

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6656513号

(P6656513)

(45) 発行日 令和2年3月4日(2020.3.4)

(24) 登録日 令和2年2月7日(2020.2.7)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 2 A
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 1 R
	A 6 1 B 5/11 1 0 0

請求項の数 16 (全 43 頁)

(21) 出願番号	特願2015-189029 (P2015-189029)	(73) 特許権者	599135178
(22) 出願日	平成27年9月26日(2015.9.26)		株式会社 メディカル プロジェクト
(65) 公開番号	特開2017-60710 (P2017-60710A)		静岡県静岡市葵区大鋸町1番地の12
(43) 公開日	平成29年3月30日(2017.3.30)	(73) 特許権者	000154196
審査請求日	平成30年8月22日(2018.8.22)		株式会社富士セラミックス
			静岡県富士宮市山宮2320番地の11
特許法第30条第2項適用 平成27年(2015年)		(73) 特許権者	590002389
07月15日~17日開催の「国際モダンホスピタルシ			静岡県
ョウ2015」(主催者:一般社団法人日本病院会 一			静岡県静岡市葵区追手町9番6号
般社団法人日本経営協会) (開催場所:東京ビッグサイ		(74) 代理人	100092842
ト(東京都江東区有明3-11-11))にて公開			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) 【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り、

10

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、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。

【請求項3】

20

請求項 2 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 4】

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り、

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た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。

【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、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 6】

請求項 5 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 7】

請求項 1 ~ 請求項 6 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。

【請求項 8】

請求項 1 ~ 請求項 6 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。

【請求項 9】

請求項 1 ~ 請求項 6 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 10】

請求項 8 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。

【請求項 1 1】

請求項 1 ~ 請求項 1 0 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 1 2】

請求項 1 1 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。

10

【請求項 1 3】

請求項 1 2 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。

20

【請求項 1 4】

請求項 1 ~ 請求項 1 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生体情報監視システム。

【請求項 1 5】

請求項 1 4 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。

30

【請求項 1 6】

請求項 1 4 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。

【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。

40

【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】

50

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。

【 0 0 0 4 】

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

【 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。

20

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 】

30

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ているとともに、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。

40

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

50

。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【特許文献1】特許第4013195号公報

【特許文献2】特許第5210264号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

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。

10

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う。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。

20

【0014】

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】

30

【0015】

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り、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、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。

40

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3に記載された生体情報監視システムは、請求項2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。

50

又、請求項 4 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り、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た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。

10

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、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 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。

20

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 1 ~ 請求項 6 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 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 6 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。

30

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 1 ~ 請求項 6 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 10 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。

40

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 10 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 12 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 13 に記載された生体情報監視システムは、請求項 12 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、

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１４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。

【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、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り、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、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構成になっているので、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。

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３に記載された生体情報監視システムによると、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、生体情報の警報に際しては、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４に記載された生体情報監視システムによると、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り、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た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、高い精度で生体情報を収集することができ、検出感度を高めることができる。

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、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 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 7 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 6 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。

10

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 6 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 9 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 6 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。

20

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 8 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。

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 10 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 12 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ので、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 13 に記載された生体情報監視システムによると、請求項 12 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。

40

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

50

を図ることができる。

又、請求項 1 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 4 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 1 6 に記載された生体情報監視システムは、請求項 1 4 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。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

10

【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。

20

【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 1 0】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。

30

【図 1 1】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。

【図 1 2】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、図 1 2 (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 1 2 (b) は図 1 2 (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 1 2 (c) は図 1 2 (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 1 3】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、図 1 3 (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 1 3 (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 1 3 (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 1 3 (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 1 3 (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 1 3 (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 1 3 (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 1 3 (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 1 3 (i) は通常のマットレスを使用した場合

40

50

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。

【図 1 4】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、図 1 4 (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 1 4 (b) は図 1 4 (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 1 4 (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 1 4 (d) は図 1 4 (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 1 4 (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 1 4 (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。

10

【図 1 5】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、図 1 5 (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 1 5 (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 1 5 (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 1 5 (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 1 6】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。

20

【図 1 7】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。

【図 1 8】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、図 1 8 (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 1 8 (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 1 9】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 2 0】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。

30

【図 2 1】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 2 2】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 2 3】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 2 4】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 2 5】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。

40

【図 2 6】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 2 7】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 2 8】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 2 9】本発明の第 1 の実施の形態を示す図で、図 2 9 (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 2 9 (b) は図 2 9 (a) の混在信号を絶対値に変換したグラフ、図 2 9 (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 2 9 (d) は図 2 9 (c) の

50

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XXXII-XXXII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。

10

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。

20

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によって、上記コントロール装置 $15_1 \sim 15_n$ の制御や上記コントロール装置 $15_1 \sim 15_n$ 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 $15_1 \sim 15_n$ の構成について、コントロール装置 15_1 を例に挙げて説明する。

上記コントロール装置 15_1 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_1 の電源のオン/オフや、処理の中断/再開を行う。

30

【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135₁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136₁が接続される。

40

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_1 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_1 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_1 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_1 からの混在信号が入力される。この混在信号は使用者 7_1 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。

50

上記コントロール装置 15₁ 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。

【0023】

上記コントロール装置 15₁ 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 11₁ からの信号、生体情報収集シート 13₁ 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 15₁ 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。

10

【0024】

上記コントロール装置 15₁ 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】

20

また、上記コントロール装置 15₁ 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 49 とこの報知手段 53 の両方を含んだ概念である。

また、上記コントロール装置 15₁ には、無線通信手段 55 がある。上記計測手段 41 を介して得られた離床センサ 11₁ からの信号、生体情報収集シート 13₁ 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 55 を介して上記ホストコンピュータ 19 に送信される。逆に、上記ホストコンピュータ 19 からの信号がこの無線通信手段 55 を介してコントロール装置 15₁ に受信される。

30

なお、他のコントロール装置 15₂ ~ 15_n の構成、他のコントロール装置 15₂ ~ 15_n とホストコンピュータ 19 との関係も同様の構成になっている。

【0026】

次に、ホストコンピュータ 19 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 19 には無線通信手段 61 がある。この無線通信手段 61 を介して、上記コントロール装置 15₁ ~ 15_n を介しての離床センサ 11₁ ~ 11_n からの信号、生体情報収集シート 13₁ ~ 13_n からの混在信号、コントロール装置 15₁ ~ 15_n 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 15₁ ~ 15_n に送信する。

40

【0027】

上記ホストコンピュータ 19 には信号処理手段 63 があり、この信号処理手段 63 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 19 には異常判別手段 65 がある。この異常判別手段 65 には、無線通信手段 61 を介して離床センサ 11₁ ~ 11_n からの信号、生体情報収集シート 13₁ ~ 13_n 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 63 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 65 は、上記受信した離床センサ 11₁ ~ 11_n からの信号、生体情報収集シート 13₁ ~ 13_n 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

50

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 19 には、設定管理手段 67 がある。この設定管理手段 67 によって、上記異常判別手段 65 の設定が行われる。

なお、ホストコンピュータ 19 側で、上記設定管理手段 67 を介して上記異常判別手段 65 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 $5_1 \sim 5_n$ に送信される。逆に、各コントロール装置 $5_1 \sim 5_n$ において、それぞれの設定管理手段 47 によって異常判別手段 45 の設定を行えば、その情報はホストコンピュータ 19 にも送信される。つまり、ホストコンピュータ 19、各コントロール装置 $5_1 \sim 5_n$ の何れで設定を行ってもその情報は両方で共有される。

【0028】

10

上記ホストコンピュータ 19 には表示手段 69 がある。この表示手段 69 によって、使用者 $7_1 \sim 7_n$ 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 $7_1 \sim 7_n$ 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 71 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 67 等の操作を行うことができる。

【0029】

また、上記ホストコンピュータ 19 には、報知手段 73 がある。この報知手段 73 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。

20

なお、本願発明における報知は、既に説明した表示手段 69 とこの報知手段 73 の両方を含んだ概念である。

【0030】

次に、離床センサ $11_1 \sim 11_n$ の構成を、離床センサ 11_1 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 81a、81b がある。これら板状部材 81a、81b は、例えば、ポリカーボネート製である。上記板状部材 81a、81b 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 83a ~ 83f が設置されている。これら支持部材 83a ~ 83f は、例えば、ウレタン製である。

30

【0031】

また、上記板状部材 81a、81b の間であって中央には、離床検出スイッチ 85 が設置されている。この離床検出スイッチ 85 は、上記板状部材 81b に嵩上げ部材 87 を介して固着されている。

上記離床検出スイッチ 85 は、例えば、ゴム製のスイッチ筐体 91 と、このスイッチ筐体 91 の内部に設置された 2 枚の電極 93a、93b と、これら 2 枚の電極 93a、93b 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 95、95 と、から構成されている。また、上記スイッチ筐体 91 の板状部材 81a 側（図 5（a）中上側）には、突起 97 が形成されている。この突起 97 は、上記板状部材 81a に当接されている。

