

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5991388号
(P5991388)

(45) 発行日 平成28年9月14日(2016.9.14)

(24) 登録日 平成28年8月26日(2016.8.26)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	5/11	(2006.01)	A 6 1 B	5/10	3 1 0 A
A 6 1 B	5/00	(2006.01)	A 6 1 B	5/00	1 0 2 C
G 0 8 B	25/04	(2006.01)	G 0 8 B	25/04	K
G 0 8 B	21/04	(2006.01)	G 0 8 B	21/04	

請求項の数 10 (全 31 頁)

(21) 出願番号	特願2015-5724 (P2015-5724)	(73) 特許権者	000001270
(22) 出願日	平成27年1月15日(2015.1.15)		コニカミノルタ株式会社
(62) 分割の表示	特願2011-176228 (P2011-176228) の分割		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
原出願日	平成23年8月11日(2011.8.11)	(74) 代理人	100082670
(65) 公開番号	特開2015-109991 (P2015-109991A)		弁理士 西脇 民雄
(43) 公開日	平成27年6月18日(2015.6.18)	(74) 代理人	100180068
審査請求日	平成27年2月13日(2015.2.13)		弁理士 西脇 怜史
(31) 優先権主張番号	特願2010-201785 (P2010-201785)	(72) 発明者	清水 秀樹
(32) 優先日	平成22年9月9日(2010.9.9)		東京都西東京市田無町六丁目1番12号
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		シチズン・システムズ株式会社内
		審査官	伊藤 幸仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 安否監視装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検者の生体情報を収集して被検者の安否を監視する安否監視装置において、
前記被検者にマイクロ波を照射し、そのドップラシフトした反射波に所定の処理を施して、前記反射波を時間微分した値が予め定められた値を超えた、単位時間当たりの回数として算出された体動数を取得し、取得された体動数から前記被検者の安否を監視することを特徴とする安否監視装置。

【請求項2】

前記体動数は、所定時間内に取得した体動数である請求項1に記載の安否監視装置。

【請求項3】

前記所定時間内に取得された体動数を、前記体動数の多少により複数に区分し、この区分の状態が所定期間継続したかを判定する判定手段を有する安否パターン判定部を備えた請求項2に記載の安否監視装置。

【請求項4】

区分された前記体動数に基づいて、安否のレベルを判定する安否レベル判定部を備えた請求項3に記載の安否監視装置。

【請求項5】

前記被検者にマイクロ波を照射しドップラシフトした反射波を得るドップラセンサと、前記反射波に所定の処理を行って前記体動数の取得を行う体動検出手段とが、センサユニットとして形成され、

前記安否パターン判定部又は前記安否レベル判定部は、前記センサユニットとは別体の機器に備えられ、

前記センサユニットと前記機器とは、有線また無線の通信回線を介して通信可能である請求項4に記載の安否監視装置。

【請求項6】

前記マイクロ波を照射するマイクロ波発信器と、前記反射波を受信するマイクロ波受信器と、前記反射波に基づいてマイクロ波ドップラシフト信号を出力するマイクロ波復調器と、前記マイクロ波ドップラシフト信号を入力してマイクロ波デジタルデータを出力する信号処理部と、を備え、

前記体動検出手段は、前記マイクロ波デジタルデータの時間変化率を算出してマイクロ波時間変化率データとして出力する時間微分回路と、前記マイクロ波時間変化率データと予め定められた値とを比較し前記予め定められた値を超える前記マイクロ波時間変化率データを有効体動信号として出力する閾値比較回路と、前記有効体動信号の単位時間当たりの数を計数し前記体動数として出力する体動計数回路とを有する体動計数部を備えた請求項5に記載の安否監視装置。

10

【請求項7】

前記反射波から呼吸を検出し、所定時間内の前記呼吸の状態及び前記体動数に基づいて安否を監視する請求項1から6のうちいずれか1項に記載の安否監視装置。

【請求項8】

前記反射波にFFT処理を行って前記呼吸の状態を検出する呼吸検出部を備えた請求項7に記載の安否監視装置。

20

【請求項9】

前記マイクロ波を照射するマイクロ波発信器と、前記反射波を受信するマイクロ波受信器と、前記反射波に基づいてマイクロ波ドップラシフト信号を出力するマイクロ波復調器と、前記マイクロ波ドップラシフト信号を入力してマイクロ波デジタルデータを出力する信号処理部と、を備え、

前記呼吸検出部は、前記マイクロ波デジタルデータをFFT変換し周波数分布データとして出力するFFT回路と、前記周波数分布データを入力して呼吸に係わる基本波データを出力する基本波検出回路と、前記基本波データの単位時間当たりの数を計数し前記呼吸数として出力する呼吸計数回路と、を備えた請求項8に記載の安否監視装置。

30

【請求項10】

前記所定の処理が微分処理である請求項1から9のうちいずれか1項に記載の安否監視装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一人住まいの高齢者など単独で生活を営む人の日々の生活状態や健康状態の異常などを検出し、総合的な身体状態を監視する安否監視装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、社会構造が複雑化し、単独で生活を営む人が増えている。例えば、単身赴任者や通学に便利な場所に単身で住む学生などである。また、社会が高齢化し、いわゆる独居高齢者も増加している。独居高齢者とは、事情により一人で生活を営むことを余儀なくされた高い年齢の人である。

40

【0003】

比較的若い年齢の学生や単身赴任者であれば、就学や就労中や、学校や職場へ向かう途中などで比較的他者と接する機会も多いが、独居高齢者の中には、家族内の結びつきが希薄であるなどの理由で、親族の誰とも連絡を殆どしない人がいる。このような人が、地域社会にも溶け込むことなく、地域活動にも参加しないとすると、外部との接触が殆どない状態を生んでしまう。

50

【 0 0 0 4 】

単独で生活を営む人は、直近でその人の状態を把握できる人がいないため、健康状態や安否などの確認が遅れることが多い。体調を崩したときにその対応が遅れることや、孤独死など悲惨な結果を招くことも希ではない。特に独居高齢者は、年齢も高く、その傾向が多く現れる。このため、単独で生活を営む人の中で、特に独居高齢者の安否や、生存を確認することは、家族だけでなく社会全体として取り組むべき課題となっている。このような課題に対する技術は、多々提案されている。

【 0 0 0 5 】

例えば、部屋の中に人がいるか、あるいはどのような動きをしているかを、赤外線センサを用いて検出する技術が公開されている（例えば、特許文献 1 参照。）。 10

【 0 0 0 6 】

図 1 1 を用いて特許文献 1 に開示された技術を説明する。

図 1 1 は特許文献 1 に開示された技術の構成を説明するブロック図である。図 1 1 に示したように、生活環境記録システム 2 0 0 は、住居内の複数の場所に、住居内で移動する人体を検知して信号を出力する赤外線センサ 2 0 1 a ~ 2 0 1 c を備えている。

【 0 0 0 7 】

赤外線センサ 2 0 1 a ~ 2 0 1 c から出力された信号の時間情報を検知場所情報と共に記録する情報記録手段 2 0 6 を備えており、この情報記録手段 2 0 6 が記録した各人体検知手段に対応する時間情報及び検知場所情報を通信線 2 0 5 に出力する通信手段 2 0 3 も備えている。これらで宅内制御装置 2 0 7 を構成している。 20

【 0 0 0 8 】

一方、宅外にあって、宅内制御装置 2 0 7 と通信し、情報記録手段 2 0 6 に記録された情報を適時に可視出力する情報出力装置 2 0 4 a と情報出力装置 2 0 4 b とを有している。

【 0 0 0 9 】

特許文献 1 に示した従来技術は、赤外線センサを用いて、この赤外線センサ 2 0 1 a ~ 2 0 1 c が出力する信号により、人の存在を時間と場所とを特定して記録することができる。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】 30

【 0 0 1 0 】

【 特許文献 1 】 特開平 1 1 - 3 4 6 2 7 0 号公報（第 3 ~ 5 頁、図 1）

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 1 】

特許文献 1 に示した従来技術は、住居内で人が移動する状態であればそれを検知することができるが、人の動きが少ないときに起こる容態の変化や、人の健康状態を検知することまではできない。

すなわち、各部屋に設置した赤外線センサ 2 0 1 a ~ 2 0 1 c で人が発生する赤外線を検出して人の動きを類推するので、普通に生活している場合は生活状態を捉えることができるが、例えば、人が長時間テレビを見ていたり、本を読むなどして動きが少ないときに、容態が悪くなった場合や、就寝中に容態が悪くなった場合は、それを検知することができない。また、赤外線センサを用いているため、人の動作に現れないような人の健康状態の変化、例えば、呼吸が早まったり止まったりするような変化も検知できない。 40

【 0 0 1 2 】

このように、特許文献 1 に示した従来技術では、人の移動や転倒のような大きな動作を伴う人の容態の変化しか検知できないという問題があり、人の健康状態の変化の初期によく起こるといわれる呼吸の変化などのわずかな体動が検知できないため、単独で生活を営む人、特に独居高齢者の生活状態を総合的に監視することが困難である。

【 0 0 1 3 】 50

本発明の目的は上記課題を解決し、単なる体動検知では困難な、体動が殆ど発生しない場合でも適切な安否判定が可能であって、さらに人の健康状態の異常も検出することが可能な、単独で生活を営む人の身体状態を総合的に監視する上で最適な安否監視装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0014】

上記課題を解決するため本発明の安否監視装置は下記の構成を採用する。

【0015】

被検者の生体情報を収集して被検者の安否を監視する安否監視装置において、被検者にマイクロ波を照射し、そのドップラシフトした反射波に所定の処理を施して、前記反射波を時間微分した値が予め定められた値を超えた、単位時間当たりの回数として算出された体動数を取得し、取得された体動数から前記被検者の安否を監視することを特徴とする。

10

【0016】

このような構成とすれば、マイクロ波を照射し、その反射波には被検者の体動と呼吸に伴う筋肉の動きとに対応したドップラシフトが生じているので、これを用いて体動数を検出すれば、安否監視が確實になる。

【0017】

本発明の安否監視装置は、前記体動数が、所定時間内に取得した体動数であってもよい。

【0018】

本発明の安否監視装置は、前記所定時間内に取得された体動数を、前記体動数の多少により複数に区分し、この区分の状態が所定期間継続したかを判定する判定手段を有する安否パターン判定部を備えたものであってもよい。

20

【0019】

本発明の安否監視装置は、区分された前記体動数に基づいて、安否のレベルを判定する安否レベル判定部を備えたものであってもよい。

【0020】

本発明の安否監視装置は、前記被検者にマイクロ波を照射しドップラシフトした反射波を得るドップラセンサと、前記反射波に所定の処理を行って前記体動数の取得を行う体動検出手段とが、センサユニットとして形成され、前記安否パターン判定部又は前記安否レベル判定部は、前記センサユニットとは別体の機器に備えられ、前記センサユニットと前記機器とは、有線また無線の通信回線を介して通信可能であってもよい。

30

【0021】

本発明の安否監視装置は、前記マイクロ波を照射するマイクロ波発信器と、前記反射波を受信するマイクロ波受信器と、前記反射波に基づいてマイクロ波ドップラシフト信号を出力するマイクロ波復調器と、前記マイクロ波ドップラシフト信号を入力してマイクロ波デジタルデータを出力する信号処理部と、を備え、前記体動検出手段は、前記マイクロ波デジタルデータの時間変化率を算出してマイクロ波時間変化率データとして出力する時間微分回路と、前記マイクロ波時間変化率データと予め定められた値とを比較し前記予め定められた値を超える前記マイクロ波時間変化率データを有効体動信号として出力する閾値比較回路と、前記有効体動信号の単位時間当たりの数を計数し前記体動数として出力する体動計数回路とを有する体動計数部を備えたものであってもよい。

40

【0022】

本発明の安否監視装置は、前記反射波から呼吸を検出し、所定時間内の前記呼吸の状態及び前記体動数に基づいて安否を監視するものであってもよい。

【0023】

本発明の安否監視装置は、前記反射波にFFT処理を行って前記呼吸の状態を検出する呼吸検出部を備えたものであってもよい。

【0024】

本発明の安否監視装置は、前記マイクロ波を照射するマイクロ波発信器と、前記反射波

50

を受信するマイクロ波受信器と、前記反射波に基づいてマイクロ波ドップラシフト信号を出力するマイクロ波復調器と、前記マイクロ波ドップラシフト信号を入力してマイクロ波デジタルデータを出力する信号処理部と、を備え、前記呼吸検出部は、前記マイクロ波デジタルデータをFFT変換し周波数分布データとして出力するFFT回路と、前記周波数分布データを入力して呼吸に係わる基本波データを出力する基本波検出回路と、前記基本波データの単位時間当たりの数を計数し前記呼吸数として出力する呼吸計数回路と、を備えたものであってもよい。

