

【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から、前記被検者の体動と呼吸とを検出し、所定時間内の体動数と呼吸数と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】

前記被検者の前記体動数と前記呼吸数とに関する安否情報を出力する体動呼吸検出手段と、前記安否情報を入力して前記被検者の安否判定を行って安否パターンデータを出力する安否パターン判定部と、を有することを特徴とする請求項 1 に記載の安否監視装置。

10

【請求項 3】

前記安否パターン判定部は、前記安否情報が複数の安否パターンに該当するか否かに応じて前記被検者の安否を判定し、前記安否の判定結果に応じた安否パターンデータを出力することを特徴とする請求項 2 に記載の安否監視装置。

【請求項 4】

前記安否パターン判定部は、前記複数の安否パターンのそれぞれに前記被検者の緊急度に応じた安否ポイントを設定し、前記複数の安否パターンのいずれかに該当するときは否を表す判定としてそれぞれの安否パターンに設定された安否ポイントを付与し、所定期間に付与された前記安否ポイントを累積することにより安否レベルを判定し、前記安否レベルを前記安否パターンデータに組み込んで出力することを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の安否監視装置。

20

【請求項 5】

前記安否パターンデータを入力して通報データを出力する安否報知手段を有し、

前記安否報知手段は、前記安否パターンデータを記憶するとともに安否パターン記憶データとして出力する記憶部と、前記安否パターン記憶データを入力として通報指示信号を出力する通報判断部と、前記通報指示信号を入力として前記通報データを出力する通信部と、を備えたことを特徴とする請求項 2 から 4 のうちいずれか 1 項に記載の安否監視装置。

【請求項 6】

前記マイクロ波ドップラセンサと前記体動呼吸検出手段とがセンサユニットとして形成され、

30

前記安否パターン判定部と前記安否報知手段とが、前記センサユニットとは別体のサーバに備えられ、

前記センサユニットと前記サーバとは、有線または無線の通信回線で結ばれていることを特徴とする請求項 5 に記載の安否監視装置。

【請求項 7】

前記体動呼吸検出手段が出力する安否情報は、所定時間の前記体動数と前記呼吸数とに基づいて体動の状態と呼吸の状態とをそれぞれ区分した結果であることを特徴とする請求項 2 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】

40

前記センサユニットは、複数設置され各々のセンサユニットごとにセンサ ID を有し、

前記各センサユニットは、前記センサ ID と前記安否情報とを含むデータを前記サーバに送信し、

前記サーバは、受信したデータに含まれる前記センサ ID に基づいて、被検者とセンサユニットの組み合わせを特定して、被検者ごとに前記安否パターン判定部により安否判定を行うことを特徴とする請求項 6 または 7 に記載の安否監視装置。

【請求項 9】

前記複数のセンサユニットは互いに異なる場所に設置され、

前記サーバは、前記複数のセンサユニットからそれぞれ送信された安否情報を組み合わせた安否情報を出力するデータマージ部を備え、

50

前記安否パターン判定部は、前記データマージ部から出力された前記安否情報を入力して安否判定を行って前記安否パターンデータを出力することを特徴とする請求項 6 から 8 のうちいずれか 1 項に記載の安否監視装置。

【請求項 10】

前記安否報知手段は、前記安否パターンデータが否判定の場合に前記安否レベルを含む前記通報データを出力し、前記安否レベルに応じて前記通報データによる前記被験者へ安否確認の問い合わせの内容を異ならせることを特徴とする請求項 5 から 9 のうちいずれか 1 項に記載の安否監視装置。

【請求項 11】

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、

10

前記体動呼吸検出手段は、前記マイクロ波デジタルデータを入力して微分処理を行なって前記被検者の前記体動数を出力する体動計数部と、前記マイクロ波デジタルデータを入力して F F T 処理を行なって前記被検者の前記呼吸数を出力する呼吸検出部と、を備え、