40

なお、上記突起 97 と上記板状部材 81a 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 11_1 は、図 5（a）中上側から押圧されると、上記板状部材 81a を介して上記離床検出スイッチ 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、上記電極 93a と上記電極 93b とが接触して通電される。それによって、使用者 7_1 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 85 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 85 は「オン」となり在床と判別される。

50

また、上記離床センサ 1 1₁からは既に述べたケーブル 1 3 6₁が引き出されている。
なお、その他の離床センサ 1 1₂ ~ 1 1_nも同様の構成になっている。

【 0 0 3 3 】

次に、生体情報収集シート 1 3₁ ~ 1 3_nの構成を、生体情報収集シート 1 3₁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 3₁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。

【 0 0 3 4 】

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。

【 0 0 3 5 】

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上ケース 1 1 9 がある。上記下ケース 1 1 7 の上側に上記上ケース 1 1 9 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 1 1 7 に上記上ケース 1 1 9 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。

【 0 0 3 6 】

上記下ケース 1 1 7 の内側には、焦電型赤外線センサ 1 2 1 や該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、及び、フィルタ回路等を構成する複数の電子部品 1 2 3 が実装された基板 1 2 5 が設置されている。上記焦電型赤外線センサ 1 2 1 は、上記袋体 1 0 1 内の空気の流れによる上記センサモジュール 1 1 1 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 1 1 1 周辺に空気の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 1 2 1 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 1 2 1 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 1 1 1 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 1 2 1 は低周波域で感度が高いため、使用者 7₁ ~ 7_n の心拍や呼吸の検出に適している。

【 0 0 3 7 】

上記基板 1 2 5 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 1 2 7 が接続されている。このリード線 1 2 7 は、導体 1 2 9 と被覆チューブ 1 3 1 とから構成されている。また、これら 3 本のリード線 1 2 7 は被覆チューブ 1 3 3 によって被覆され、それによって、既に述べたケーブル 1 3 5₁が構成されている。また、上記ケーブル 1 3 5₁の、上記被覆チューブ 1 3 3 の基板 1 2 5 側（図 8 (b) 中左下側）の開口部付近は熱収縮チューブ 1 3 7 によって束ねられている。

なお、上記ケーブル 1 3 5₁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。

【 0 0 3 8 】

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

10

20

30

40

50

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 135₁ 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。

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 135₁ 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 135₁ 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 135₁ 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。

10

【0039】

まず、図 8 に示すように、上記ケーブル 135₁ 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 135₁ 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 135₁ との間の隙間を完全に封止するようにしている。

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。

20

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 135₁ 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 135₁ 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 135₁ 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 135₁ 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 135₁ 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 135₁ 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 135₁ 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。

30

また、上記袋体 101 の上記ケーブル 135₁ 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】

40

次に、上記ケーブル 135₁ 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 135₁ 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 135₁ 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

50

のである。

なお、生体情報収集シート 13₂ ~ 13_n 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 11₁ ~ 11_n の作用について説明する。

使用者 7₁ ~ 7_n がベッド 3₁ ~ 3_n のマットレス 5₁ ~ 5_n 上に横たわっている場合は、上記離床センサ 11₁ ~ 11_n 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 7₁ ~ 7_n の在床を検出する。

10

使用者 7₁ ~ 7_n がベッド 3₁ ~ 3_n のマットレス 5₁ ~ 5_n 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 7₁ ~ 7_n の離床を検出する。その検出信号はケーブル 136₁ ~ 136_n を介してコントロール装置 15₁ ~ 15_n に入力される。

【0043】

次に、生体情報収集シート 13₁ ~ 13_n の作用について説明する。

20

使用者 7₁ ~ 7_n 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 111 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の量が変化し、この赤外線の量の変化が上記センサモジュール 111 によって検出される。それによって、使用者 7₁ ~ 7_n 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 111 からの出力信号はケーブル 135₁ ~ 135_n を介してコントロール装置 15₁ ~ 15_n に入力される。

【0044】

次に、封止部の作用について説明する。

30

上記袋体 101 の上記ケーブル 135₁ ~ 135_n によって貫通される部分においては、シート材 103a、103b、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 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 135₁ ~ 135_n とシート材 103a、103b 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 135₁ ~ 135_n には内側に接着剤層を備えた熱収縮チューブ 139 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 135₁ ~ 135_n と上記熱収縮チューブ 139 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 135₁ ~ 135_n 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ため、上記ケーブル 135₁ ~ 135_n 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上記袋体 101 からの空気漏れを確実に防止している。

40

【0045】

次に、コントロール装置 15₁ ~ 15_n の作用について説明する。

まず、上記コントロール装置 15₁ ~ 15_n の設定管理手段 47 の作用について説明する。上記設定管理手段 47 は、タッチパネル 51 を介して、図 9 (a)、図 9 (b)、及び、図 10 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 10 に示す設定画面は、切換釦 151 を操作することで順に切り換わるようにな

50

っている。

【 0 0 4 6 】

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 ₁ ~ 1 5 _n 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。

10

【 0 0 4 7 】

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。

【 0 0 4 8 】

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。

【 0 0 4 9 】

20

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 1 7 3 a と離床時報知解除釦 1 7 3 b によって、離床についての報知の有無を設定できる。また、連続離床時間設定欄 1 7 1 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欄 1 7 5 によって、表示手段 4 9 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、呼吸波形倍率設定欄 1 7 7 によって、表示手段 4 9 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、脈拍波形倍率設定欄 1 7 9 によって、表示手段 4 9 に表示する脈拍波形の倍率（例えば、1 倍）を設定できる。

30

【 0 0 5 0 】

また、図 10 に示すように、無線 LAN オン釦 1 8 5 a、無線 LAN オフ釦 1 8 5 b によって、無線通信手段 5 5 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 1 8 7 によって、図示しない無線通信手段 5 5 の設定画面を呼び出すことができる。

【 0 0 5 1 】

また、戻る釦 1 9 1 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 1 5 ₁ ~ 1 5 _n 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 1 9 1 を押すことによって、変更した内容でコントロール装置 1 5 ₁ ~ 1 5 _n の設定を行って、後述する通常動作表示画面に移行する。

【 0 0 5 2 】

40

また、コントロール装置 1 5 ₁ ~ 1 5 _n は、動作中は、図 11 に示すような、通常動作表示画面 2 0 1 を表示する。また、上記通常動作表示画面 2 0 1 には、呼吸波形表示部 2 0 3、脈拍波形表示部 2 0 5 が設けられている。また、上記通常動作表示画面 2 0 1 には、動作モード表示部 2 0 7、コントロール装置番号表示部 2 0 9 が設けられている。また、上記通常動作表示画面 2 0 1 には、設定ボタン 2 1 1 が設けられており、この設定ボタン 2 1 1 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 2 0 1 には、履歴ボタン 2 1 3 が設けられており、この履歴ボタン 2 1 1 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 2 0 7 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 2 0 7 の「離床」が点灯され、「見守り・離床モ

50

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 15₁ ~ 15_n 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 13₁ ~ 13_n 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。

10

【0054】

また、図 13 に示すように、上記生体情報収集シート 13₁ ~ 13_n 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。

20

また、図 13 (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、ポリエステル製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 (e) は横軸に時間 (秒) をとり縦軸に呼吸 (mV) をとり、ポリエステル製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 (f) は横軸に時間 (秒) をとり縦軸に脈拍 (mV) をとり、ポリエステル製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。

また、図 13 (h) 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、エア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 (i) は横軸に時間 (秒) をとり縦軸に呼吸 (mV) をとり、エア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 (j) は横軸に時間 (秒) をとり縦軸に脈拍 (mV) をとり、エア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。

30

【0055】

また、上記生体情報収集シート 13₁ ~ 13_n と上記信号処理手段 43 によると、図 14 (b) 及び図 14 (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 14 (d) 及び図 14 (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 14 (f) に示すように、上記生体情報収集シート 13₁ ~ 13_n と上記信号処理手段 43 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 0.86 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 13 と上記信号処理手段 43 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 0.83 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。

40

なお、図 14 (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、センサ出力の時間変化を示した図であり、図 14 (b) は横軸に時間 (秒) をとり縦軸に呼吸 (mV) をとり、呼吸 (mV) の時間変化を示した図であり、図 14 (c) は横軸に時間 (秒) をとり縦軸に呼吸バンドの出力 (mV) をとり、呼吸バンドのセンサ出

50

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。

【 0 0 5 6 】

また、離床センサ 1 1 ₁ ~ 1 1 _n によると、図 1 5 に示すように、使用者 7 ₁ ~ 7 _n 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 ₁ ~ 7 _n 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 ₁ ~ 7 _n 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。

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 ₁ ~ 7 _n 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 ₁ ~ 7 _n 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 ₁ ~ 1 1 _n を使用者 7 ₁ ~ 7 _n 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 ₁ ~ 7 _n 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、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 ₁ ~ 1 5 _n 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 ₁ ~ 7 _n 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 ₁ 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 ₂ ~ 1 5 _n 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 ₁ 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 ₁ 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 ₁ 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 ₁ 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 ₁ 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 ₁ 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 5₁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 5₁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作が行われ、上記アラートメール送付無効釦 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釦 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、設定完了釦 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 5₁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、キャンセル釦 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。