【0025】

本発明の安否監視装置は、前記所定の処理が微分処理であってよい。

【発明の効果】

【0058】

本発明によれば、体動数を用いて安否監視ができるので、精度の高い安否監視が可能となる。

また、単独で生活を営む人や独居高齢者に対し、単なる体動検知では困難な、体動が殆ど発生しないときに起こる容態の変化をも検知することができる。さらに人の健康状態の異常も検出可能であり、検出確度が高く、誤認の少ない安否監視装置を提供することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0059】

【図1】本発明による安否監視装置の第1の実施形態の構成を示すブロック図である。

【図2】本発明による安否監視装置の第1の実施形態の詳細の構成を示す機能ブロック図である。

【図3】本発明による安否監視装置の第1の実施形態の動作を説明する波形図である。

【図4】本発明による安否監視装置の第1の実施形態の動作を説明する波形図である。

【図5】本発明による安否監視装置の第1の実施形態の動作を説明する図表である。

【図6】本発明による安否監視装置の第1の実施形態の動作を示すフローチャートである。

【図7】本発明による安否監視装置の第1の実施形態を示す外観図である。

【図8】本発明による安否監視装置の原理を説明する模式的な図である。

【図9】本発明による安否監視装置の原理を説明する波形図である。

【図10】本発明による安否監視装置の第2の実施形態の構成を示す機能ブロック図である。

【図11】特許文献1に示した従来例の安否監視装置の構成を説明するブロック図である。

【図12】本発明による安否監視装置の第3の実施形態の構成を示す機能ブロック図である。

【図13】本発明による安否監視装置の第3の実施形態の詳細の構成を示す機能ブロック図である。

【図14】1つの病室に2人の被検者が居て、各被検者に対応してセンサユニットが備えられた状態を示す模式図である。

【図15】図13に示した第3の実施形態の安否監視装置に体動閾値設定部と呼吸閾値設定部とを加えた実施形態の構成を示す機能ブロック図である。

【図16】本発明による安否監視装置の第4の実施形態の詳細の構成を示す機能ブロック図である。

【図17】1人の被検者が複数の部屋のいずれかに居て、各部屋にセンサユニットがそれぞれ備えられた状態を示す模式図である。

【図18】図15に示した第3の実施形態と図16に示した第4の実施形態とを統合させた第5の実施形態の安否監視装置の一例を示すブロック図である。

【図19】表示画面に表示する安否情報の一例を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

10

20

30

40

50

【 0 0 6 0 】

本発明の安否監視装置は、マイクロ波を照射しその反射波を検出するマイクロ波ドップラセンサを用いている。

マイクロ波ドップラセンサからの信号は、体動検出部と呼吸検出部とに入力されて信号処理される。体動を検出する体動計数部では、信号を微分処理したあと体動数を計測する。呼吸を検出する呼吸検出部では、信号をFFT (Fast Fourier Transform: 高速フーリエ変換、以下FFTと略記する。) 処理したあと呼吸数を計測する。

【 0 0 6 1 】

このように、体動検出と呼吸検出とで異なる信号処理を行なうことで、正しく双方を検出できるのである。

10

【 0 0 6 2 】

人の身体の動き(体動数)と呼吸動作(呼吸数)とを検出したあと、体動数と呼吸数との2つの情報を組み合わせ、安否パターンを構成し、この安否パターンから安否状態を判定する。そして、異常の場合には通信手段によって外部に発信するものである。

【 0 0 6 3 】

第1の実施形態は、上述の構成を有している。第2の実施形態は、さらに通信の機能が正常であることを監視する通信監視部を加えた構成である。

以下、各実施形態を図面を用いて説明する。説明にあつて用いる図面には同一の構成には同一の番号を付与している。説明においては、使用する図を提示して説明するものであるが、すでに説明を終えた図面があるときはそれも適宜参照していただきたい。

20

【 実施例 1 】

【 0 0 6 4 】

以下、図1から図9を用いて本発明の安否監視装置の第1の実施形態を詳述する。

[本発明の原理的説明: 図8、図9]

初めに、図8と図9とを用いて安否監視装置に搭載されているマイクロ波ドップラセンサによる信号検出の原理を説明する。

図8は、マイクロ波ドップラセンサと被検者とを示す模式的な図である。図9は、マイクロ波ドップラセンサで検出される信号波形を説明するための波形図である。

【 0 0 6 5 】

図8において、31はマイクロ波発信器、32はマイクロ波受信器、33はマイクロ波復調器である。これらでマイクロ波ドップラセンサ3を構成している。

30

10は被検者、10aは呼吸筋である。呼吸筋10aは、呼吸を行うときに胸郭の拡大、収縮を行う筋肉の総称である。例えば、横隔膜、内肋間筋、外肋間筋、胸鎖乳突筋、前斜角筋、中斜角筋、後斜角筋、腹直筋、内腹斜筋、外腹斜筋、腹横筋などがある。

【 0 0 6 6 】

マイクロ波ドップラセンサは、一般的なマイクロ波ドップラセンサを用いることができる。マイクロ波ドップラセンサには、その出力信号がアナログ信号のものとデジタル信号のものとがあるが、本実施形態では、図8に示すように、マイクロ波復調器33からの信号はアナログ信号であり、マイクロ波ドップラセンサ3にはアナログ信号をデジタル信号に変換するAD変換器を搭載していない例で説明をする。

40

【 0 0 6 7 】

マイクロ波発信器31は、約2.5GHzのマイクロ波Mを被検者10に発射すると共に、マイクロ波電気信号Emeを出力する。マイクロ波発信器31から発射されたマイクロ波Mは、一部が被検者10の体表で反射され、一部が被検者10の内部に入り、呼吸筋10aで反射して再び被検者10を經由してマイクロ波受信器32で受信される。

マイクロ波受信器32は、マイクロ波Mを受信すると共に、マイクロ波電気信号Emrを出力する。

マイクロ波復調器33は、マイクロ波電気信号Emeと受信したマイクロ波電気信号Emrとから、マイクロ波ドップラシフト信号Maを出力する。

【 0 0 6 8 】

50

受信したマイクロ波電気信号 $E m r$ には被検者 10 の体動と呼吸筋 10 a の動きとに対応したドップラシフトが生じているので、マイクロ波ドップラシフト信号 $M a$ は、被検者 10 の体動と呼吸筋 10 a の動きとに対応した信号となる。

【0069】

本発明の特徴は、このマイクロ波ドップラシフト信号 $M a$ を解析して、体動を検出するアルゴリズムと呼吸を検出するアルゴリズムとの異なるアルゴリズムを用いて、体動と呼吸との組み合わせパターン（安否パターン）から、被検者の安否を監視するのである。

【0070】

図9(a)は、マイクロ波ドップラセンサ3と被検者10との距離が比較的近い場合（例えば、2m）のマイクロ波ドップラシフト信号 $M a$ の時間的変化を示し、図9(b)は、その距離が比較的遠い場合（例えば、5m）のマイクロ波ドップラシフト信号 $M a$ の時間的変化を示すものである。距離の違いは波形の振幅の強弱となって現れるが、波形の変化の傾向には違いがない。

【0071】

図9に示す区間A～Eは、被検者10の呼吸の状態を示すものである。

区間Aは、被検者10が安静呼吸をしている場合である。低周期のマイクロ波ドップラシフト信号 $M a$ が観測されている様子を示している。

区間Bは、速い呼吸をしている場合である。やや早い周期のマイクロ波ドップラシフト信号 $M a$ が観測されている。

区間Cは、被検者10が呼吸を止めている場合である。平坦なマイクロ波ドップラシフト信号 $M a$ が観測されている。

【0072】

区間Dは、呼吸を止めていた状態から再び呼吸を始めた後に安静呼吸に戻る場合を示している。区間Aと同じく低周期のマイクロ波ドップラシフト信号 $M a$ が観測されている。区間Eは、呼吸中に体動が加えた場合である。例えば、体を動かした場合である。すると、低周期成分にランダム成分が加わったマイクロ波ドップラシフト信号 $M a$ が観測される。

【0073】

図9に示す例は、安静呼吸をしている状態から呼吸が早くなり、一旦呼吸が止まり、その後呼吸が再開され、体を動かした場合を模式的に示すものである。これは、所定の時間内に、被検者の体に呼吸が変化するような状況が発生した場合を示しており、本発明の安否監視装置がマイクロ波ドップラセンサを用いているからこそ、呼吸をも検出できた状況である。

[安否監視装置の構成説明：図1、図2]

次に、図1と図2とを用いて安否監視装置の構成を説明する。

初めに、図1を用いて安否監視装置1の概念的な構成を説明する。図1は、安否監視装置1のブロック図であり、安否監視装置1は、マイクロ波ドップラセンサ3と、信号処理部4と体動呼吸検出手段5と安否パターン判定部6と安否報知手段7と報知手段8と計時部9とを備えた存在判別手段2とから構成される。

【0074】

マイクロ波ドップラセンサ3は被検者10にマイクロ波Mを発信し、反射してきたマイクロ波Mから、被検者10の身体の動きや呼吸動作を反映するマイクロ波ドップラシフト信号 $M a$ を出力する。

【0075】

存在判別手段2の信号処理部4は、マイクロ波ドップラシフト信号 $M a$ をデータ処理に適した信号に変えマイクロ波デジタルデータ $M d$ として出力する。

体動呼吸検出手段5は、このマイクロ波デジタルデータ $M d$ に基づき被検者10の安否情報 $S i$ を出力する。

【0076】

安否パターン判定部6は、安否情報 $S i$ に基づき安否の状態を判別して安否パターンデ

10

20

30

40

50

ータ A_s を出力する。

安否報知手段 7 は、安否パターンデータ A_s に基づき安否が異常の場合に外部に報知するものであって、通報データ N を出力する。

【 0 0 7 7 】

報知手段 8 は、安否パターンデータ A_s の内容に応じて視覚的あるいは音響的手段で被検者 10 に問い合わせを行ない、その結果を通話データ C_m として安否パターン判定部 6 に出力する。また、安否監視装置 1 の動作が異常な場合にアラーム信号を発する。

【 0 0 7 8 】

計時部 9 は、存在判別手段 2 の各要素に、第 1 計時信号 T_1 と第 2 計時信号 T_2 および第 3 計時信号 T_3 からなる基準信号を供給する。

第 1 計時信号 T_1 は、後述する信号処理部 4 の内部の A/D 変換回路のサンプリング時間を決めるための時刻情報を有している。

例えば、周期を 10 msec としたパルス信号である。

第 2 計時信号 T_2 は、体動呼吸検出手段 5 の動作を制御する時刻情報を有している。例えば、パルス周期を $5 \sim 30\text{ sec}$ のパルス信号である。

第 3 計時信号 T_3 は、日付や時間などの情報を有する時刻情報である。

【 0 0 7 9 】

次に図 2 を用いて存在判別手段 2 の構成を更に詳細に説明する。

図 2 は、図 1 に示した安否監視装置 1 の各要素の構成を更に分解した詳細の機能ブロック図である。

【 0 0 8 0 】

信号処理部 4 は、帯域制限回路 41 と A/D 変換回路 42 とから構成される。帯域制限回路 41 は、マイクロ波ドップラシフト信号 M_a を入力してマイクロ波ドップラシフト信号 M_a のうちの不要な周波数帯域の成分を除去し、マイクロ波帯域制限信号 M_s として出力する。

【 0 0 8 1 】

A/D 変換回路 42 は、マイクロ波帯域制限信号 M_s を入力して、第 1 計時信号 T_1 によるサンプリングレート 10 msec にてアナログ信号であるマイクロ波ドップラシフト信号 M_a をデジタル信号であるマイクロ波デジタルデータ M_d に変換して出力する。

【 0 0 8 2 】

体動呼吸検出手段 5 が出力する安否情報 S_i は、体動数 T_d と呼吸数 R_r を含んでいる。この体動数 T_d を出力するのは体動計数部 51 であり、呼吸数 R_r を出力するのは呼吸検出部 52 である。

