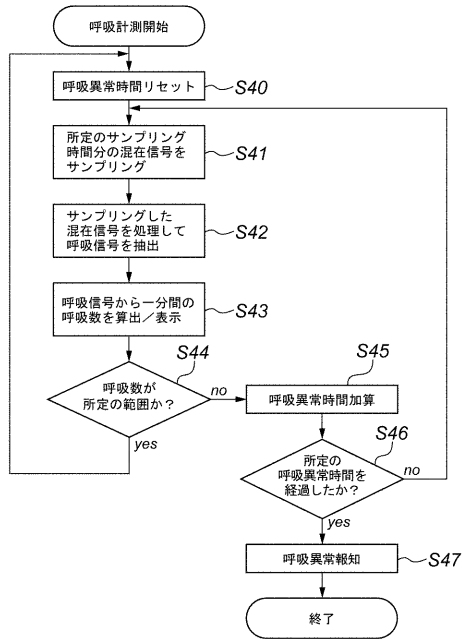
【図 21】



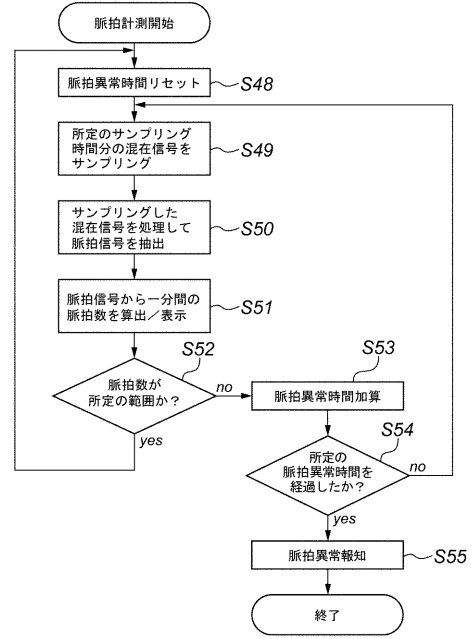
【図 22】



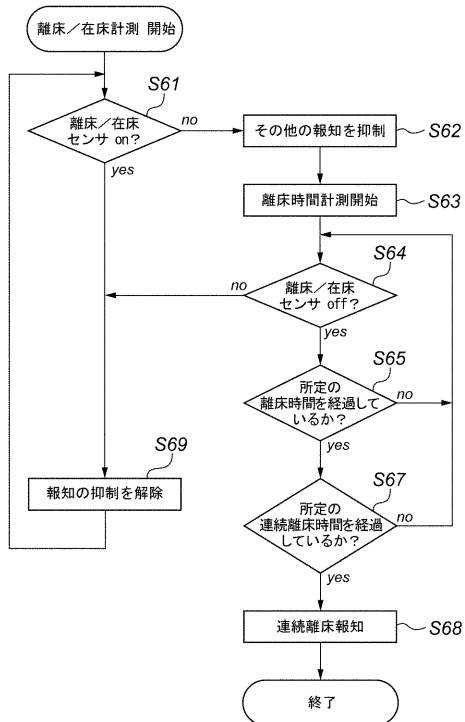
【図 2 3】



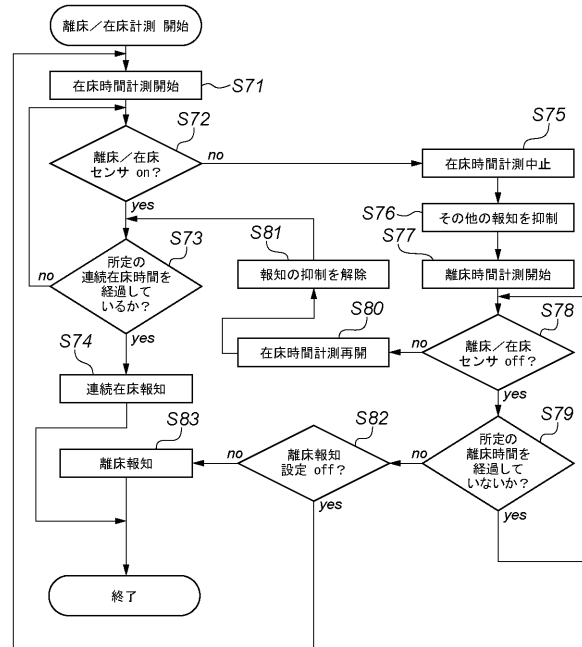
【図 2 4】



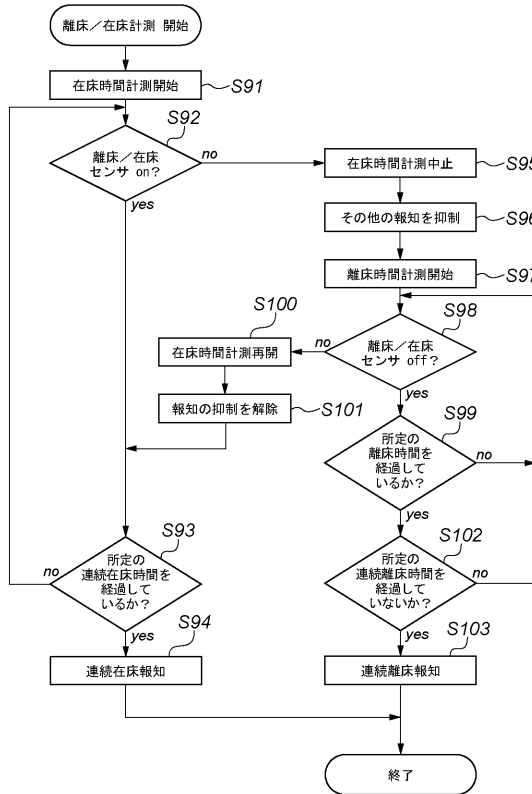
【図 2 5】



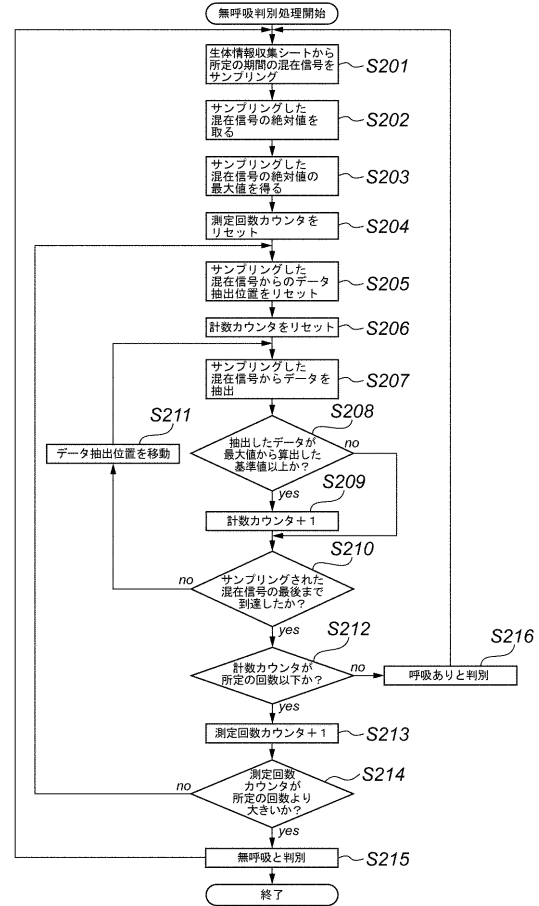
【図 2 6】



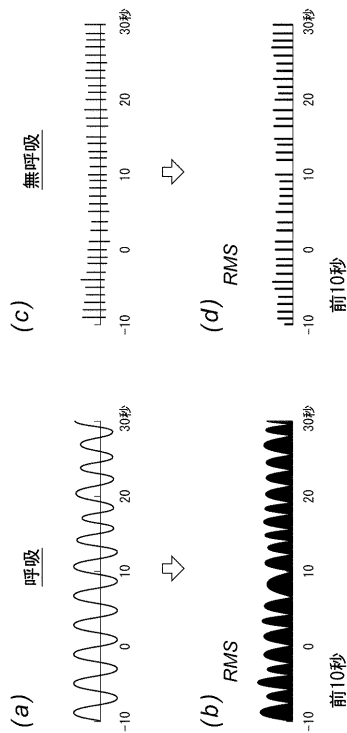
【図 27】



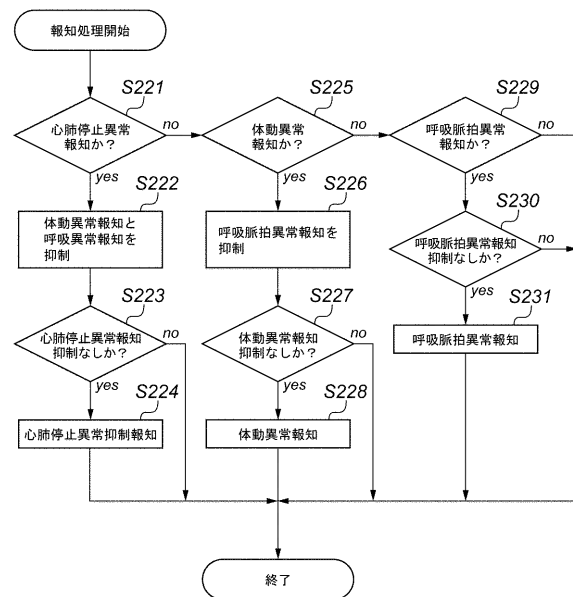
【図 28】



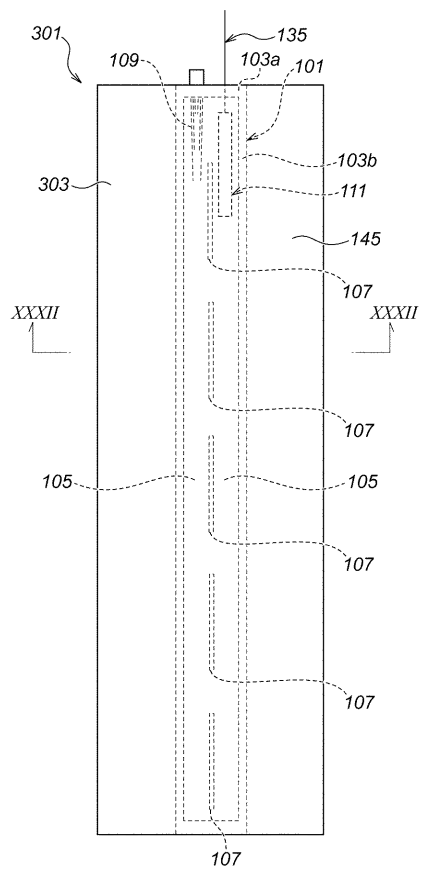
【図 29】



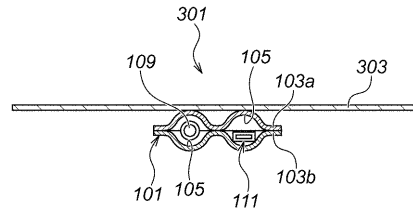
【図 30】



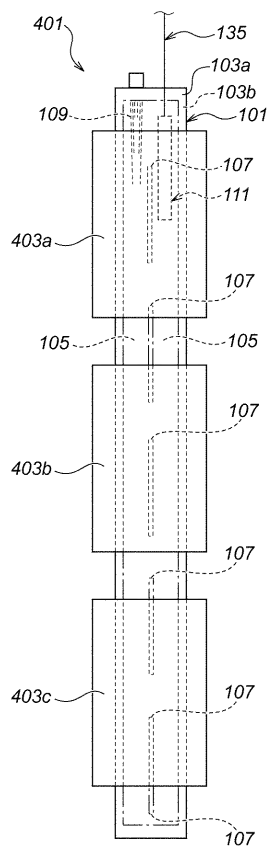
【図 3 1】



【図 3 2】



【図 3 3】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 小林 信明  
静岡県静岡市葵区大鋸町1番地の12 株式会社メディカルプロジェクト内
- (72)発明者 福島 利博  
静岡県富士宮市山宮2320-11 株式会社富士セラミックス内
- (72)発明者 水口 隼也  
静岡県富士宮市山宮2320-11 株式会社富士セラミックス内
- (72)発明者 中山 洋  
静岡県富士市大淵2590-1 静岡県工業技術研究所 富士工業技術支援センター内
- (72)発明者 岡田 慶雄  
静岡県富士市大淵2590-1 静岡県工業技術研究所 富士工業技術支援センター内
- (72)発明者 白井 圭  
静岡県富士市大淵2590-1 静岡県工業技術研究所 富士工業技術支援センター内
- (72)発明者 三浦 清  
静岡県富士市大淵2590-1 静岡県工業技術研究所 富士工業技術支援センター内
- Fターム(参考) 4C017 AA02 AA10 AA14 AC26 FF30  
4C038 SS08 VA04 VB01 VB33 VC20  
4C117 XA04 XB04 XC02 XD21 XE13 XE24 XE26 XE57 XE64 XJ13  
XJ45 XJ52 XQ10

|                |                                                                                                                                                                                                                                                              |         |            |