【 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 7₁ ～ 7_n について状態が表示されている。上記使用者 7₁ ～ 7_n 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 3₁ ～ 2 6 3₅ が表示されている。上記使用者状態概要表示部 2 6 3₁ には、使用者 7₁ 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 5₁との無線通信の状態 2 7 5 が表示されている。

【 0 0 6 8 】

また、上記使用者状態概要表示部 2 6 3₁ には、詳細画面表示釦 2 7 7 と設定画面表示釦 2 7 9 が設置されている。上記詳細画面表示釦 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、上記設定画面表示釦 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 3₂ ～ 2 6 3₅ も、上記使用者状態概要表示部 2 6 3₁ と同

10

20

30

40

50

様の構成であり、使用者 $7_2 \sim 7_5$ についての概要の表示や操作を行うようになっている。

【0069】

また、上記通常動作画面261には、履歴表示部281があり、使用者 $7_1 \sim 7_5$ 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19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261には、終了釦283があり、この終了釦283の操作により、ホストコンピュータ19の処理を終了する。

また、上記通常動作画面261には、全体設定釦285があり、この全体設定釦285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。

10

【0070】

また、上記通常動作画面261には、レポート出力釦287があり、このレポート出力釦287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 $7_2 \sim 7_5$ についての詳細なデータをホストコンピュータ19の図示しない記憶装置に出力することができる。

【0071】

次に、ホストコンピュータ19の詳細表示画面291について説明する。この詳細表示画面には、図19に示すように、個々の使用者 $7_1 \sim 7_n$ 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。

20

【0072】

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 $_1 \sim 15_n$ 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S1において、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S1において、離床センサ11 $_1 \sim 11_n$ が「オフ」と判別された場合にはステップS2に移行する。このステップS2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S3に移行する。

30

【0073】

ステップS3では、離床時間の計測が開始され、次のステップS4に移行する。このステップS4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S4において、離床センサ11 $_1 \sim 11_n$ が「オフ」と判別された場合にはステップS5に移行する。このステップS5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。

40

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。

上記ステップS5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S6に移行する。このステップS6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S1から処理が始まる。

【0074】

上記ステップS5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S4に移行して、同様の処理を繰り返す。

50

一方、ステップS 1において、離床センサ1 1₁ ~ 1 1_n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1 1₁ ~ 1 1_n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、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。

【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。

10

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。

【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的心肺停止判別用閾値（例えば、+2.6V）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的心肺停止判別用閾値（例えば、+2.6V）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。

20

上記ステップS 14において、上記サンプルデータが所定的心肺停止判別用閾値（例えば、+2.6V）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。上記ステップS 16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 16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 13に戻り、同様の処理が繰り返される。

【0077】

上記ステップS 16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 17に移行する。このステップS 17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 10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。

30

【0078】

上記ステップS 17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 18に移行する。上記ステップS 18では、所定の判別時間（例えば、15秒）が経過したか否かが判別される。上記ステップS 18において、所定の判別時間（例えば、15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 11に戻り同様の処理が繰り返される。上記ステップS 18において、所定の判別時間（例えば、15秒）が経過したと判別された場合は、ステップS 19に移行する。つまり、1秒間に6回以下という状態が15秒間連続して発生した場合に、ステップS 19に移行し、この記ステップS 19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。

40

【0079】

次に、図22を参照して体動判別処理を説明する。

まず、ステップS 20において、判別時間（例えば、32秒）の計測を開始する。次に、ステップS 21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 22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 23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 24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、+4.9V）以上か否かを判別する。上記ステップS 24において、上記サンプルデータが所

50

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。

【 0 0 8 1 】

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。

10

【 0 0 8 2 】

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、

20

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。

30

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。

【 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。

40

【 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。

50

【 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。

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。

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。

なお、以上の処理において、図 2 0 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 2 1 に示す心肺停止異常報知、図 2 2 に示す体動異常報知、図 2 3 に示す呼吸異常報知、図 2 4 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 1 5 秒、体動異常報知の判定時間が 3 2 秒、呼吸異常報知及び脈拍異常報知の判定時間が 1 2 0 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。

【 0 0 9 0 】

次に、図 2 5 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 3₁ ~ 3_n 上に居る使用者 7₁ ~ 7_n が、時々ベッド 7₁ ~ 7_n 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 3₁ ~ 3_n 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、3 0 分である。

又、別の例としては、認知症等の使用者 7₁ ~ 7_n が、部屋の何処かで転倒して動けなくなりベッド 3₁ ~ 3_n 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、2 4 時間である。

【 0 0 9 1 】

まず、ステップ S 6 1 において、離床センサ 1 1₁ ~ 1 1_n の「オン / オフ」が判別される。上記ステップ S 6 1 において、離床センサ 1 1₁ ~ 1 1_n が「オフ」と判別された場合は、ステップ S 6 2 に移行する。ステップ S 6 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 6 3 に移行する。

【 0 0 9 2 】

ステップ S 6 3 では、離床時間の計測を開始し、次のステップ S 6 4 に移行する。ステップ S 6 4 では、離床センサ 1 1₁ ~ 1 1_n の「オン / オフ」が判別される。上記ステッ

ステップS64において、離床センサ11₁ ~ 11_nが「オフ」と判別された場合は、ステップS65に移行する。ステップS65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S65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S67に移行する。ステップS65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S64に戻り同様の処理が繰り返される。

【0093】

ステップS67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S67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S68に移行する。上記ステップS68では、連続離床報知を行い、処理を終了する。

10

上記ステップS67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S64に戻り同様の処理が繰り返される。

【0094】

上記ステップS61において、離床センサ11₁ ~ 11_nが「オン」と判別された場合は、ステップS69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S61から処理を開始する。上記ステップS64において離床センサ11₁ ~ 11_n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。

20

【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3₁ ~ 3_nに居る使用者7₁ ~ 7_nで時々ベッド3₁ ~ 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っ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7₁ ~ 7_nが1日中ベッド3₁ ~ 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。

30

まず、ステップS71において、在床時間の計測が開始される。次に、ステップS72に移行し、離床センサ11₁ ~ 11_nの「オン／オフ」が判別される。上記ステップS72において、離床センサ11₁ ~ 11_nが「オン」とであると判別された場合は、ステップS73に移行する。

【0096】

上記ステップS73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S73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S72に戻り同様の処理が繰り返される。上記ステップS73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S74に移行する。ステップS74では、連続在床報知を行い、その後、処理を終了する。

40

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

【0097】

上記ステップS72において、離床センサ11₁ ~ 11_nが「オフ」とであると判別された場合は、ステップS75に移行する。上記ステップS75では、在床時間の計測が中止され、ステップS76に移行する。ステップS76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S77に移行する。

【0098】

50

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1 1₁ ~ 1 1_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1 1₁ ~ 1 1_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1 1₁ ~ 1 1_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1 1₁ ~ 1 1_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3₁ ~ 3_nに居る使用者7₁ ~ 7_nで、時々ベッド3₁ ~ 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3₁ ~ 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3₁ ~ 3_n上で寝ているがベッド3₁ ~ 3_n外に居る時もある使用者7₁ ~ 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3₁ ~ 3_nに戻ってこない異変、1日中ベッド3₁ ~ 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、連続在床時間24時間）。

まず、ステップS 9 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 9 2に移行し、離床センサ1 1₁ ~ 1 1_nの「オン/オフ」が判別される。上記ステップS 9 2において、離床センサ1 1₁ ~ 1 1_nが「オン」とであると判別された場合は、ステップS 9 3に移行する。

【0101】

上記ステップS 9 3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S 9 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、ステップS 9 2に戻る。

【0102】

上記ステップS 9 3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S 9 4に移行する。ステップS 9 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うこととなる。

【0103】

上記ステップS 9 2において、離床センサ1 1₁ ~ 1 1_nが「オフ」とであると判別された場合は、ステップS 9 5に移行する。上記ステップS 9 5では、在床時間の計測が中止

され、ステップS 9 6に移行する。ステップS 9 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 9 7に移行する。ステップS 9 7では、離床時間の計測が開始され、ステップS 9 8に移行する。ステップS 9 8では、離床センサ1 1₁ ~ 1 1_nの「オン/オフ」が判別される。上記ステップS 9 8において、離床センサ1 1₁ ~ 1 1_nが「オフ」と判別された場合は、ステップS 9 9に移行する。ステップS 9 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 9 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、ステップS 9 8に戻り同様の処理が繰り返される。

【0104】

10

上記ステップS 9 8において、離床センサ1 1₁ ~ 1 1_nが「オン」と判別された場合は、ステップS 1 0 0に移行する。このステップS 1 0 0では在床時間計測が再開され、ステップS 1 0 1に移行する。このステップS 1 0 1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S 9 3に移行する。上記ステップS 9 9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S 1 0 2に移行する。このステップS 1 0 2では所定の連続離床時間（例えば、1 4 4 0分）が経過していないか否かが判別される。上記ステップS 1 0 2において、所定の連続離床時間（例えば、1 4 4 0分）が経過したと判別された場合は、ステップS 1 0 3に移行する。上記ステップS 1 0 3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S 1 0 2において、所定の連続離床時間（例えば、1 4 4 0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S 9 9に戻り、以下、同様の処理が繰り返される。