【 0 0 8 3 】

体動計数部 51 は、マイクロ波デジタルデータ M_d を入力してマイクロ波時間変化率データ D_d を出力する時間微分回路 511 と、マイクロ波時間変化率データ D_d を入力して有効体動信号 C_d を出力する閾値比較回路 512 と、有効体動信号 C_d を入力して体動数 T_d を出力する体動計数回路 513 とから構成される。

【 0 0 8 4 】

呼吸検出部 52 は、マイクロ波デジタルデータ M_d を入力して周波数分布データ F_s を出力する FFT 回路 521 と、周波数分布データ F_s を入力して基本波データ R_f を出力する基本波検出回路 522 と、基本波データ R_f を入力して呼吸数 R_r を出力する呼吸計数回路 523 とから構成される。

【 0 0 8 5 】

安否パターン判定部 6 は、体動数 T_d と呼吸数 R_r とからなる安否情報 S_i と、後述する報知手段 8 から入力される通話データ C_m と、から安否パターンデータ A_s を出力する。

【 0 0 8 6 】

安否報知手段 7 は、安否パターンデータ A_s を記憶し安否パターン記憶データ S_d を出力する記憶部 71 と、安否パターン記憶データ S_d に基づき通報指示信号 E_d を出力する

10

20

30

40

50

通報判断部 7 2 と、通報指示信号 E d に基づき通報データ N を発信する通信部 7 3 とから構成される。

【 0 0 8 7 】

報知手段 8 は、安否パターン判定部 6 から出力される安否パターンデータ A s の内容に応じて、「どうしましたか」などのように、後述する表示器や通話装置を通じて文字表示や音声で被検者 1 0 に問い合わせを行ない、その結果を通話データ C m として安否パターン判定部 6 に出力する。

また、安否報知手段 7 から通報データ N が出力されたとき、その内容を被検者 1 0 や、被検者 1 0 の関係者に知らせる機能も有している。

【 0 0 8 8 】

計時部 9 は、第 1 計時信号 T 1、第 2 計時信号 T 2、第 3 計時信号 T 3 を出力しているが、図示はしないが、例えば、水晶振動子などを用いて所定の周波数のクロック信号を出力する源振クロック部、そのクロック信号を分周して所定の分周信号を生成する分周回路部、その分周信号から時刻情報を生成する時刻生成部などで構成することができる。これらの構成は知られている時計回路で広く知られているものであるから、詳細な説明は省略する。

[体動呼吸検出手段の動作説明：図 2 ~ 図 4]

次に図 2 ~ 図 4 を用いて本発明の安否監視装置の第 1 の実施形態の動作を説明する。

まず、体動呼吸検出手段 5 の動作を説明する。

図 3 及び図 4 は、図 2 に示す体動呼吸検出手段 5 の動作を説明する波形図であって、横軸は時間で縦軸は振幅を示している。

【 0 0 8 9 】

まず、体動計数部 5 1 の動作を説明する。

図 3 (a) は、体動呼吸検出手段 5 の時間微分回路 5 1 1 に入力されるマイクロ波デジタルデータ M d と、時間微分回路 5 1 1 によって時間微分されたマイクロ波時間変化率データ D d を示すものである。

図 3 (b) は、有効体動信号 C d と体動計数回路 5 1 3 によって出力される体動数 T d の関係を示すものである。

【 0 0 9 0 】

図 3 (a) に示すように、入力したマイクロ波デジタルデータ M d を時間微分回路 5 1 1 にて時間で微分すると、信号の時間変化率が現れるから、マイクロ波時間変化率データ D d は、0 (ゼロ) を中心にして、ある振幅範囲を増減するような波形となる。

【 0 0 9 1 】

マイクロ波時間変化率データ D d は、閾値比較回路 5 1 2 によって予め定められた値、すなわち図 3 (a) に示す、「 + 閾値」、「 - 閾値」で表す 2 つの閾値と比較され、予め定められた「 + 閾値」、「 - 閾値」より大きいマイクロ波時間変化率データ D d が、有効体動信号 C d として閾値比較回路 5 1 2 より出力される。

なお、この「 + 閾値」及び「 - 閾値」は、実験などにより予め設定しておく。

【 0 0 9 2 】

体動計数回路 5 1 3 は、有効体動信号 C d と第 2 計時信号 T 2 とから単位時間当りの体を動かした数である体動数 T d が出力される。第 2 計時信号 T 2 は、パルス周期を 5 ~ 3 0 s e c のパルス信号であり、例えば、3 0 s e c を単位時間とする。

図 3 (b) に示す例では、この 3 0 s e c (第 2 計時信号 T 2) という時間当たりの体動数は、「 9 」である。

【 0 0 9 3 】

次に、呼吸検出部 5 2 について説明する。

図 4 (a) 及び図 4 (b) は、マイクロ波デジタルデータ M d と、マイクロ波デジタルデータ M d に基づき F F T 回路 5 2 1 が出力する周波数分布データ F s と、を並べて示したものである。

マイクロ波デジタルデータ M d を示す図にあっては、横軸を時間とし、縦軸を信号の振

10

20

30

40

50

幅としており、周波数分布データ F_s を示す図にあっては、横軸を周波数とし、縦軸を信号の強度として表したものである。

そして、図4(a)は被検者10の体動がない場合で、図4(b)は体動がある場合を示している。

【0094】

FFT回路521は、第2計時信号T2に基づきマイクロ波デジタルデータMdを所定時間蓄積しFFT処理を行なう。このFFT処理は、入力信号を高速フーリエ変換処理を行なうものである。すなわち、蓄積したマイクロ波デジタルデータMdをフーリエ変換し、個々の信号成分に分解した後、各成分を周波数スペクトラム上に表す処理を行い、周波数分布データ F_s として基本波検出回路522に出力する。

マイクロ波デジタルデータMdを所定時間蓄積する第2計時信号T2は、この場合、例えば、例えば、30secである。

【0095】

呼吸波形は単純な正弦波ではなく、個人固有の高調波を含み、さらに体動が含まれると波形毎の検出が実質不可能になる。そこでこのように、実波形を一定時間まとめてFFT処理を行ない、周波数毎のフーリエスペクトルに分解して検出する方式を採用した。

【0096】

基本波検出回路522は、入力された周波数分布データ F_s から基本波データRfを出力するのであるが、図4に示すように、周波数分布データ F_s のうち、呼吸に係る所定の範囲の周波数分布を選び、その中から最も強度(ピーク)の高いpを含む周波数成分を基本波データRfとして呼吸計数回路523に出力する。

【0097】

すなわち、基本波検出回路522は、周波数分布データ F_s を、図4(a)及び図4(b)に示す、区間Rとして示す範囲の周波数分布を呼吸に係わる成分として抽出する。この区間Rを決める2つの周波数R1及びR2は、例えば、0.2Hzから0.5Hzの区間である。なお、周波数R1及びR2は、実験などを行い、呼吸に関わる周波数分布を捉えることができる範囲を選定する。

【0098】

生体反応は正規分布性を持つので、区間Rのうち、周波数R1側から準次成分を読み出す。そして、最もピークの高いpを選択すれば、それが呼吸の基本波であると予測できるのである。しかしこのとき、単発の成分で最もピークの高いものを単に選ぶのではなく、2回連続で上昇傾向にあり、かつ、ノイズと識別するため特定の閾値以上の条件を満たすものをpとして選択すれば、より確度の高い基本波データRfとすることができるので好ましい。

【0099】

図4(b)は、体動がある場合を示しているもので、その波形には呼吸に係る周波数分布の他に体動に係る周波数分布も含まれている。

区間Tとして示す範囲の周波数分布を体動に係わる成分であるとする。この区間Tを決める2つの周波数R3及びR4は、例えば、0.5Hzから5.0Hzの区間である。この区間Tは、体動に係わる周波数成分なので基本波データRfから除かれる。

なお、周波数R3及びR4も、実験などを行い、体動に関わる周波数分布を捉えることができる範囲を選定する。大切なことは、区間Tは、呼吸の周波数範囲よりも大きければよい。この例では、区間Tを決める周波数R3は周波数R2よりも高ければよい。体動には明確な周期性がないので、FFT処理した周波数分布データ F_s には明確な周波数成分としては現れない。そこで、本発明では、区間Tとして体動の周波数範囲を規定することで、呼吸とは異なる成分を除外している。

【0100】

呼吸計数回路523は、入力された基本波データRfから呼吸数Rrを算出する。すなわち、基本波データRfを60倍することで、単位時間すなわち1分間当りの呼吸の数である呼吸数Rrを算出する。

10

20

30

40

50

[安否パターン判定部の動作説明 1]

次に、体動と呼吸とで安否を判断する安否パターン判定部 6 の動作を説明する。まず、体動数 T_d や呼吸数 R_r の判断基準は、以下に示す例を用いることができる。

【 0 1 0 1 】

体動数 T_d は、以下のとおりである。

- ・体動数 $T_d \leq 10$: 「体動無し」
- ・体動数 $T_d > 10$: 「体動有り」
- ・体動数 $T_d > 500$: 「体動異常」

呼吸数 R_r は、以下のとおりである。

- ・区間 R で基本波データ R_f が検出される : 「呼吸正常」
- ・周波数 R_2 以上で基本波データ R_f が検出される : 「呼吸異常」
- ・基本波データ R_f が検出されない : 「呼吸未検出」

なお、これらの体動数と呼吸数による体動と呼吸の状態の区分は、体動呼吸検出手段 5で行ってもよく、その場合安否パターン判定部 6 は、体動数と呼吸数の区分結果に基づいて以下に説明する安否判定を行う。

【 0 1 0 2 】

安否パターン判定部 6 は、安否の検出には、下記に示す複数の条件、つまり、安否パターンを用いて被検者の安否を判断し、安否パターンデータ A_s を作成する。安否パターンは、A ~ E の 5 つ条件を例示した。

なお、被検者に異常がないと判定した状態を「安判定」、被検者に異常があると判定した状態を「否判定」と呼称する。

[パターン A]

「体動異常」が、時間 t_1 の間続いたら「否判定」とする。

時間 t_1 は、例えば、日中では 10 分間、就寝時間帯（夜間）では 5 分間である。

【 0 1 0 3 】

上記のパターン A は、高齢者などは、通常、室内で一定時間激しい運動をし続けることは異常と判断するものである。このような状況を検出するため、この時間 t_1 を選定した。

[パターン B]

「呼吸異常」が、時間 t_2 の間続いたら「否判定」とする。

時間 t_2 は、例えば、日中では 10 分間、就寝時間帯では 3 分間である。

【 0 1 0 4 】

上記のパターン B は、高齢者などは、通常、室内で一定時間早い呼吸を続けることは異常と判断するものである。このような状況を検出するため、この時間 t_2 を選定した。

[パターン C]

「体動有り」が、時間 t_3 の間続いたら「否判定」とする。

時間 t_3 は、例えば、日中では 60 分間、就寝時間帯では 10 分間である。

【 0 1 0 5 】

上記のパターン C は、高齢者などは、通常、室内で一定時間身体を動かし続けることは異常と判断するものである。このような状況を検出するため、この時間 t_3 を選定した。

[パターン D]

「体動無し」及び「呼吸正常又は異常」が、時間 t_4 以上（時間 t_2 未満）続いている状態から「体動無し」及び「呼吸未検出」が、時間 t_5 の間続いたら「否判定」とする。

時間 t_4 は、例えば、日中では 5 分間、就寝時間帯では 3 分間である。

時間 t_5 は、例えば、日中では 5 分間、就寝時間帯では 3 分間である。

【 0 1 0 6 】

上記のパターン D は、被検者が外出したとすれば、室外へ移動するため「呼吸未検出」になる直前に必ず一時的な「体動有り」又は「体動異常」を伴う。「体動無し」状態からいきなり呼吸が無くなることは異常と判断するものである。このような状況を検出するため、この時間 t_4 と時間 t_5 とを選定した。

10

20

30

40

50

[パターン E]

「体動有り」の後、時間 t_6 以内から、時間 t_7 の間連続して「体動無し」と「呼吸未検出」とが続いたら「否判定」とする。

時間 t_6 は、例えば、日中では 2 分間、就寝時間帯では 2 分間である。

時間 t_7 は、例えば、日中では 60 分間、就寝時間帯では 20 分間である。

【 0107 】

上記のパターン E は、被検者が「体動有り」又は「体動異常」と判定された後、一定時間以上、体動も呼吸も検出されない状態は、室外への外出も考えられる。一定時間内に体動又は呼吸が戻らなければ異常と判断する。