|----------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 生物信息监测系统                                                                                                                                                                                                                                                     |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2017060710A</a>                                                                                                                                                                                                                                | 公开(公告)日 | 2017-03-30 |
| 申请号            | JP2015189029                                                                                                                                                                                                                                                 | 申请日     | 2015-09-26 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 医疗项目                                                                                                                                                                                                                                                         |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 有限公司医疗项目<br>富士陶瓷<br>静冈县                                                                                                                                                                                                                                      |         |            |
| [标]发明人         | 小林信明<br>福島利博<br>水口隼也<br>中山洋<br>岡田慶雄<br>白井圭<br>三浦清                                                                                                                                                                                                            |         |            |
| 发明人            | 小林 信明<br>福島 利博<br>水口 隼也<br>中山 洋<br>岡田 慶雄<br>白井 圭<br>三浦 清                                                                                                                                                                                                     |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/00 A61B5/11 A61B5/08 A61B5/0245                                                                                                                                                                                                                        |         |            |
| FI分类号          | A61B5/00.102.A A61B5/10.310.A A61B5/08 A61B5/02.711.Z A61B5/02.710.A A61B5/00.101.R A61B5/0245.A A61B5/0245.100.Z A61B5/10.315 A61B5/11 A61B5/11.100 A61B5/113                                                                                               |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C017/AA02 4C017/AA10 4C017/AA14 4C017/AC26 4C017/FF30 4C038/SS08 4C038/VA04 4C038/VB01 4C038/VB33 4C038/VC20 4C117/XA04 4C117/XB04 4C117/XC02 4C117/XD21 4C117/XE13 4C117/XE24 4C117/XE26 4C117/XE57 4C117/XE64 4C117/XJ13 4C117/XJ45 4C117/XJ52 4C117/XQ10 |         |            |
| 其他公开文献         | JP6656513B2                                                                                                                                                                                                                                                  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                                                                    |         |            |

#### 摘要(译)

基于传感器和从所述生物体信息采集片的信号，呼吸率和心脏速率，脉搏速率和更准确的其波形均衡所寻求的生物信息而言，死亡，中风的升降，关键事件下地提供一种观察信息监视系统，该系统被设计成能够通过快速区分这些重要事件并且几乎没有错误判断来发出警告。A和步行传感器放置在床垫下，和生物体信息采集片放置在床垫下，基于从该信号的信号和来自提起传感器在用户的行走/静止的生物体信息采集片在包括监测装置用于监测在地上，生物信息监测装置的生物信息监测系统确定提升/基于从所述提升传感器的信号的用户床，基于从生物体信息采集片的混合信号其中Te为确定当确定键事件是否通知各种类型的通过处理从活体信息的混合信号采集片而获得的生物信息，床和重要事件，而

不。点域1