20

【0105】

次に、コントロール装置1 5₁ ~ 1 5_n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7₁ ~ 7_nがベッド3₁ ~ 3_n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有る場合に適用される。

具体的には、既に説明した図2 0の処理を行わず、図2 1 ~ 図2 4に示す処理のみが行われることになる。

【0106】

30

次に、コントロール装置1 5₁ ~ 1 5_n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7₁ ~ 7_n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2 0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1 5₁ ~ 1 5_n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7₁ ~ 7_nが長時間離床したら報知を行いたいときに適用される。

40

具体的には、既に説明した図2 5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1 5₁ ~ 1 5_n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3₁ ~ 3_nに居る使用者7₁ ~ 7_nで、時々ベッド3₁ ~ 3_n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1 2時間）。

又、寝たきりではない使用者7₁ ~ 7_nが1日中ベッド3₁ ~ 3_nで寝ている異変、等

50

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 15₁ ~ 15_n 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 3₁ ~ 3_n に居る使用者 7₁ ~ 7_n で、時々ベッド 3₁ ~ 3_n 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 3₁ ~ 3_n 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 3₁ ~ 3_n 上で寝ている使用者 7₁ ~ 7_n であって、ベッド 3₁ ~ 3_n 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 3₁ ~ 3_n に戻っていない異変、一日中ベッド 3₁ ~ 3_n 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 15₁ ~ 15_n 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。

以下、図 28 及び図 29 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 S201 において、生体情報収集シート 13₁ ~ 13_n から所定の期間（例えば、10 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 29（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 29（c）に示すようなものである。次に、ステップ S202 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 29（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 29（d）に示すようなものである。

【0111】

なお、図 29（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 31（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 31（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 31（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、0.01 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、10 秒）であれば、1000 個のデータを得られるものである。

【0112】

次に、ステップ S203 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 S204 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 S205 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 S206 に移行し、計数カウンタをリセットする。次に、ステップ S207 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。

【0113】

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0.5Vより大きい場合は0.5V）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。

【0114】

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、500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、500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）より大きいか否かが判別される。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）より大きくはないと判別された場合は、ステップS 2 0 5に戻り同様の処理が繰り返される。

【0115】

ステップS 2 1 5では無呼吸であると判別され、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S 2 0 1に戻り同様の処理が繰り返される。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、500回）以下ではないと判別された場合は、ステップS 2 1 6に移行する。このステップS 2 1 6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S 2 0 1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11₁～11_n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ので、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、脈拍異常を判別して警報するようにしているので、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ので、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

10

20

30

40

50

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ので、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ので、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。

10

【0119】

また、ベッド3₁～3_nの近傍には、それぞれコントロール装置15₁～15_nが設置されているので、このコントロール装置15₁～15_nを使用すれば、使用者7₁～7_nの近傍で所望の監視を行うことができる。

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15₁～15_nを集中管理することができる。

また、コントロール装置15₁～15_n、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。

20

【0120】

また、離床センサ11₁～11_nは、平行に設置された板状部材81a、81bと弾性部材からなる支持部材83a～83eと上記板状部材81a、81bの間に設置された離床検出スイッチ85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。

【0121】

また、上記離床検出スイッチ85には、上記板状部材81aと当接される突起97が設けられているため、上記離床検出スイッチ85が上記板状部材81a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81aと突起97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85にマットレス55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。

30

【0122】

また、生体情報収集シート13₁～13_nは、複数（この第1の実施の形態の場合は2つ）の空気室105、105が設けられ連絡路107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101と、上記空気室105に設けられ焦電型赤外線センサ121及び増幅回路を基板125上に設けてなるセンサモジュール111とから構成されるため、上記使用者7₁～7_nの生体情報を高感度に検出できる。

【0123】

また、上記センサモジュール111には焦電型赤外線センサ121が用いられているため、上記使用者7₁～7_nの呼吸等の僅かな動作によって生じる上記袋体101内の空気の流れに起因する上記センサモジュール111周辺の温度変化から、上記使用者7₁～7_n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121は低周波域で感度が高いため、使用者7₁～7_n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。

40

【0124】

また、上記センサモジュール111の基板125には、上記焦電型赤外線センサ121とともに、上記焦電型赤外線センサ121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13は、上記焦電型赤外線センサ121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7₁～7_n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。

50

また、上記センサモジュール 111 は上記空気室 105 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。

【0125】

また、上記袋体 101 の上記ケーブル 135 によって貫通される部分においては、上記袋体 101 の上記ケーブル 135 によって貫通される部分は、シート材 103a、103b、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 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 139 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 139 とケーブル 135 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。

10

【0126】

また、図 4 (b) に示すように、上記ケーブル 135 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ため、上記ケーブル 135 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上記袋体 101 からの空気漏れを防止することができる。

なお、上記袋体 101 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 103a、103b 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。

20

【0127】

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。

30

【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。

40

【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

50

S 2 2 6に移行する。このステップS 2 2 6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S 2 2 7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S 2 2 8に移行する。このステップS 2 2 8において体動異常報知が行われる。ステップS 2 2 7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。

【 0 1 3 1 】

上記ステップS 2 2 5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S 2 2 9に移行する。このステップS 2 2 9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S 2 3 0に移行する。ステップS 2 3 0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S 2 3 1に移行して、呼吸・脈拍異常報知が実行される。ステップS 2 2 9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S 2 3 0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。

10

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。

【 0 1 3 2 】

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。

【 0 1 3 3 】

20

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301₁～301_nを用いる。この生体情報収集シート301₁～301_nは、前記第1、第2の実施の形態の生体情報収集シート13₁～13_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301₁～301_nは、この押圧部材303側を使用者7₁～7_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301₁～301_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。

30

【 0 1 3 4 】

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401₁～401_nを用いる。この生体情報収集シート401₁～401_nは、前記第3の実施の形態の生体情報収集シート301₁～301_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7₁が、上記生体情報収集シート401₁～401_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。

40

【 0 1 3 5 】

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

50

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。

【 0 1 3 6 】

また、上記袋体 1 0 1 を構成するシート材 1 0 3 a、1 0 3 b 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 1 4 1 a、1 4 1 b 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 1 1 1 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 1 1 1 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 1 1 1 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 1 3 5 は不要となり、上記袋体 1 0 1 や上記センサモジュール 1 1 1 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。

【産業上の利用可能性】

【 0 1 3 7 】

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】

【 0 1 3 8 】

- 1 生体情報監視システム
- 7₁ ～ 7_n 使用者
- 11₁ ～ 11_n 離床センサ
- 13₁ ～ 13_n 生体情報収集シート
- 15₁ ～ 15_n 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）