【 0108 】

呼吸はフーリエ変換した周波数成分で検出する。体動は微分波形で検出する。このため、呼吸は体動に比べノイズの影響で誤検出することがないとは言えない。したがって、体動と呼吸との連続未検出は体動を優先して、体動が連続して発生していない状態で、単発で呼吸が検出されるケースは誤検出と見なし無効と考える。

【 0109 】

上述の安否パターンは、被検者に異常があると判定した状態である「否判定」を定義するものであるが、当然どれにも当てはまらなければ被検者には異常がなく、「安判定」となる。

【 0110 】

安否パターン判定部 6 は、以上のような安否パターン A ~ E を用いて、所定のタイミングごとに安否を判定する。例えば、30 sec ごとである。このタイミングは、上述の安否パターンに用いる「日中」や「就寝時間帯（夜間）」という時間と共に、図 2 に示す第 3 計時信号 T3 を用いる。この第 3 計時信号 T3 は、すでに説明したように、日付や時間などの情報を有している。

【 0111 】

以上説明した安否パターン A ~ E は、安否パターン判定部 6 の内部に図示しない記憶部を設けており、それに記憶している。この安否パターンは、すでに説明した例以外にも、被検者の特性や行動パターンによって様々な判断基準を選ぶことができる。また、他にいくつかの安否パターンを用意しておき、状況に応じて使い分けをすることも可能である。

[安否パターン判定部の動作説明 2 : 図 5]

次に、図 5 を用いて安否パターン判定部 6 の別の動作を説明する。

この動作は、安否パターンの緊急性、生死重要度が異なるため、各パターンに応じた安否ポイントを予め設定し、1 日の安否ポイントの合計を安否レベルとして出力するという動作である。

【 0112 】

図 5 (a) は複数の安否パターンと、各パターンのポイント数とを表に表したものであって、用いる安否パターンは、すでに説明した安否パターン A ~ E を用いる例である。また、図 5 (b) は緊急性を表す安否レベルと、1 日の安否ポイントの累計と、それに対する管理者の対応とを表に表したものである。

【 0113 】

安否パターン A ~ E に対して、緊急程度に比例して安否ポイントを付与する。安否パターン A には安否ポイント「3」が、安否パターン B には安否ポイント「2」が、安否パターン C には安否ポイント「1」が、安否パターン D には安否ポイント「10」が、安否パターン E には安否ポイント「5」が各々付与されている。

【 0114 】

安否ポイントは、生死重要度により決めている。例えば、パターン C は、安否ポイントが「1」であり、パターン A は「3」である。パターン C は、上述の通り、「体動有り」が、時間 t_3 の間続いたら「否判定」とする。時間 t_3 の例は、日中で 60 分間、就寝時間帯で 10 分間である。日中を例にすると、少なくとも 60 分間は「体動有り」の状態が検出されている。一方、パターン A は、「体動有り」よりも激しい「体動異常」が、時間

10

20

30

40

50

t 1 (例えば、日中では10分間、就寝時間帯では5分間) 続く場合である。そうすると、パターンCはパターンAに比べて激しい体動状態ではないため、被検者が生死に直面しているかどうかという点で見れば、パターンCは、被検者が生きている(つまり、死に直面していない) 可能性が高いと考えることができる。このような判断により、安否パターンごとに生死重要度という重み付けを行なうのである。

【0115】

各安否パターンに応じて予め安否ポイントを設定するが、1日の安否ポイントの累計値によって決める安否レベルは、例えば、「低」、「中」、「高」の3段階を設定する。

安否ポイントの累計値が、「1～3」ならば安否レベルを「低」とし、安否ポイントの累計値が、「4～9」であれば安否レベルを「中」とし、安否ポイントの累計値が、「10」以上ならば安否レベルを「高」とする。

10

【0116】

安否レベルは、安否ポイントの累計値であるから、図5(b)に示す例でいえば、パターンCは安否ポイントが1であり、1日にこのパターンCが1回しか発生しなければ、図5(b)に図示したとおり安否レベルは「低」である。しかし、図示はしないが、このパターンCが1日に4回発生すれば、安否レベルは「中」になり、10回発生すれば「高」になる。

【0117】

つまり、咳き込むような「呼吸異常」は、もがき苦しむような「体動異常」よりも、軽度な異常であるかもしれないが、その「呼吸異常」が1日に何度も繰り返し発生するようであれば、軽度な異常ではなく深刻な異常であるかもしれない。このようなときに安否ポイントと安否レベルとを設定することで、被検者の異常を見極めやすくなるのである。

20

【0118】

また、安否レベルに応じて属性を決めることもでき、安否レベル「低」は「画面メッセージによる確認」、安否レベル「中」は「通話による直接会話確認」、安否レベル「高」は「訪問確認」としている。

属性「訪問確認」は、すぐに訪問し安否を確認して方がよい場合としており、属性「画面メッセージによる確認」、「通話による直接会話確認」は、それほどの緊急性はない場合とすることができる。これら属性は、安否パターンデータAsに組み込まれる。

【0119】

後述する安否報知手段7は、安否パターンデータAsの内容が、被検者に異常があると判定した「否判定」であれば、安否パターンデータAsの内容を通信部73から通報データNとして発信するが、このとき、情報を受け取った管理者は、安否レベル及び属性の情報も入手できれば、すぐさま被検者のもとに訪問した方がよいか否か、通話装置82を用いて被検者に「異常ありませんか」などと問うだけよいか、などの判断の材料が増えて便利である。

30

【0120】

以上説明した、複数の安否パターンの数、および各安否パターンに付与する安否ポイントや安否レベルの数は、それに限定するものではなく、被検者や周囲の環境に応じて設定することができる。

40

[安否報知手段の動作説明：図2～図4]

次に、安否報知手段7の動作を説明する。

安否パターン判定部6から出力された安否パターンデータAsは、一旦記憶部71に記憶され、記憶部71から安否パターン記憶データSdとして読み出され通報判断部72に出力される。

通報判断部72は、入力された安否パターン記憶データSdが通報を要するレベルか否か判断する。

【0121】

一例としては、安否パターンデータAsの内容が、被検者に異常がないと判定した「安判定」であれば、通報を要するレベルではないと判断する。また、安否パターンデータA

50

s の内容が、被検者に異常があると判定した「否判定」であれば、安否パターンデータ A s の内容を通報指示信号 E d に加えて通報指示信号 E d を出力する。

【 0 1 2 2 】

通報指示信号 E d は、通信部 7 3 によって外部に通報データ N として発信される。

通信部 7 3 としては、デジタル変調器と一般電話回線に接続する回線制御装置の組合せや、アナログもしくはデジタル無線送信機を用いることができる。

[外観説明：図 7]

次に、図 7 を用いて安否監視装置 1 の外観を説明する。

図 7 において、8 1 は表示器、8 2 は通話装置であり、報知手段 8 を構成する要素である。8 3 及び 8 4 は操作スイッチである。

図 7 に示すように、安否監視装置 1 はデスクトップ型のフォトフレームに近い外観を有し、上部にはマイクロ波ドップラセンサ 3 が収納され、前面には報知手段 8 の表示器 8 1 と通話装置 8 2 と操作スイッチ 8 3 , 8 4 とが設けられている。

【 0 1 2 3 】

表示器 8 1 は、液晶表示器を用いることができる。すでに説明したように、安否パターン判定部 6 から出力される安否パターンデータ A s の内容に応じて、「異常ありませんか？」などの文字を表示することができる。

【 0 1 2 4 】

通話装置 8 2 は、被検者に「異常ありませんか」などと音声で問い合わせを行う、セラミック音響素子やダイナミックスピーカで構成することができる。

また、安否監視装置 1 は、被検者からの返事を受けるなどの同時通話が可能な通話装置を搭載することもできるので、通話装置 8 2 は、上述のセラミック音響素子やダイナミックスピーカとダイナミックマイクロホンとの組合せで構成することができる。

【 0 1 2 5 】

操作スイッチ 8 3 , 8 4 は、表示器 8 1 の表示内容や音響レベルの操作、また通話装置 8 2 からの問い合わせに対する返事を行なうものであって、ボタン型のスイッチを用いることができる。

例えば、表示器 8 1 や通話装置 8 2 から「異常ありませんか」などの問いに対して、被検者が何ら問題ないときに、所定の時間以内に操作スイッチ 8 3 又は操作スイッチ 8 4 を操作するなどして、安否監視装置 1 に被検者の状態を入力する。

[第 1 の実施形態の動作フローの説明：図 2、図 6]

次に、図 2 及び図 6 を用いて、安否監視装置 1 の動作フローを詳述する。

図 6 は安否監視装置 1 の動作を説明する動作フローである。以下に詳述する。

【 0 1 2 6 】

S 1 は、信号を取り込むルーチンである。

マイクロ波ドップラシフト信号 M a は、分解能 1 0 b i t、サンプリングレート約 1 0 m s e c 毎で、マイクロ波デジタルデータ M d に変換される (S 1)。

S 2 は、マイクロ波デジタルデータ M d から体動数 T d を出力するマクロルーチンである。以下に詳述する。

【 0 1 2 7 】

サンプリングしたマイクロ波デジタルデータ M d をサンプリング回数 n 回目ごとに V (n) と表すと、以下のように時間微分を行なう。

$$V = v (n) - v (n - 1)$$

1 サンプリング前の数値で後退差分 (V) を算出する。 (S 2 1)

以下の 2 つの条件で体動積算値を計数する。 (S 2 2)

$$V > 0 . 0 5 V (+ \text{閾値に相当する})$$

$$V < - 0 . 0 5 V (- \text{閾値に相当する})$$

この 0 . 0 5 V という値は、閾値であって一例である。安否監視装置を設置した環境の環境ノイズを除外するために、実験などで決めるものである。

【 0 1 2 8 】

10

20

30

40

50

30 sec分の波形データを配列V(n)に蓄積。また、30秒間の体動数Tdを出力する。(S23)

30 secの体動数に応じた判断をする。(S24)

体動数 > 10 なら「体動有り」判定。

体動数 ≤ 10 なら「体動無し」判定。

体動数 > 500 なら「体動異常」判定。

【0129】

S3は、呼吸数Rrを出力するメインルーチンである。

30 sec間のマイクロ波デジタルデータMdをFFT変換する。抽出された基本波データRfから呼吸判定を行う。(S3)

区間R(0.2 Hz以上0.5 Hz未満)で基本波データRfが検出されると「呼吸正常」判定。

周波数R2(0.5 Hz)以上で基本波データRfが検出されると「呼吸異常」と判定。

基本波データRfが検出されないと「呼吸未検出」と判定。

【0130】

S4は、安否を判定するメインルーチンである。

30 sec間の体動数Tdと呼吸数Rrとから安否パターンデータAsを出力する。また、安否パターンデータAsの内容によっては被検者10に報知手段8を通じて、「どうしましたか」等の問い合わせを行なう。(S4)

S5は、記憶部71のデータファイルに記憶するルーチンである。

30 sec間の結果を日付や時間と共に24時間形式のデータファイルに保存する。また、日付、時間、体動数、体動数積算値、呼吸数、等に加え、呼吸周波数分布値、呼吸スペクトル値も必要に応じ記憶する。(S5)

S6は、通報し表示するルーチンである。

安否パターン記憶データSdの内容に応じ、また必要に応じ過去の安否パターン記憶データSdの内容を参照し、緊急の場合は通報データNを発信する。(S6)

以上のステップによって、大きな体動を有しないような、寝ながら長時間TVを視聴しているときなどに被検者に起こる異常の検出や健康状態の異常検出が困難であった従来方式の欠点が克服される。

【実施例2】

【0131】

[安否監視装置の構成説明：図10]

次に、図10を用いて、安否監視装置の第2の実施形態について説明する。

第2の実施形態である安否監視装置100は、安否報知手段7に通信部73の機能が正常であることを監視する通信監視部73aを加え、安否監視動作をより信頼性の高いものにしたものである。