前記体動計数部は、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、を備え、

20

前記呼吸検出部は、前記マイクロ波デジタルデータを F F T 変換し周波数分布データとして出力する F F T 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、を備えたことを特徴とする請求項 2 から 11 のいずれか 1 つに記載の安否監視装置。

【請求項 12】

前記予め定められた値を変化させる体動閾値設定部を備え、前記閾値比較回路は、前記体動閾値設定部により変化さ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ものであり、

30

任意の値を設定可能な呼吸閾値設定部を備え、前記基本波検出回路は、前記 F F T 回路から出力された周波数分布データのうち、強度が前記呼吸閾値設定部により設定された前記任意の値を超える周波数分布データに基づいて前記基本波データを出力するものであることを特徴とする請求項 11 に記載の安否監視装置。

【請求項 13】

前記体動閾値設定部および前記呼吸閾値設定部は、前記マイクロ波ドップラセンサが設置される条件に応じて異なる閾値を設定することを特徴とする請求項 12 に記載の安否監視装置。

【請求項 14】

前記安否パターン判定部が前記安否レベルを判定する所定期間は 1 日であることを特徴とする請求項 4 に記載の安否監視装置。

40

【請求項 15】

複数の安否パターンによる安否判定は、下記 (A) ~ (E) のいずれに該当するときは否を表す判定とし、いずれにも該当しないときに安を表す判定とすることを特徴とする請求項 3 から 5、14 のうちいずれか 1 項に記載の安否監視装置。

(A) 体動異常が第 1 の時間以上継続する

(B) 呼吸異常が第 2 の時間継続する

(C) 体動有りが第 3 の時間以上継続する

(D) 体動無し及び呼吸正常又は異常が第 4 の時間以上継続する状態から体動無し及び呼吸未検出が第 5 の時間継続する

50

(E) 体動有りの後、第 6 の時間以内から第 7 の時間の間、体動無しと呼吸未検出とが連続する

【請求項 16】

前記第 1 から第 5 及び第 7 の時間は、日中と就寝時間帯とで長さが異なることを特徴とする請求項 15 に記載の安否監視装置。

【請求項 17】

前記安否報知手段は、通報データを出力する通信部と、前記通信部の通信機能を監視する通信監視部を備えたことを特徴とする請求項 1 から 16 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】

10

【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。

20

【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なると、外部との接触が殆どない状態を生んでしまう。

【0004】

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。

30

【0005】

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。）。

【0006】

図 11 を用いて特許文献 1 に開示された技術を説明する。図 11 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 11 に示したように、生活環境記録システム 200 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 201a ~ 201c を備えている。

40

【0007】

赤外線センサ 201a ~ 201c 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 206 を備えており、この情報記録手段 206 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 205 に出力する通信手段 203 も備えている。これらで宅内制御装置 207 を構成している。

【0008】

一方、宅外にあって、宅内制御装置 207 と通信し、情報記録手段 206 に記録された情報を適時に可視出力する情報出力装置 204a と情報出力装置 204b とを有している。

50

【 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 】

【 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 】

10

【 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。

20

【 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 】

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。

30

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 4 】

上記課題を解決するため本発明の安否監視装置は下記記載の構成を採用する。

【 0 0 1 5 】

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から、被検者の体動と呼吸とを検出し、所定時間内の体動数と呼吸数とから被検者の安否を監視することを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

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と呼吸数とを検出すれば、安否監視が確実になる。

40

【 0 0 1 7 】

被検者の体動数と呼吸数とに関する安否情報を出力する体動呼吸検出手段と、安否情報を入力して被検者の安否判定を行って安否パターンデータを出力する安否パターン判定部と、を有するものとしてもよい。

【 0 0 1 8 】

このような構成とすれば、安否判定の結果が安否パターンデータというパターン化されたデータとして出力されるため、この安否パターンデータを利用してのその後の措置を、簡便に対応付けすることができる。