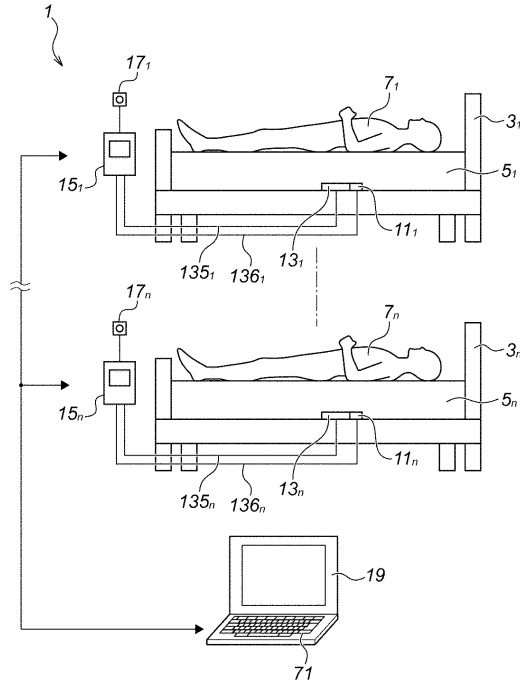
10

20

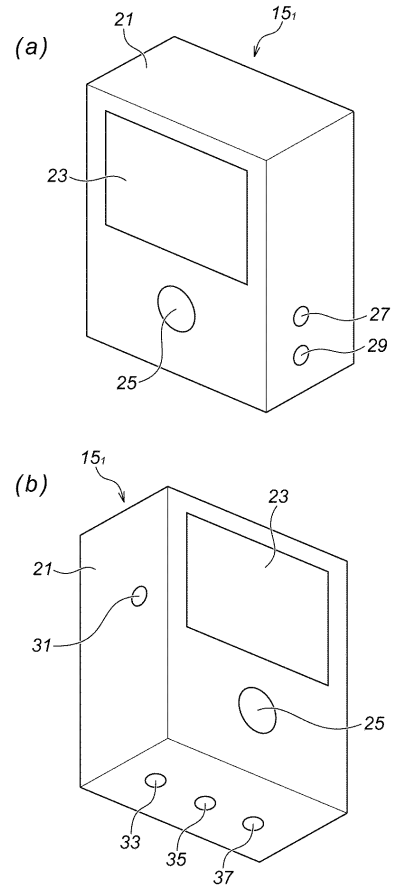
30

40

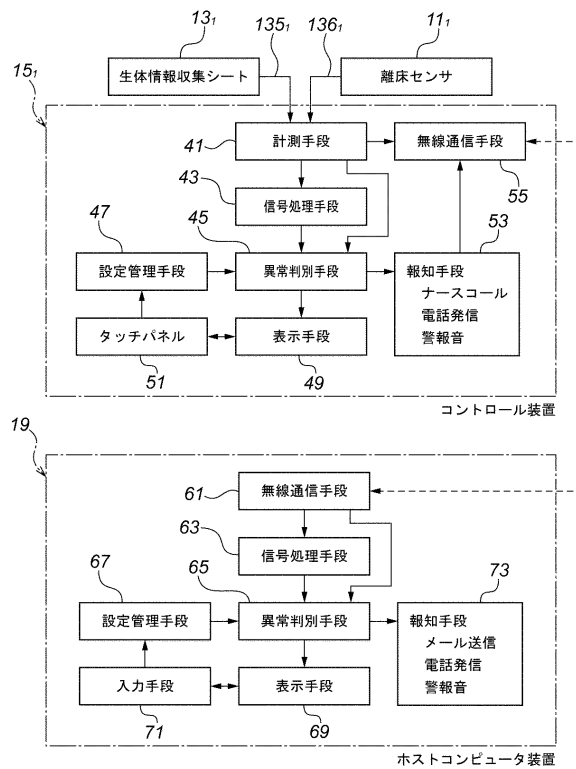
【図 1】



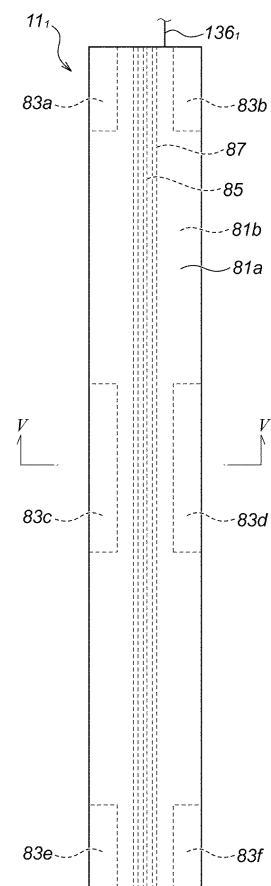
【図 2】



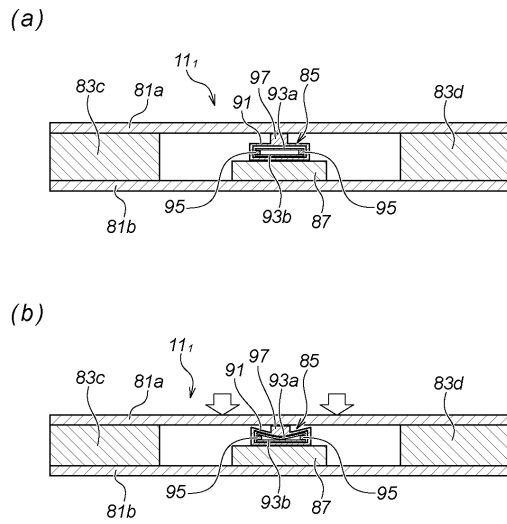
【図 3】



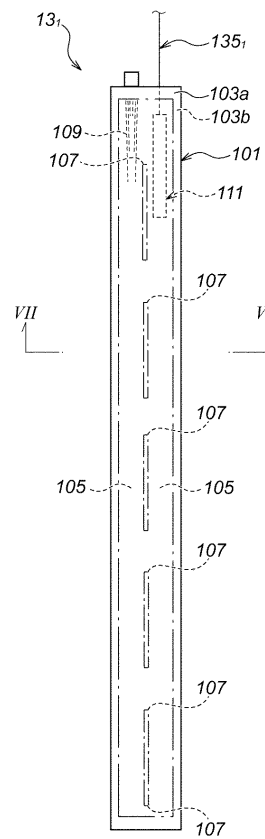
【図 4】



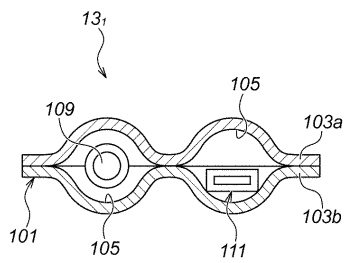
【 図 5 】



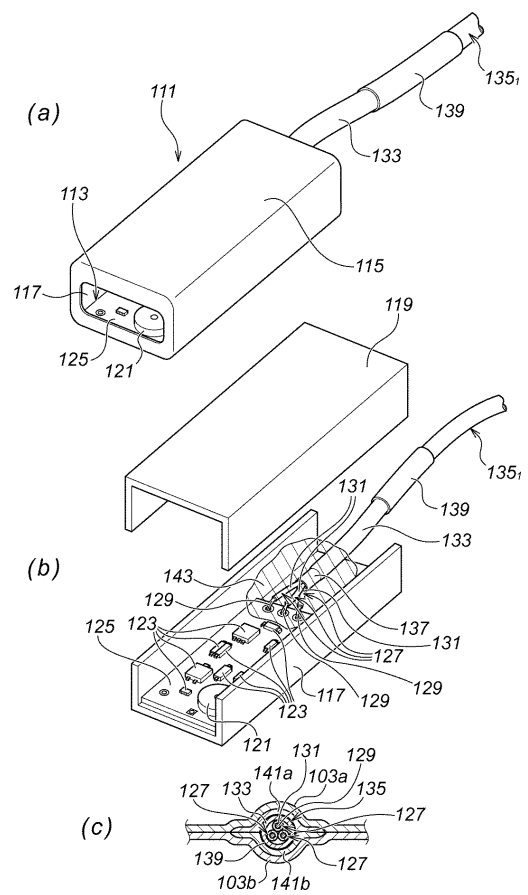
【 図 6 】



【圖 7】



【圖 8】



【図 9】

(a)

見守り装置設定 151

● 装置番号 99 157a 153

● 機能 離床 見守り 157b 157c

● 正常呼吸数 8 ~ 28 回/分 159

● 呼吸異常連続時間 120 秒 161

● 正常脈拍数 40 ~ 120 回/分 163

● 脈拍異常連続時間 120 秒 165

戻る 決定 193 191

(b)