【0132】

図10は、安否監視装置100の構成を示す能ブロック図であり、第1の実施形態と異なる要素である安否報知手段7aおよび関連する報知手段8についてのみ表現されている。

【0133】

安否報知手段7aの通信監視部73aは、通信部73に機能点検信号Hkを出力し、通信部73の機能が正常か否かを判別する。機能点検信号Hkは、具体的には、通信部73を擬似的に作動させるテストプログラムである。このテストプログラムは、図示しないが、通信監視部73aに記憶部を設けて格納している。

【0134】

通信監視部73aは、もし通信部73の機能が正常でなければ、アラーム信号A1を報知手段8に出力する。

報知手段8は、通信監視部73aから入力されたアラーム信号A1を、表示器81によ

10

20

30

40

50

って表示し、通話装置 8 2 を通じて警告音声を発生し、被検者 1 0 および被検者 1 0 の関係者に知らせる。

第 2 の実施形態の他の要素は第 1 の実施形態と同じなので、重複する説明は省略する。

【第 2 の実施形態の効果説明】

安否監視装置の最も重要な機能は、安否を監視する機能と情報を外部に発信する機能である。一人住まいの高齢者など単独で生活を営む人にとっては、外部との接点が唯一の命綱にも相当する要素である。安否監視装置が被検者の様子を正しく監視できたとしても、その状況を外部に伝える安否報知手段が正しく動作していなければ意味がない。そこで、通信監視部により通信機能の監視をすれば、安否監視装置の信頼性がより高まるといえる。

10

【0 1 3 5】

以上説明した実施形態は、これに限定されるものではなく、本発明の要旨を満たすものであれば任意に変更することができることはいうまでもない。

【実施例 3】

【0 1 3 6】

【センサユニットとサーバとに分割した構成】

上述した各実施形態の安否監視装置 1 , 1 0 0 においては、図 1 2 に示すように、マイクロ波ドップラセンサ 3 と信号処理部 4 と計時部 9 と体動呼吸検出手段 5 とを一体的なセンサユニット 3 0 0 として形成し、安否パターン判定部 6 と安否報知手段 7 と報知手段 8 とを、センサユニット 3 0 0 とは別体のサーバ 4 0 0 に備え、センサユニット 3 0 0 とサーバ 4 0 0 とを通信回線 6 0 0 で結んだ構成としてもよい。

20

【0 1 3 7】

そして、センサユニット 3 0 0 を、この安否監視装置 1 , 1 0 0 による安否監視の対象となる被検者 1 0 が通常滞在している部屋などの特定の空間に設置される。

【0 1 3 8】

一方、サーバ 4 0 0 は、センサユニット 3 0 0 の設置場所とは異なる場所（安否監視装置 1 , 1 0 0 を管理する管理者が常駐する場所（例えば、警備会社や病院等））に設置される。

【0 1 3 9】

通信回線 6 0 0 は、有線の回線であってもよいし W i F i 等の無線の回線であってもよい。

30

【0 1 4 0】

通信回線 6 0 0 として無線の回線を適用した構成の場合、図 1 3 に示すように、その通信回線 6 0 0 は、センサユニット 3 0 0 の体動呼吸検出手段 5 から出力されたデータを無線信号として送信する無線送信部 6 1 0 と、無線送信部 6 1 0 から送信された無線信号を受信して有線の信号に変換し出力する無線受信部 6 2 0 と、無線受信部 6 2 0 から出力された信号を流すインターネットや L A N 等の回線 6 4 0 と、回線 6 4 0 を流れた信号を取り込むデータ受信部 6 3 0 とを備える。

【0 1 4 1】

ここで、無線送信部 6 1 0 はセンサユニット 3 0 0 に一体に設けられていて、体動呼吸検出手段 5 からの出力データ（体動数 T d、呼吸数 R r）および計時部 9 からの出力データ（第 3 計時信号 T 3）が入力されて、これらのデータを無線信号に変換して送出する。

40

【0 1 4 2】

一方、データ受信部 6 3 0 はサーバ 4 0 0 に設けられていて、回線 6 4 0 から入力されたデータ（体動数 T d、呼吸数 R r、第 3 計時信号 T 3）を安否パターン判定部 6 に入力する。

【0 1 4 3】

実施例 1 で示した体動呼吸検出手段 5 から出力される体動数 T d、呼吸数 R r は、単位時間あたりに検出される体動数、呼吸数の生データであったが、以下の実施例では、体動数 T d を、「体動異常」、「体動有り」、「体動無し」、の 3 つの状態に区分（ランク分

50

け)したデータ、呼吸数 R_r を、「呼吸異常」、「呼吸正常」、「呼吸未検出」、の3つの状態に区分(ランク分け)したデータとする。

【0144】

なお、体動数 T_d の上記3つの区分は、実施例1で示した区分と同じであり、

- ・体動数 $T_d \leq 10$ (10以下) のとき「体動無し」
- ・体動数 $T_d > 10$ (10超え) のとき「体動有り」
- ・体動数 $T_d > 500$ (500超え) のとき「体動異常」

とする。

【0145】

同様に呼吸数 R_r の上記3つの区分は、実施例1で示した区分と同じであり、

- ・区間 R で基本波データ R_f が検出されたとき「呼吸正常」
- ・周波数 R_2 以上で基本波データ R_f が検出されたとき「呼吸異常」
- ・基本波データ R_f が検出されないとき「呼吸未検出」

とする。

【0146】

なお、無線受信部620は、無線送信部610から送出された無線信号を受信し得る距離の範囲に設置される。

【0147】

以上のように構成された実施形態の安否監視装置1, 100によれば、前述した実施例1, 2の効果に加えて、被検者10の体動、呼吸を検出するという処理負荷が比較的小さい処理をセンサユニット300で行い、その他の処理負荷が比較的大きい処理を、センサユニット300とは別体のサーバ400で行うことができるため、センサユニット300は、処理負荷に応じて比較的小さいサイズで構成することができる。

[センサユニットが複数の構成]

さらに、サーバ400では、多数のデータを並列的あるいは一括的に処理することもできるため、単一のサーバ400に複数のセンサユニット300, 300, ...を組み合わせた安否監視装置1, 100を構成することができる。

【0148】

すなわち、例えば図14に示すように、病院内の1つの病室に複数人の患者が居て、各患者をそれぞれ被検者10(ベッドAの被検者10A、ベッドBの被検者10B)とし、被検者10A, 10Bごとにセンサユニット300A, 300Bが対応して設けられ(被検者10Aにセンサユニット300Aが対応、被検者10Bにセンサユニット300Bが対応)、その病室に1つだけ無線受信部620が備えられ、病院内のLANを回線640とし、病院内に設けられた単一のサーバ400を備えた構成により、本発明の安否監視装置を構成することができる。

【0149】

この場合、サーバ400における安否パターン判定部6が、データ受信部630から入力されたデータが2人の被検者10A, 10Bのうちいずれの被検者10Aまたは10Bのデータであるかを判別する必要があるため、被検者10A, 10Bごとにそれぞれ対応した各センサユニット300A, 300Bには、その無線送信部610ごとに、センサユニット300を特定するための例えばID(identification)番号が付されていて、各無線送信部610が送出するデータ(体動数 T_d 、呼吸数 R_r 、第3計時信号 T_3)には、例えばヘッダ情報として、そのID番号が付加されて送出される。

【0150】

一方、サーバ400には、被検者10A, 10Bごとに対応したセンサユニット300A, 300Bを特定する情報(例えば、上記ID番号)を被検者10A, 10Bに対応付けて対象者登録情報として記憶された対象者登録情報記憶部800が備えられていて、対象者登録情報記憶部800に記憶された対象者登録情報は安否パターン判定部6に入力される。

【0151】

10

20

30

40

50

そして、各センサユニット300A, 300Bから安否パターン判定部6にデータが入力されると、安否パターン判定部6が、その入力されたデータのヘッダ情報として付加されたID番号を読み取り、対象者登録情報で特定されたID番号に対応する被検者10A, 10Bのデータとして、判定に利用することができる。

【0152】

また、各センサユニット300A, 300Bはそれぞれ1人の被検者10A, 10Bを監視対象としているものの、図14に示した、1つの病室に複数の被検者10A, 10Bが滞在している場合のように、監視対象の被検者10A, 10Bの近くに他の被検者10B, 10Aがいる場合は、各センサユニット300A, 300Bは、本来の監視対象である被検者10A, 10Bからの反射マイクロ波(被検者10A, 10Bで反射したマイクロ波M)の他に本来の監視対象ではない他の被検者10B, 10Aからの反射マイクロ波も検出してしまう可能性がある。

10

【0153】

そして、本来の監視対象者ではない他の被検者10B, 10Aからの反射マイクロ波も検出してしまうと、本来の監視対象者である被検者10A, 10Bの安否を正確に検出することができない虞がある。

【0154】

そこで、各実施形態の安否監視装置1等においては、図15に示すように各センサユニット300に、図3(a)に示された予め設定された値である閾値(「+閾値」と「-閾値」との間の範囲)を変化させる体動閾値設定部531を備え、閾値比較回路512を、体動閾値設定部531により変化された値(「+閾値」と「-閾値」との間の範囲)を超えるマイクロ波時間変化率データを有効体動信号として出力するものとし、図4(c)に示す任意の値の閾値を設定可能な呼吸閾値設定部532を備え、基本波検出回路522を、FFT回路521から出力された周波数分布データFsのうち、強度が呼吸閾値設定部532により設定された閾値を超える周波数分布データFsに基づいて基本波データRfを出力するものとすればよい。

20

【0155】

ここで、体動閾値設定部531で設定される閾値は、本来の監視対象者ではない被検者の体動による信号をノイズとして除去するのに十分な、予め実験等に基づいて定められた値である。

30

【0156】

つまり、体動閾値設定部531で設定される閾値は、例えばマイクロ波ドップラセンサが設置される条件(具体的には、その設置された部屋の大きさや、1部屋に設置されたセンサユニットの数、間隔等)に応じて設定されればよい。

【0157】

また、呼吸閾値設定部532で設定される閾値は、本来の監視対象者ではない被検者の呼吸による信号をノイズとして除去するのに十分な、予め実験等に基づいて定められた値である。

【0158】

このような構成とすれば、マイクロ波時間変化率データとの比較対照される予め定められた値(閾値)を、体動閾値設定部531で変化させることにより、体動計数に関する検出感度の調整を行うことができ、基本波データの強度の値と比較対照される任意の値(閾値)を、呼吸閾値設定部532で変化させることにより、基本波データRfを検出するための周波数分布データFsの検出感度の調整を行うことができる。

40

【0159】

したがって、センサユニット300Aが、本来の監視対象である被検者10Aからの反射マイクロ波の他に本来の監視対象ではない他の被検者10Bからの反射マイクロ波を検出するのを抑制することができ、センサユニット300Bが、本来の監視対象である被検者10Bからの反射マイクロ波の他に本来の監視対象ではない他の被検者10Aからの反射マイクロ波を検出するのを抑制することができる。

50

【 0 1 6 0 】

これにより、各被検者 1 0 A , 1 0 B の安否状態の検出精度が低下するのを防止乃至抑制することができる。

【 0 1 6 1 】

なお、体動閾値設定部 5 3 1 による閾値の調整や、呼吸閾値設定部 5 3 2 による閾値の調整は、上述した、センサユニット 3 0 0 とサーバ 4 0 0 とに分割された構成のものにおいてのみ行われるものではなく、図 1 , 2 に示した実施例においても適用できることはいうまでもない。

【 0 1 6 2 】

また、体動閾値設定部 5 3 1 による閾値の調整、呼吸閾値設定部 5 3 2 による閾値の調整は、1つの病室に複数の被検者が存在する場合にのみ行われるものではなく、センサユニット 3 0 0 が監視対象としている被検者 1 0 が滞在する部屋の広さ等に応じて行われるものであってもよい。

10

【 0 1 6 3 】

例えば、体動閾値設定部 5 3 1 により設定される閾値としては、広い部屋に 1 人の被検者 1 0 のみが居て、センサユニット 3 0 0 から距離 5 [m] 程度の範囲を検出したい場合には、「+ 閾値」を + 0 . 1 [V]、「- 閾値」を - 0 . 1 [V] 程度に設定すればよい。

【 0 1 6 4 】

一方、上述したような、1つの病室に複数の被検者 1 0 A , 1 0 B が居て、センサユニット 3 0 0 から距離 1 [m] 以内の範囲だけを検出したい場合には、「+ 閾値」を + 1 . 0 [V]、「- 閾値」を - 1 . 0 [V] 程度に設定すればよい。