見守り装置設定 151

● 離床時間 2 秒 167

● 連続在床時間 1440分 離床時報知 ☒ 有 無 173b

● 連続離床時間 1440分 169

● センサ波形倍率 1 倍 171

● 呼吸波形倍率 1 倍 175

● 脈拍波形倍率 1 倍 177

戻る 決定 193 191

【図 10】

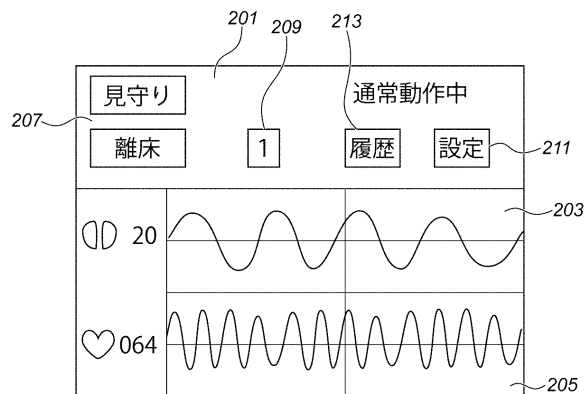
見守り装置設定 151

● 無線LAN ☒ ON 185a OFF 185b

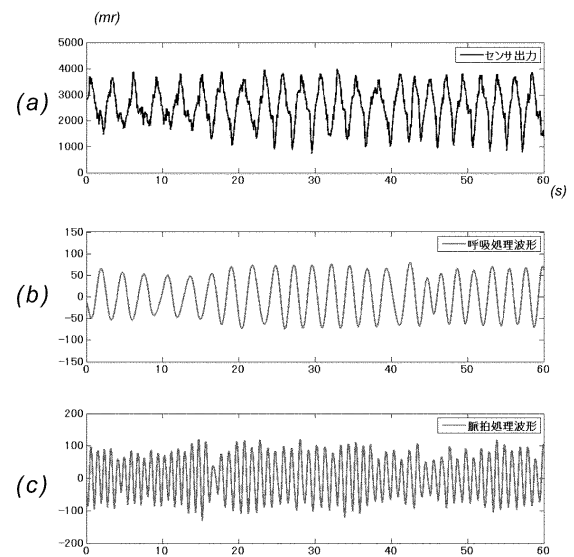
設定 187

戻る 決定 193 191

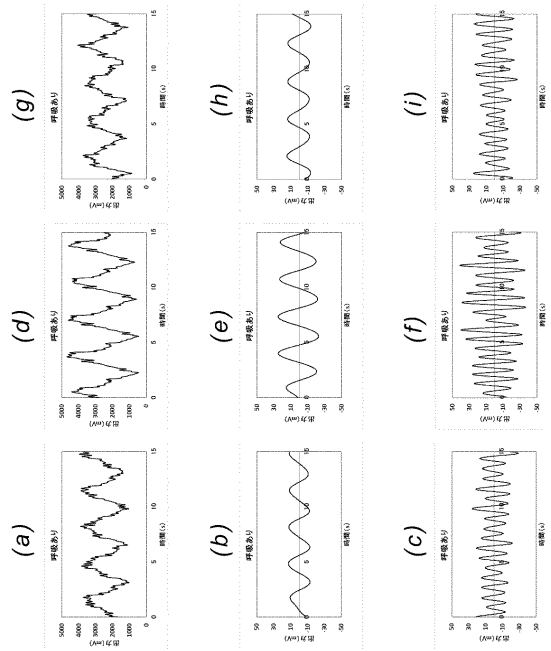
【図 11】



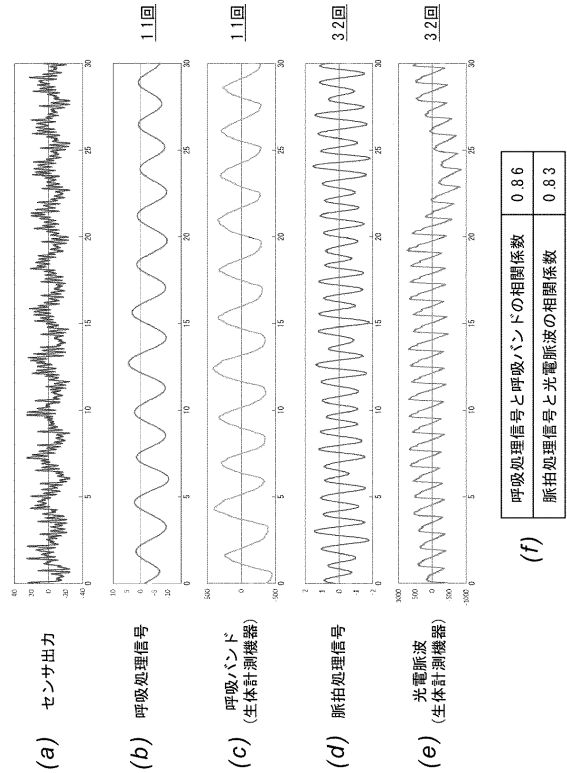
【図 12】



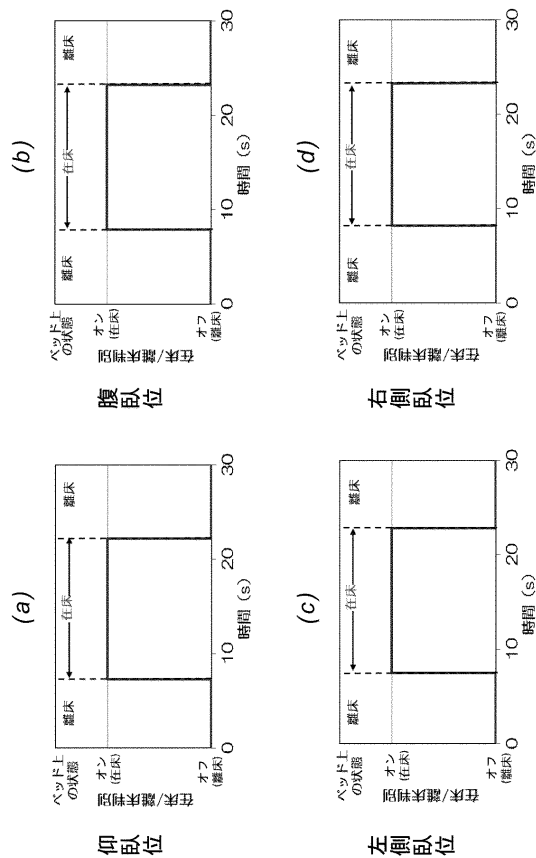
【図 13】



【図 14】



【図 15】

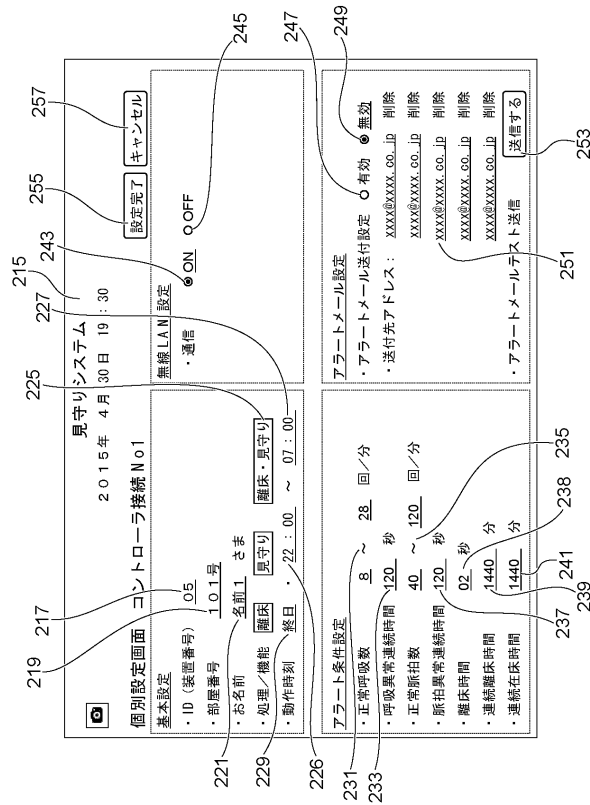


【図 16】

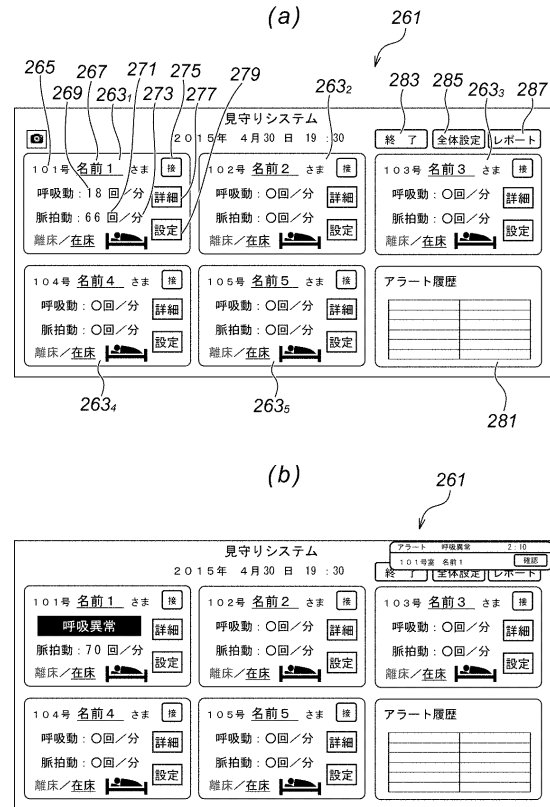
マットレス種類	計測部位	へそ	腰	尻	股下
体圧分散マット	仰臥位	○	○	○	○
	右側臥位	○	○	○	○
	左側臥位	○	○	○	○
普通マット	仰臥位	○	○	○	○
	右側臥位	○	○	○	○
	左側臥位	○	○	○	○
エアーマット	仰臥位	○	○	○	○
	右側臥位	○	○	○	○
	左側臥位	○	○	○	○