20

【 0 1 6 5 】

6 畳間アパートに 1 人の被検者 1 0 のみが居て、センサユニット 3 0 0 から距離 2 [m] 程度の範囲を検出したい場合（アパートの隣室の他者を検出たくない場合）には、「+ 閾値」を + 1 . 0 [V] と + 0 . 1 [V] との間の値、「- 閾値」を - 1 . 0 [V] と - 0 . 1 [V] との間の値に設定すればよい。

【 0 1 6 6 】

また、呼吸閾値設定部 5 3 2 により設定される閾値としては、広い部屋に 1 人の被検者 1 0 のみが居て、センサユニット 3 0 0 から距離 5 [m] 程度の範囲を検出したい場合には、「閾値」を 0 . 5 程度に設定すればよい。

30

【 0 1 6 7 】

一方、上述したような、1つの病室に複数の被検者 1 0 A , 1 0 B が居て、センサユニット 3 0 0 から距離 1 [m] 以内の範囲だけを検出したい場合には、「閾値」を 1 . 0 程度に設定すればよい。

【 0 1 6 8 】

6 畳間アパートに 1 人の被検者 1 0 のみが居て、センサユニット 3 0 0 から距離 2 [m] 程度の範囲を検出したい場合（アパートの隣室の他者を検出たくない場合）には、閾値を 1 . 0 と 0 . 5 との間の値に設定すればよい。

【 実施例 4 】

40

【 0 1 6 9 】

上述した実施例 3 の安否監視装置 1 等は、1つの空間（病室）に 2 人またはそれ以上の被検者 1 0 が居る状況に対応可能なものであったが、図 1 6 は、これとは反対に、例えば 1 人の被検者 1 0 のみで複数の部屋を使用する状況（図 1 7 ）に対応する実施形態である。

【 0 1 7 0 】

すなわち、2 以上の部屋を有する戸建て住宅や集合住宅に一人暮らしで生活を営むことは一般的に想定され、そのような状況下では、監視対象である被検者 1 0 は 1 人であるが、図 1 7 に示すように、居間、寝室、浴室、トイレという各部屋に対応して複数のセンサユニット 3 0 0 A , 3 0 0 B , 3 0 0 C , 3 0 0 D が設置された構成となる。

50

【0171】

このように、互いに異なる複数の場所である各部屋にそれぞれセンサユニット300が設置された状況下において、被検者10は特定の時間には、居間、寝室、浴室、トイレという複数の部屋のうちいずれか1つの部屋にしか存在していないため、その存在していない部屋に設置されたセンサユニット300からの信号のみに基づいて、サーバ400の安否パターン判定部6が安否判定を行うと、誤った結果が出力される虞がある。

【0172】

そこで、図16に示した実施形態の安否監視装置1等は、被検者10に対応して組み合わせる必要があるセンサユニット300A～300Dの出力を組み合わせる安否情報として出力するデータマージ部700をサーバ400に備える。

10

【0173】

データマージ部700において組み合わせる必要があるセンサユニット300A～300Dについては、サーバ400に、被検者10に対応した4つのセンサユニット300A～300Dを特定する情報(例えば、ID番号)を被検者10に対応付けて対象者登録情報として対象者登録情報記憶部800に記憶させておき、この記憶された対象者登録情報を、データ受信部630、データマージ部700および安否パターン判定部6に入力する。

【0174】

一方、各センサユニット300A～300Dには、前述したID番号が付されていて、各センサユニット300A～300Dの無線送信部610が送出するデータのヘッダ情報として付加されたID番号は、データ受信部630およびデータマージ部700に読みとられ、対象者登録情報で特定されたID番号に一致するデータを、組み合わせの対象とすればよい。

20

【0175】

安否パターン判定部6は、データマージ部700によって、センサユニット300Aから出力されたデータと、センサユニット300Bから出力されたデータと、センサユニット300Cから出力されたデータと、センサユニット300Dから出力されたデータとを組み合わせる安否情報を入力して安否パターンデータAsを出力する。

【0176】

ここで、安否パターン判定部6が行う安否判定は、まず各センサユニット300A～300Dからそれぞれ入力された体動数Tdと呼吸数Rrとが、実施例1と同様に安否パターンA～Eに該当するか否かを判定し、各センサユニットの判定結果を総合してそれぞれのパターンA～Eに該当するか否かを判定のするもので、例えば以下のとおりである。

30

(1) パターンA(異常活動)

各センサユニット300A, 300B, 300C, 300Dからそれぞれ入力された体動数Tdに基づいた判定であり、まず、各センサユニット300A, 300B, 300C, 300Dから入力された体動数Tdごとの判定を行う。

【0177】

すなわち、「体動異常」がT1分間継続したときは「異常」と判定する。ただし、T1は日中については10分間、就寝中は5分間とする。なお、「体動異常」、「体動有り」、「体動無し」、の区別の判定については、実施例1で示した方法と同じであり、体動数 $Td \leq 10$ (10以下)のとき「体動無し」、体動数 $Td > 10$ (10超え)のとき「体動有り」、体動数 $Td > 500$ (500超え)のとき「体動異常」とする。

40

【0178】

そして、センサユニット300Aからの信号についての判定結果と、センサユニット300Bからの信号についての判定結果と、センサユニット300Cからの信号についての判定結果と、センサユニット300Dからの信号についての判定結果との組み合わせに応じて、パターンAについての判定結果を出力する。

【0179】

ここでの組み合わせに応じた判定は、「異常」を真、「異常でない」を偽としたときの

50

論理和である。

【0180】

すなわち、いずれか1つのセンサユニット300の信号についての判定結果が「異常」であるときのパターンAの判定結果は「異常」であり、4つのセンサユニット300の信号についての判定結果が全て「異常でない」ときのパターンAの判定結果は「異常でない」である。

(2) パターンB (異常呼吸)

各センサユニット300A, 300B, 300C, 300Dからそれぞれ入力された呼吸数Rrに基づいた判定であり、まず、各センサユニット300A, 300B, 300C, 300Dから入力された呼吸数Rrごとの判定を行う。

10

【0181】

すなわち、「呼吸異常」がT2分間継続したときは「異常」と判定する。ただし、T2は日中については10分間、就寝中は3分間とする。なお、「呼吸異常」、「呼吸正常」、「呼吸未検出」、の区別の判定については、実施例1で示した方法と同じであり、区間Rで基本波データRfが検出されたとき「呼吸正常」、周波数R2以上で基本波データRfが検出されたとき「呼吸異常」、基本波データRfが検出されないとき「呼吸未検出」とする。

【0182】

そして、センサユニット300Aからの信号についての判定結果と、センサユニット300Bからの信号についての判定結果と、センサユニット300Cからの信号についての判定結果と、センサユニット300Dからの信号についての判定結果との組み合わせに応じて、パターンBについての判定結果を出力する。

20

【0183】

ここでの組み合わせに応じた判定は、「異常」を真、「異常でない」を偽としたときの論理和である。

【0184】

すなわち、いずれか1つのセンサユニット300の信号についての判定結果が「異常」であるときのパターンBの判定結果は「異常」であり、4つのセンサユニット300の信号についての判定結果が全て「異常でない」ときのパターンBの判定結果は「異常でない」である。

30

(3) パターンC (長時間活動)

各センサユニット300A, 300B, 300C, 300Dからそれぞれ入力された体動数Tdに基づいた判定であり、まず、各センサユニット300A, 300B, 300C, 300Dから入力された体動数Tdごとの判定を行う。

【0185】

すなわち、「体動有り」がT3分間継続したときは「異常」と判定する。ただし、T3は日中については60分間、就寝中は10分間とする。

【0186】

そして、センサユニット300Aからの信号についての判定結果と、センサユニット300Bからの信号についての判定結果と、センサユニット300Cからの信号についての判定結果と、センサユニット300Dからの信号についての判定結果との組み合わせに応じて、パターンCについての判定結果を出力する。

40

【0187】

ここでの組み合わせに応じた判定は、「異常」を真、「異常でない」を偽としたときの論理和である。

【0188】

すなわち、いずれか1つのセンサユニット300の信号についての判定結果が「異常」であるときのパターンCの判定結果は「異常」であり、4つのセンサユニット300の信号についての判定結果が全て「異常でない」ときのパターンCの判定結果は「異常でない」である。

50

(4) パターンD (体動・呼吸消失)

各センサユニット300A, 300B, 300C, 300Dからそれぞれ入力された体動数Tdおよび呼吸数Rrに基づいた判定であり、まず、各センサユニット300A, 300B, 300C, 300Dから入力された体動数Tdおよび呼吸数Rrごとの判定を行う。

【0189】

すなわち、「体動無し」および「呼吸正常」または「呼吸異常」({ 「体動無し」および「呼吸正常」 } または { 「体動無し」および「呼吸異常」 }) がT4分間異常(T2分間未満)継続した状態から、「体動無し」および「呼吸未検出」がT5分間継続したときは「異常」と判定する。ただし、T4は日中については5分間、就寝中は3分間とし、T5も日中については5分間、就寝中は3分間とする。

10

【0190】

そして、センサユニット300Aからの信号についての判定結果と、センサユニット300Bからの信号についての判定結果と、センサユニット300Cからの信号についての判定結果と、センサユニット300Dからの信号についての判定結果との組み合わせに応じて、パターンDについての判定結果を出力する。

【0191】

ここでの組み合わせに応じた判定は、「異常」を真、「異常でない」を偽としたときの論理積である。

【0192】

すなわち、4つのセンサユニット300の信号についての判定結果が全て「異常」であるときのパターンDの判定結果は「異常」であり、いずれか1つのセンサユニット300の信号についての判定結果が「異常でない」ときのパターンDの判定結果は「異常でない」である。

20

(5) パターンE (異常外出)

各センサユニット300A, 300B, 300C, 300Dからそれぞれ入力された体動数Tdおよび呼吸数Rrに基づいた判定であり、まず、各センサユニット300A, 300B, 300C, 300Dから入力された体動数Tdおよび呼吸数Rrごとの判定を行う。

【0193】

すなわち、「体動有り」の後、T6分間からT7分間連続して「体動無し」および「呼吸未検出」のときは「異常」と判定する。ただし、T6は日中については2分間、就寝中も2分間とし、T7は日中については60分間、就寝中は20分間とする。

30

【0194】

そして、センサユニット300Aからの信号についての判定結果と、センサユニット300Bからの信号についての判定結果と、センサユニット300Cからの信号についての判定結果と、センサユニット300Dからの信号についての判定結果との組み合わせに応じて、パターンEについての判定結果を出力する。

【0195】

ここでの組み合わせに応じた判定は、「異常」を真、「異常でない」を偽としたときの論理積である。

40

【0196】

すなわち、4つのセンサユニット300の信号についての判定結果が全て「異常」であるときのパターンEの判定結果は「異常」であり、いずれか1つのセンサユニット300の信号についての判定結果が「異常でない」ときのパターンEの判定結果は「異常でない」である。

【0197】

以上のように、4つのセンサユニット300A, 300B, 300C, 300Dからサーバ400にそれぞれ送信されたデータが、データマージ部700で被検者10に対するデータとしてマージされた安否情報として生成され、この安否情報が安否パターン判定部

50

6に入力され、安否パターン判定部6が安否パターンA～Eのいずれかに該当するか否かによって安否判定を行う。

【0198】

安否パターン判定以下の安否パターンA～Eに対して、緊急程度に比例して安否ポイントを付与するなどの処理は実施例1において既に説明したものと同一である。

【0199】

なお、上述した各パターンA～Eがそれぞれ意味するところも、実施例1において説明したものと同一である。

【0200】

以上のように構成された実施形態の安否監視装置1等によれば、単一の被検者10が複数の監視対象場所である4つの部屋に交互に出現するような状況にあっても、各監視対象場所にそれぞれセンサユニット300A～300Dを設けて、これら4つのセンサユニット300A～300Dからサーバ400にそれぞれ送信されたデータを、データマージ部700で組み合わせて安否パターンデータAsを出力するため、4つのセンサユニット300A～300Dからサーバ400にそれぞれ送信されたデータごとに異なる安否パターンデータが出力されるのを防止することができ、精度のよい安否検出を行うことができる。

10

【0201】

なお、上述した安否パターン判定としてはパターンA～Eの5つであるが、安否パターン判定部6は、これらの安否パターンの他に、被検者10がいずれの部屋に居るのかの判定結果をパターンFとして、安否パターンデータに含めて出力するようにしてもよい。

20

【0202】

すなわち、例えば、各センサユニット300A, 300B, 300C, 300Dからそれぞれ入力された体動数Tdおよび呼吸数Rrに基づいた判定であり、まず、各センサユニット300A, 300B, 300C, 300Dから入力された体動数Tdおよび呼吸数Rrごとの判定を行う。

【0203】

すなわち、「体動無し」および「呼吸未検出」が継続している状態から、「体動有り」または「体動異常」と「呼吸正常」または「呼吸異常」とが同時に一定時間検出されたときは、その検出されたデータを出力したセンサユニット300A～300Dが設置された部屋に入室したと判定する。この入室の判定は排他的であり、2つ以上の部屋で同時に「入室」の判定は起こらない。

30

【0204】

一方、「体動有り」または「体動異常」と「呼吸正常」または「呼吸異常」とが継続している状態から、大きな体動を伴って「体動無し」および「呼吸未検出」が一定時間検出されたときは、その検出されたデータを出力したセンサユニット300A～300Dが設置された部屋から被検者10が退室したと判定する。この退室の判定も排他的であり、2つ以上の部屋で同時に「退室」の判定は起こらない。

【0205】

このように判定された結果のパターンFを安否パターンデータに含めて出力することにより、被検者10に全く異常が生じていない場合においても、被検者10が居る部屋を常に把握することができる。

40

【0206】

上述した実施形態においては、体動呼吸検出手段5から出力される体動数Tdを、「体動異常」、「体動有り」、「体動無し」、の3つの区分としていたが、この態様に代えて、「体動無し」（対応するフラグをM0とする）、「体動小」（対応するフラグをM1とする）、「体動中」（対応するフラグをM2とする）、「体動大」（対応するフラグをM3とする）、の4つの区分（ランク分け）として出力するようにしてもよい。

【0207】

同様に、体動呼吸検出手段5から出力される呼吸数Rrを、「呼吸異常」、「呼吸正常

50

」、「呼吸未検出」、の3つの区分としていたが、この態様に代えて、「呼吸無し」（対応するフラグをB0とする）、「呼吸安静」（対応するフラグをB1とする）、「呼吸活動」（対応するフラグをB2とする）、「呼吸異常」（対応するフラグをB3とする）、の4つの区分（ランク分け）として出力するようによい。

【0208】

さらに、体動呼吸検出手段5からは、時間当たりの体動数Tdの変化を表す「体動一定」（対応するフラグをP0とする）、「体動増加傾向」（対応するフラグをP1とする）、「体動減少傾向」（対応するフラグをP2とする）、「体動ランダム」（対応するフラグをP3とする）、の3つを加えて出力してもよい。

【0209】

そして、体動呼吸検出手段5がこれらの体動数Tdの4つの区分の別を表すフラグ（例えば、M1）、呼吸数Rrの4つの区分の別（例えば、B1）、時間当たりの体動数Tdの変化の4つの区分の別（例えば、P0）を出力する際には、出力年月日時分秒（例えば、2011年02月10日、14時15分30秒）、センサユニット300のID番号（例えば、83651）、閾値を設定するパラメータ（例えば、1[m]の範囲のときとしてA（2[m]の範囲のときはB、5[m]の範囲のときはC））を加えたデータ（2011/02/10/14/15/30, 83651, A, B1, M1, P0）として出力すればよい。

【実施例5】

【0210】

上述した実施例3と実施例4とは別異の実施形態として説明したが、いずれの実施例におけるサーバ400も、センサユニット300とは別体に構成されていて、センサユニットのID番号と被検者10との関連付けに基づいて各センサユニット300から得られたデータを処理して被検者10の安否の状態を判断しているだけであるため、図18に示すように、実施例3におけるセンサユニット300（図15参照）と実施例4におけるセンサユニット300（図16）とが混在し、かつこれら各センサユニット300から得られたデータを処理する1つまたは2つ以上のサーバ400を備えた構成も、本発明に係る安否監視装置の実施形態として適用することができる。

【0211】

すなわち、図18に示した実施例5の安否監視装置100は、実施例4におけるサーバ400と、実施例3における2つのセンサユニット300A、300B（センサユニット300AはベッドAの被検者用、センサユニット300BはベッドBの被検者用）と、実施例4における4つのセンサユニット300C～300F（実施例4においてセンサユニット300Aと表記していたものをセンサユニット300Cに変更し、センサユニット300Bと表記していたものをセンサユニット300Dに変更し、センサユニット300Cと表記していたものをセンサユニット300Eに変更し、センサユニット300Dと表記していたものをセンサユニット300Fに変更）とを備えた構成である。

【0212】

そして、センサユニット300A、300Bからの信号は、これらセンサユニット300A、300Bが設置された病室内に設けられた無線受信部620Aで受信され、センサユニット300C～300Fからの信号は、これらセンサユニット300C～300Fが設置された建物内に設けられた無線受信部620Bで受信される。

【0213】

このように、設置場所が互いに異なる複数のセンサユニット300とサーバ400とを備えた形態の安否監視装置100は、サーバ400が、各センサユニット300から得られたデータを処理することができ、上述した各実施例3、4と同様の作用、効果を得ることができる。

【0214】

なお、上述した実施例4、5において、報知手段8として表示画面を有するものを適用し、この表示画面に上述したパターンA～Fの発生の時系列グラフや管理者対応（例えば

10

20

30

40

50

、図19に示す態様のもの)を表示させることにより、サーバ400を管理している管理者に対して、被検者10の安否状態を一目で把握できるようにしてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0215】

以上述べた本発明の安否監視装置は、被検者が大きな動作をしない場合でも、その様子を知ることができる。このため、得られる被検者の情報を解析すれば、セキュリティ装置などへの応用が可能である。

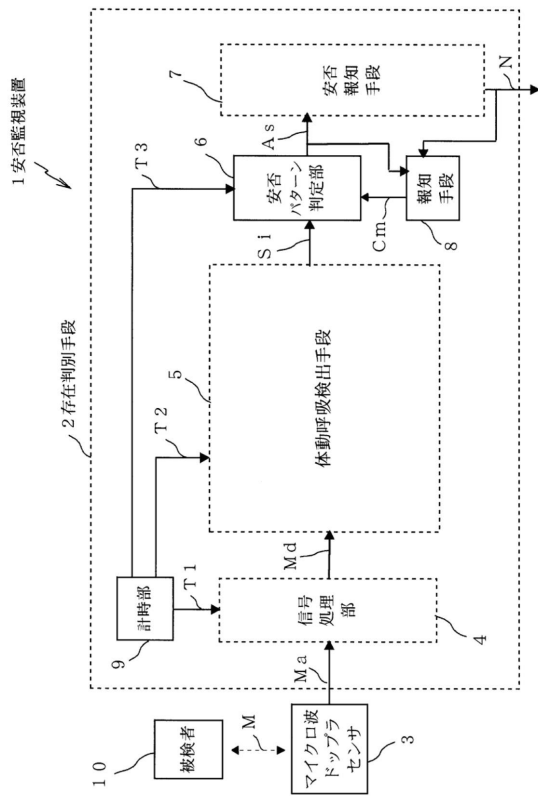
【符号の説明】

【0216】

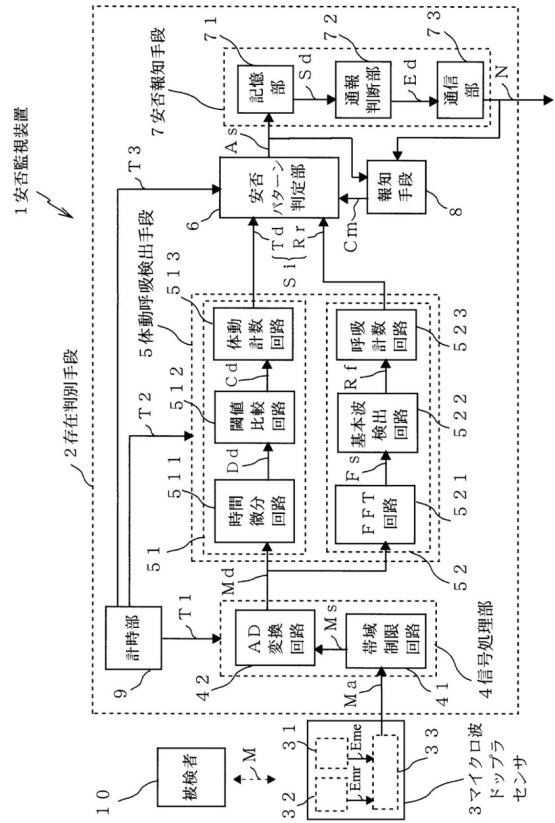
1, 100	安否監視装置	10
2	存在判別手段	
3	マイクロ波ドップラセンサ	
31	マイクロ波送信機	
32	マイクロ波受信機	
33	マイクロ波復調器	
4	信号処理部	
41	帯域制限回路	
42	A/D変換回路	
5	体動呼吸検出手段	
51	体動計数部	20
511	時間微分回路	
512	閾値比較回路	
513	体動計数回路	
52	呼吸検出部	
521	FFT回路	
522	基本波検出回路	
523	呼吸計数回路	
6	安否パターン判定部	
7, 7a	安否報知手段	
71	記憶部	30
72	通報判断部	
73	通信部	
73a	通信監視部	
8	報知手段	
9	計時部	
10	被検者	
M	マイクロ波	
Ma	マイクロ波ドップラシフト信号	
Ms	マイクロ波帯域制限信号	
Md	マイクロ波デジタルデータ	40
Dd	マイクロ波時間変化率データ	
Cd	有効体動信号	
Cm	通話データ	
Td	体動数	
Fs	周波数分布データ	
Rf	基本波データ	
Rr	呼吸数	
As	安否パターンデータ	
Si	安否情報	
Sd	安否パターン記憶データ	50

- E d 通報指示信号
- H k 機能点検信号
- A l アラーム信号
- T 1 第1計時信号
- T 2 第2計時信号
- T 3 第3計時信号
- N 通報データ
- E m e マイクロ波電気信号

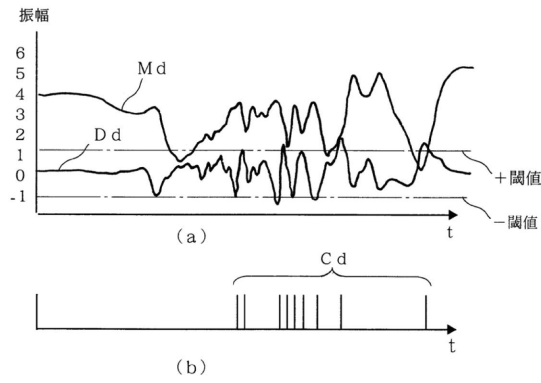
【 図 1 】



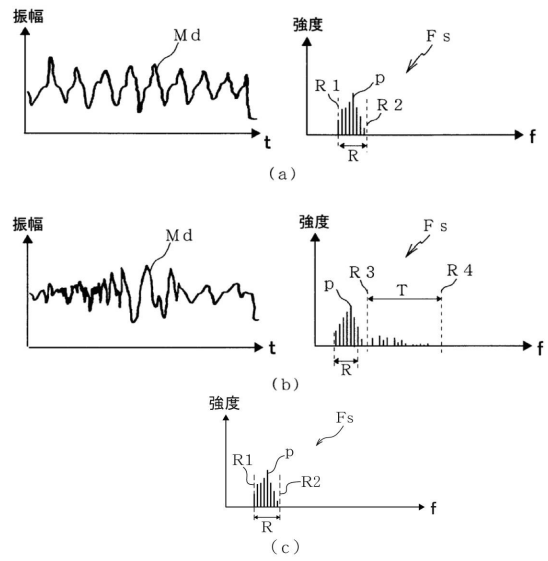
【 図 2 】



【図3】



【図4】



【図5】

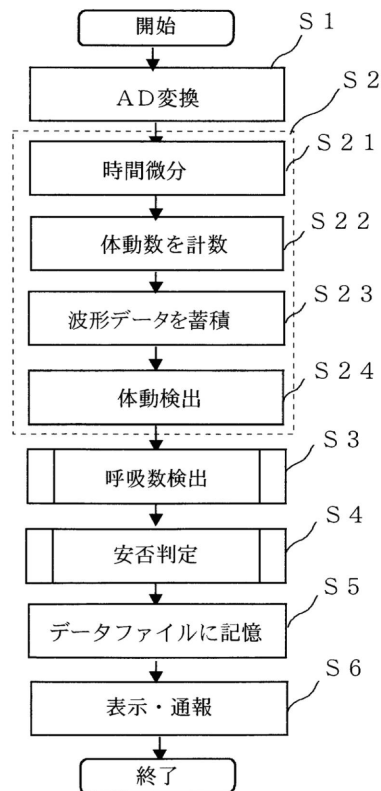
安否パターン	安否ポイント
A	3
B	2
C	1
D	10
E	5

(a)