* ○ : 離床 / 在床検知、× : 在床不検知

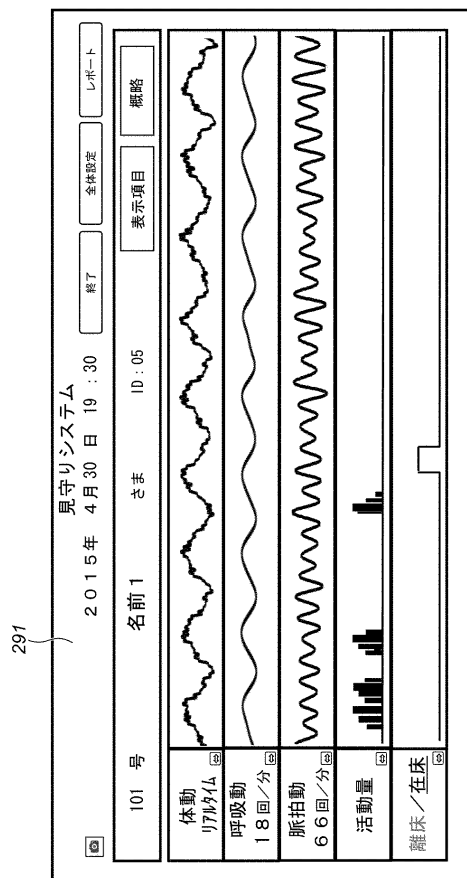
【図 17】



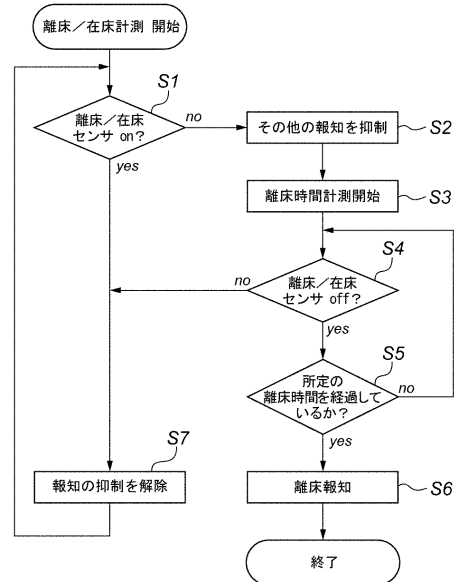
【図 18】



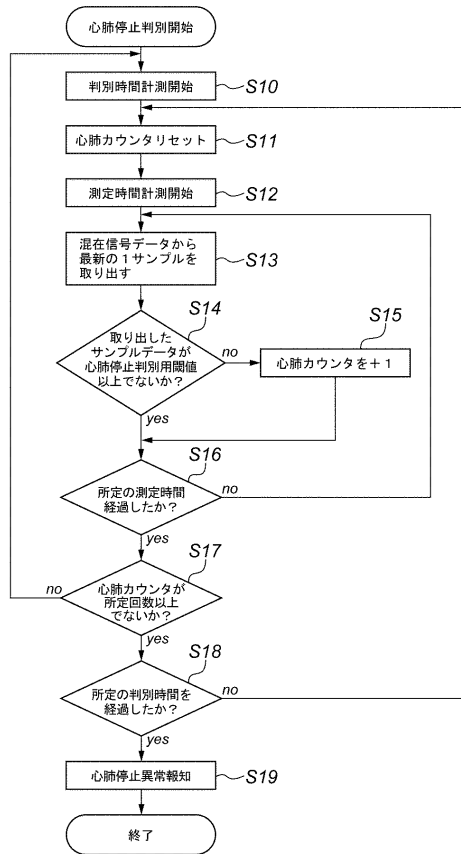
【図 19】



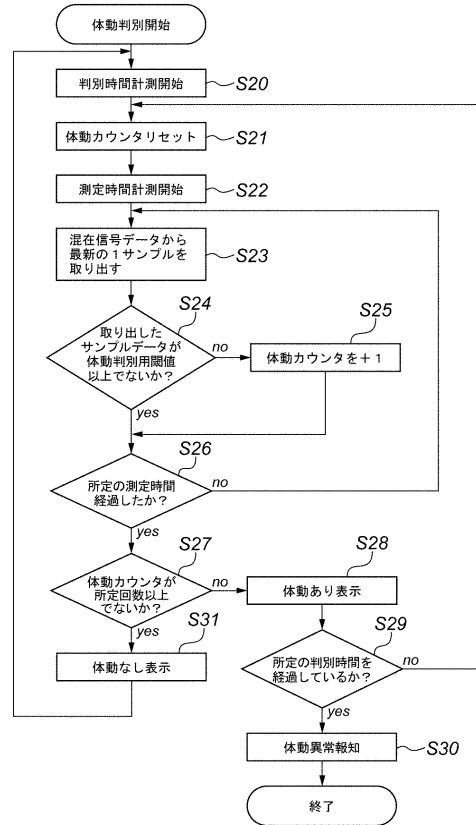
【図 20】



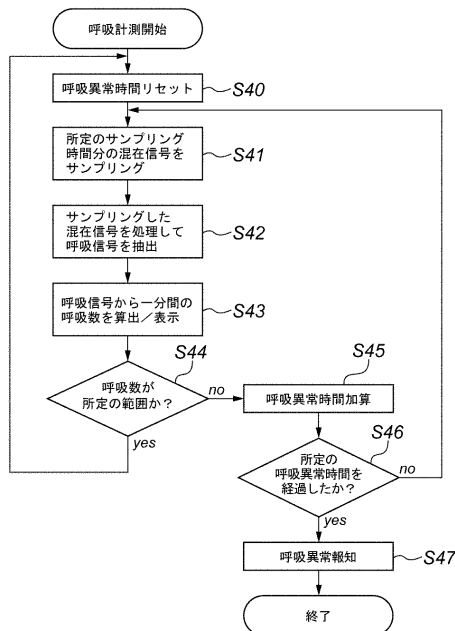
【図 2 1】



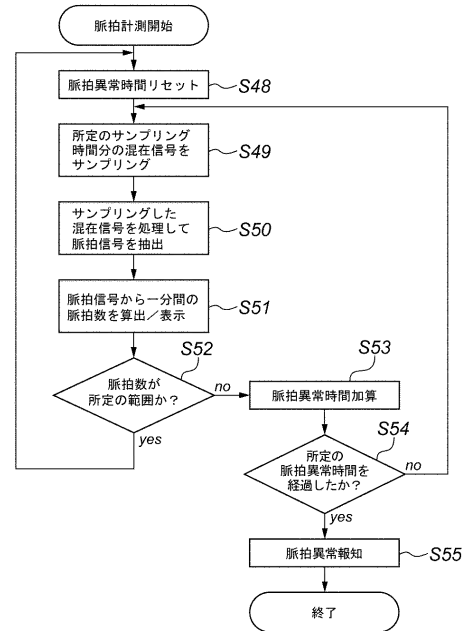
【図 2 2】



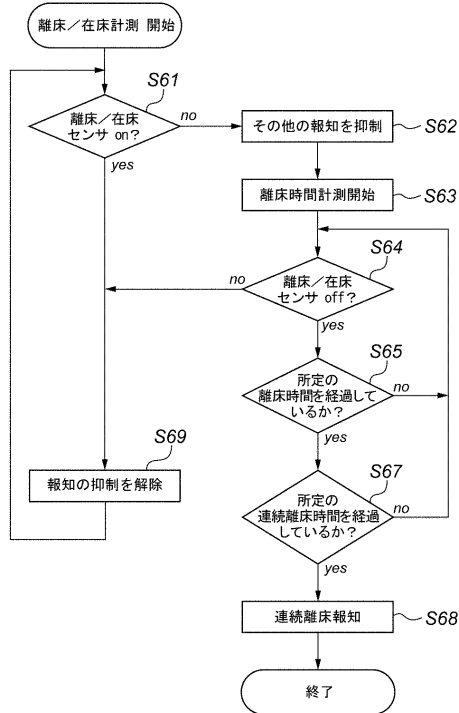
【図 2 3】



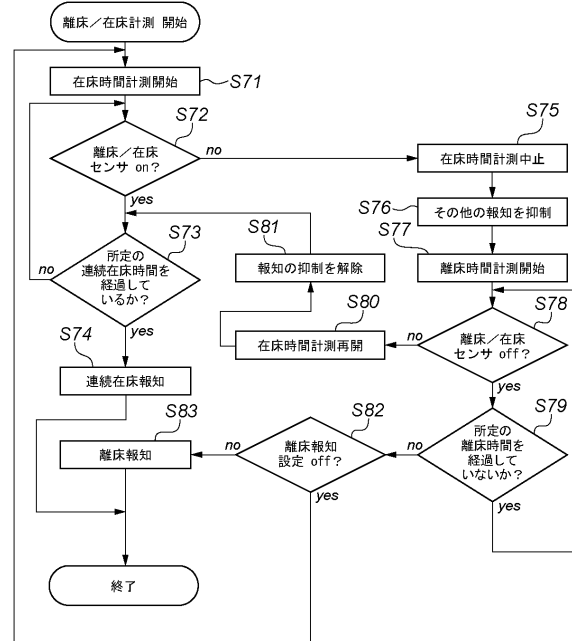
【図 2 4】



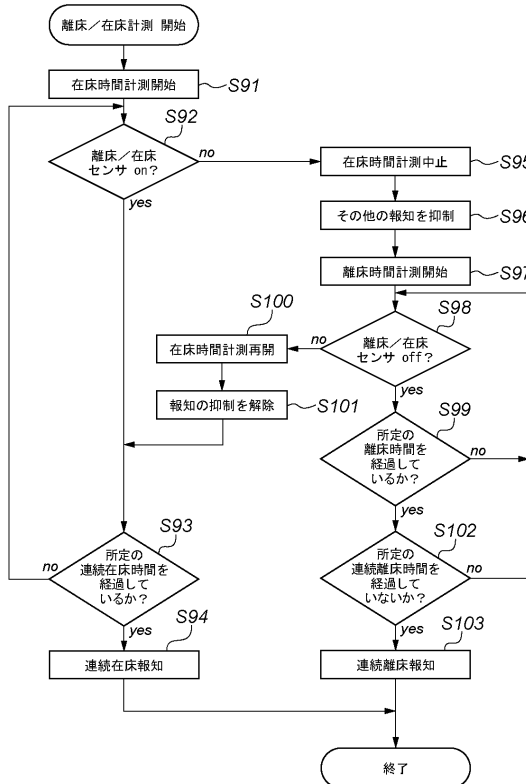
【図 25】



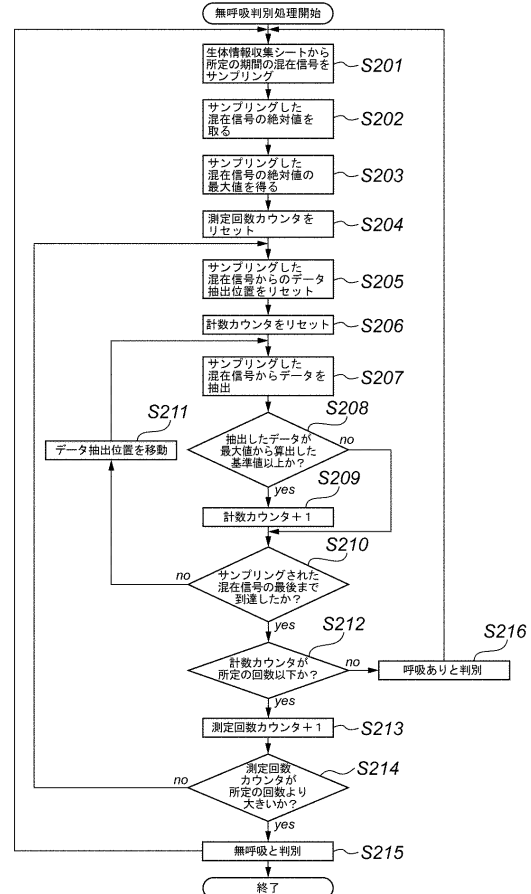
【図 26】



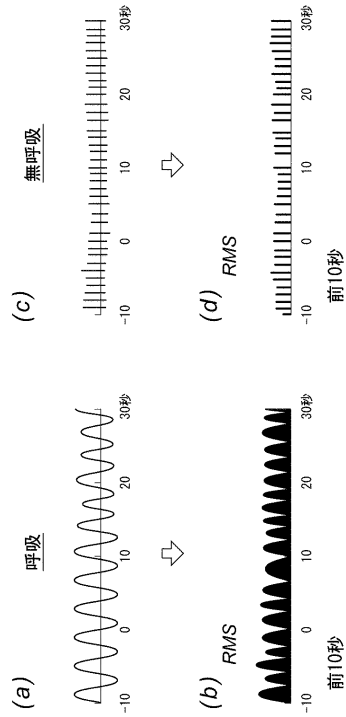
【図 27】



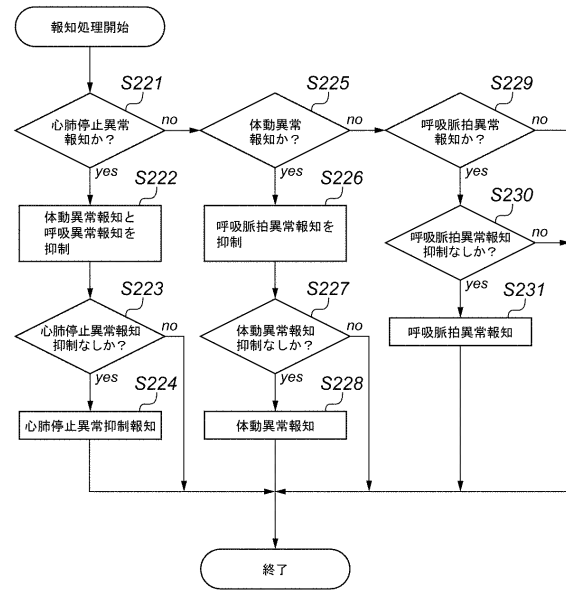
【図 28】



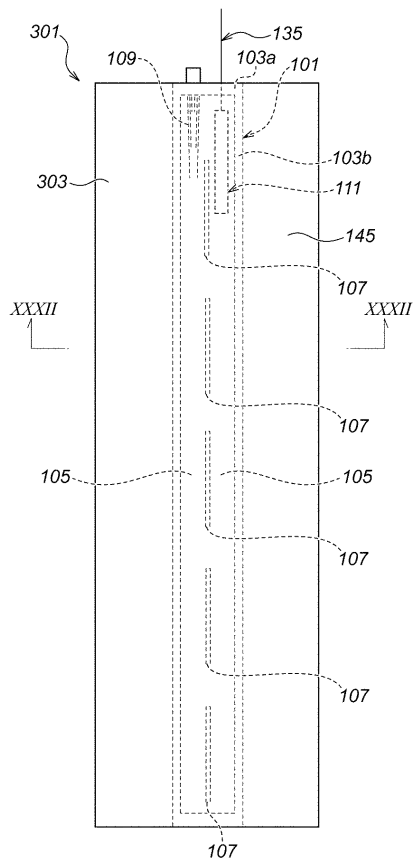
【図 29】



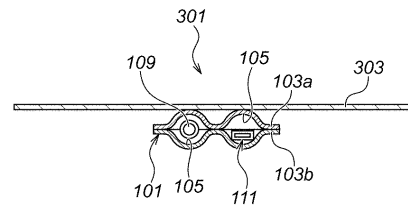
【図 30】



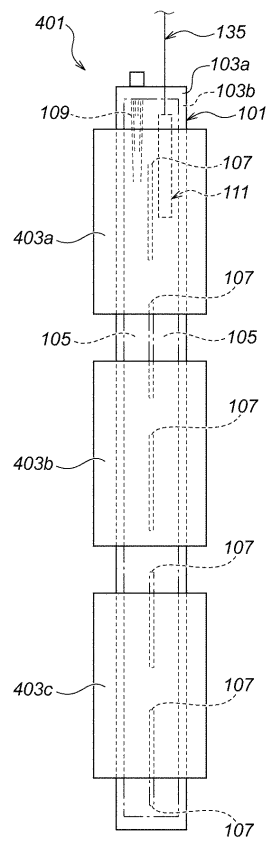
【図 31】



【図 32】



【図 33】



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

審査官 伊藤 幸仙

- (56)参考文献 特許第2806214(JP, B2)
特開2010-284498(JP, A)
特開2014-147594(JP, A)
特表2012-502671(JP, A)
特開2014-210137(JP, A)
特開2002-263070(JP, A)
登録実用新案第3170396(JP, U)
特開2014-064714(JP, A)
特許第5170720(JP, B1)
特表2005-508677(JP, A)
特開2014-147597(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00
A61B 5/11

专利名称(译)	生物信息监测系统		
公开(公告)号	JP6656513B2	公开(公告)日	2020-03-04
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 富士陶瓷 静冈县		
当前申请(专利权)人(译)	有限公司医疗项目 富士陶瓷 静冈县		
[标]发明人	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		