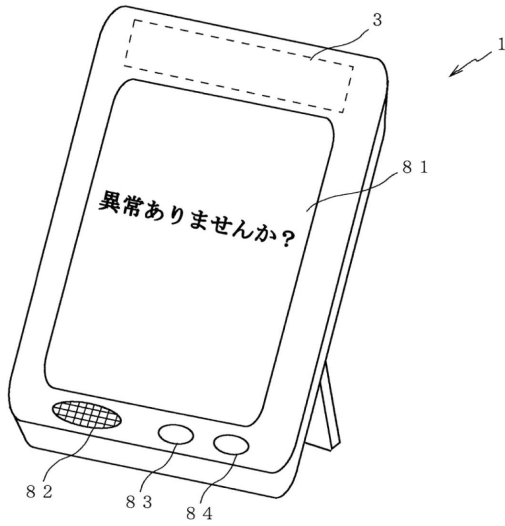
安否レベル	1日の安否ポイントの累計	管理者の対応
低	1~3	画面によるメッセージ確認
中	4~9	電話による直接会話確認
高	10以上	訪問確認

(b)

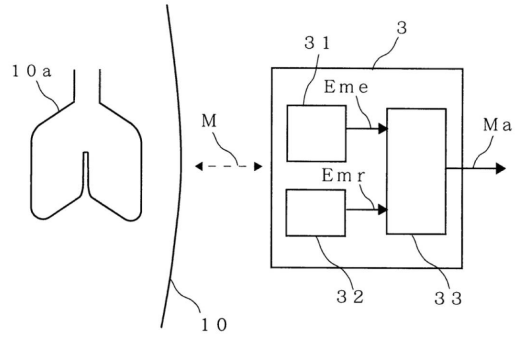
【図6】



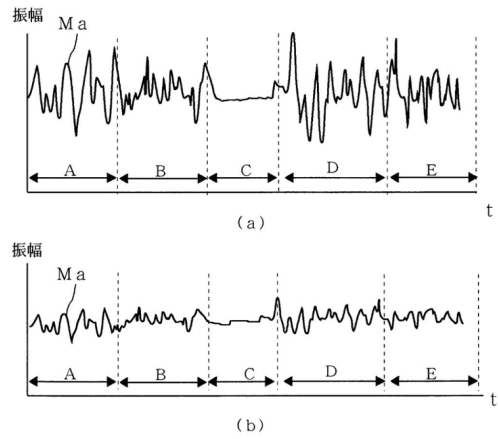
【図7】



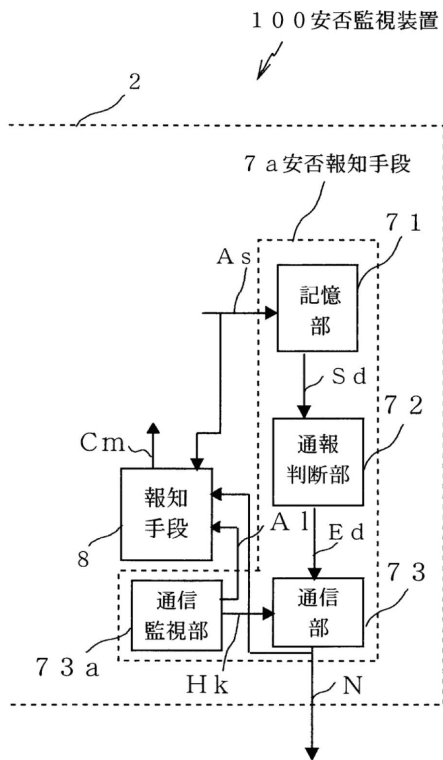
【図8】



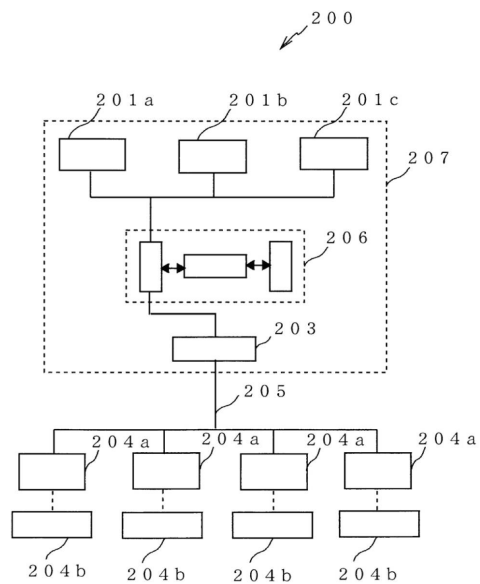
【図9】



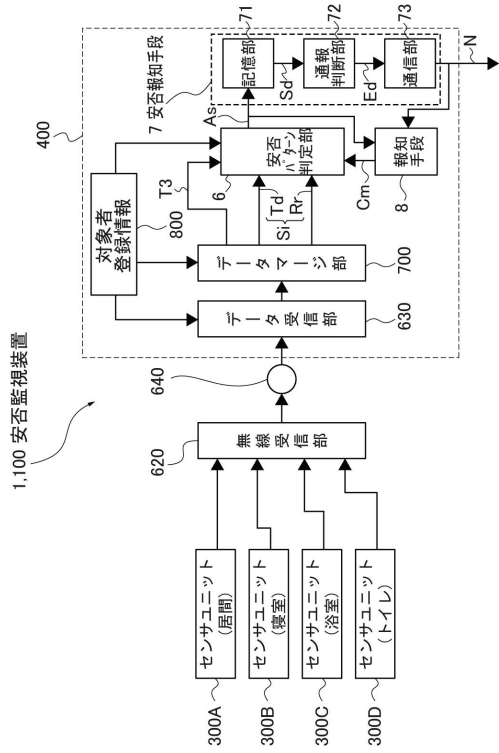
【図10】



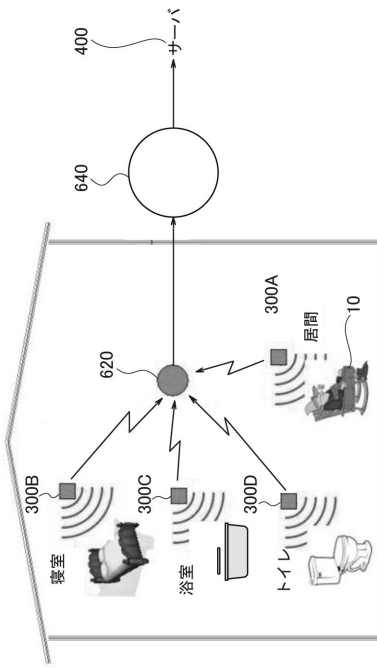
【図11】



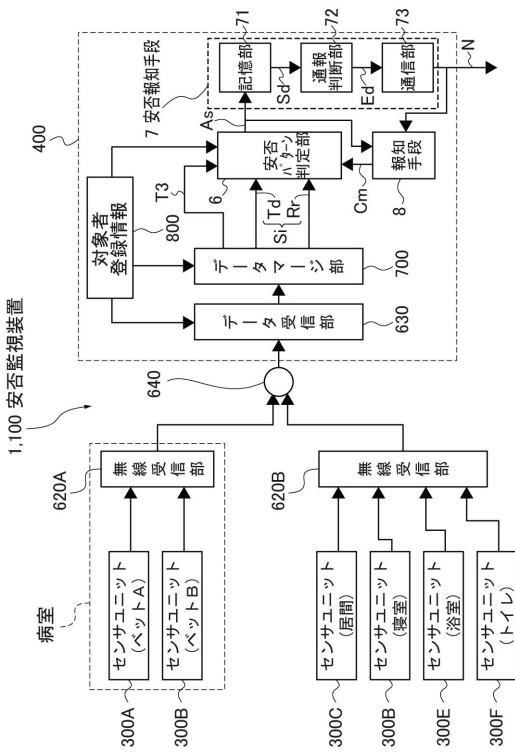
【図16】



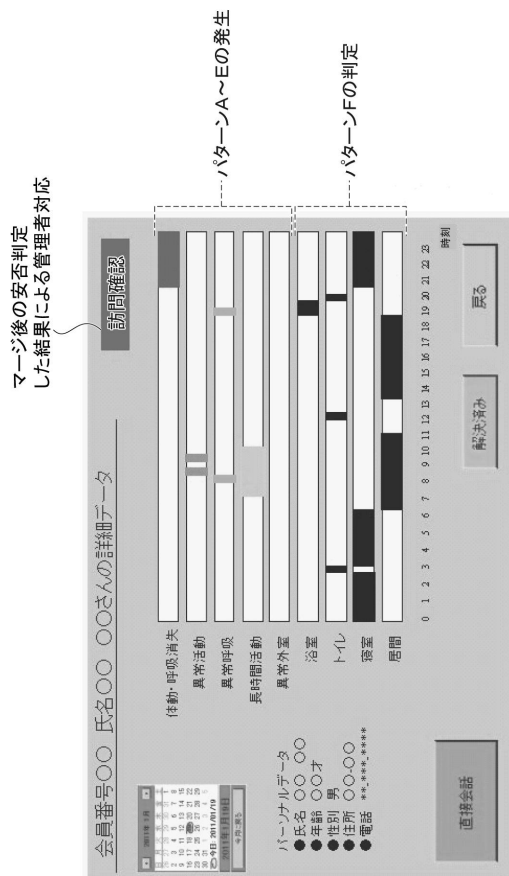
【図17】



【図18】



【図19】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2011-110068(JP,A)
特表2009-538720(JP,A)
特開2003-088512(JP,A)
登録実用新案第3121782(JP,U)
特開2008-237847(JP,A)
特開2007-283055(JP,A)
特開2005-237719(JP,A)
特許第5682504(JP,B2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	5/00		
A61B	5/11		
G08B	19/00	-	31/00

专利名称(译)	安全监控器		
公开(公告)号	JP5991388B2	公开(公告)日	2016-09-14
申请号	JP2015005724	申请日	2015-01-15
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	清水秀樹		
发明人	清水 秀樹		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/00 G08B25/04 G08B21/04		
FI分类号	A61B5/10.310.A A61B5/00.102.C G08B25/04.K G08B21/04 A61B5/10.315 A61B5/11 A61B5/113		
F-TERM分类号	4C038/VA04 4C038/VB33 4C038/VB40 4C038/VC20 4C117/XB04 4C117/XE24 4C117/XE26 4C117/XE41 4C117/XE52 4C117/XE60 4C117/XH02 4C117/XH16 4C117/XJ13 4C117/XJ46 4C117/XJ48 4C117/XJ52 5C086/AA22 5C086/AA52 5C086/FA06 5C086/FA11 5C087/AA02 5C087/AA10 5C087/AA19 5C087/BB11 5C087/BB74 5C087/DD03 5C087/EE14 5C087/FF01 5C087/FF04 5C087/GG10 5C087/GG20 5C087/GG83		
优先权	2010201785 2010-09-09 JP		
其他公开文献	JP2015109991A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

<P>要解决的问题：提供一种安全监控装置，其消除了传统安全监控装置中的缺点，例如难以确认安全性并且在没有伴随大的身体运动的情况下无法检测到受试者的健康状况的异常。长时间看电视的状态等。
<P>解决方案：该安全监控装置配有微波多普勒传感器，可以通过微波多普勒频移计算受试者的身体运动计数和呼吸频率由微波多普勒传感器输出的信号，然后它可以基于作为这两个因素的组的安全指示器模式来监视对象的安全性。因此，它能够在不伴随大的身体运动的情况下确认安全性，同时能够检测受试者的状况。<P>版权：(C) 2012, JPO & INPIT

【 図 1 】