发明人	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		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/11		
FI分类号	A61B5/00.102.A A61B5/00.101.R A61B5/11.100 A61B5/02.710.A A61B5/02.711.Z A61B5/0245.A A61B5/0245.100.Z A61B5/08 A61B5/10.310.A A61B5/10.315 A61B5/11 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	JP2017060710A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种加权死亡，痉挛和卧床等重要事件的生物信息监测系统，以便更准确地获取诸如呼吸频率，心率/脉搏率及其波形之类的生物信息。 解决方案：生物信息监测系统包括：已安装的离开床传感器，该信号是基于离开床的传感器和生物信息收集表发出的信号的基础，并且可以快速确定重要事件，并且在警告之前几乎没有错误地确定。 在床垫下 安装在床垫下面的生物信息收集表； 监测装置，其基于所述离床传感器的信号和来自所述生物信息收集片的信号，监视使用者的离床/在床状态和生物信息。 监视设备基于来自床离开传感器的信号来确定用户的床离开/在床上状态。 根据生物信息收集表中的混合信号确定重要事件的存在； 并且，当确定用户处于卧床状态并且不存在重要事件时，报告通过对来自生物信息收集表的混合信号进行计算处理而获得的各种生物信息。

(5) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/00 (2006. 01)	A 6 1 B 5/00 1 〇 2 A
A 6 1 B 5/11 (2006. 01)	A 6 1 B 5/00 1 〇 1 R
	A 6 1 B 5/11 1 〇 〇

請求項の数 16 (全 43 頁)		
(21) 出願番号	特願2015-189029 (P2015-189029)	(73) 特許権者 599135178
(22) 出願日	平成27年9月26日 (2015. 9. 26)	株式会社 メディカル プロジェクト
(65) 公開番号	特開2017-60710 (P2017-60710A)	静岡県静岡市葵区大浜町 1 番地の 1 2
(43) 公開日	平成29年3月30日 (2017. 3. 30)	(73) 特許権者 000154196
審査請求日	平成30年8月22日 (2018. 8. 22)	株式会社富士セラミックス
特許法第30条第2項適用	平成27年 (2015年) 〇7月15日~17日開催の「国際モダンホスピタルショウ2015」 (主催者：一般社団法人日本病院会 一般社団法人日本経営協会) (開催場所：東京ビッグサイト (東京都江東区有明3-11-11)) にて公開	静岡県富士宮市山宮2320番地の 1 1
		(73) 特許権者 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 鳥屋 芳光
最終頁に続く		

(54) 【発明の名称】 生体情報監視システム