【 0 0 1 9 】

50

安否パターン判定部は、安否情報が複数の安否パターンに該当するか否かに応じて被験者の安否を判定し、安否の判定結果に応じた安否パターンデータを出力するものとしてもよい。

【0020】

このような構成とすれば、安否情報が複数の安否パターンに該当する場合にあっては、これらを組み合わせることによって、被検者の安否を正確に判定することができる。

【0021】

安否パターン判定部は、複数の安否パターンのそれぞれに被験者の緊急度に応じた安否ポイントを設定し、複数の安否パターンのいずれかに該当するときは否を表す判定としてそれぞれの安否パターンに設定された安否ポイントを付与し、所定期間に付与された安否ポイントを累積することにより安否レベルを判定し、安否レベルを安否パターンデータに組み込んで出力するものとしてもよい。

10

【0022】

このような構成とすれば、安否ポイントが被検者の緊急度に応じて重み付けされたものとして設定され、この安否ポイントの累積によって規定される安否レベルも安否パターンデータに組み込まれるため、被検者の緊急度にも配慮した処理を行うことができる。

【0023】

安否パターンデータを入力して通報データを出力する安否報知手段を有し、安否報知手段は、安否パターンデータを記憶するとともに安否パターン記憶データとして出力する記憶部と、安否パターン記憶データを入力として通報指示信号を出力する通報判断部と、通報指示信号を入力として通報データを出力する通信部と、を備えた構成としてもよい。

20

【0024】

このような構成とすれば、安否パターンデータが通報データとして出力されるため、安否監視が確実になる。

【0025】

また、記憶した過去の安否パターンデータから、より正確な通報判断が行えるので、信頼性に富む安否監視装置を構成することができる。

【0026】

マイクロ波ドップラセンサと体動呼吸検出手段とがセンサユニットとして形成され、安否パターン判定部と安否報知手段とが、センサユニットとは別体のサーバに備えられ、センサユニットとサーバとは、有線または無線の通信回線で結ばれているものとしてもよい。

30

【0027】

このような構成とすれば、安否監視装置のうち個々の被検者の体動、呼吸を検出するという処理負荷が比較的小さい処理がセンサユニットで行われ、その他の処理負荷が比較的大きい処理が、センサユニットとは別体のサーバで行われるため、センサユニットは、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。

【0028】

加えて、サーバでは、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、単一のサーバに複数のセンサユニットを組み合わせた安否監視装置を構成することができる。

40

【0029】

体動呼吸検出手段が出力する安否情報は、所定時間の体動数と呼吸数とに基づいて体動の状態と呼吸の状態とをそれぞれ区分した結果としてもよい。

【0030】

このような構成とすれば、区分で規定される状態としてデータ化することができるため、単なる数値（体動数や呼吸数）とは異なり安否を直感的に把握し易いものとすることができる。

【0031】

センサユニットは、複数設置され各々のセンサユニットごとにセンサID (identifica

50

tion：以下、ID番号とも称する。)を有し、各センサユニットは、センサIDと安否情報とを含むデータをサーバユニットに送信し、サーバは、受信したデータに含まれるセンサIDに基づいて、被験者とセンサユニットの組み合わせを特定して、被験者ごとに安否パターン判定部により安否判定を行うものとしてもよい。

【0032】

このような構成とすれば、複数のセンサユニットからそれぞれ送信されたデータを一つのサーバで処理するに際して、各センサユニットから送信されたデータに、これら各センサユニットを特定するID番号が含まれていることで、個々のセンサユニットと個々のデータとの対応付けを把握することができ、また、個々のセンサユニットが安否監視の対象としている被検者は予め規定されているため、センサユニットのIDと被検者のIDとを対応づけてサーバの記憶部等に記憶させておくことにより、サーバに入力されたデータ(センサユニットのIDを含む)に基づいて記憶部を参照することで、データと被検者とを対応づけることができる。

10

【0033】

複数のセンサユニットは互いに異なる場所に設置され、サーバは、複数のセンサユニットからそれぞれ送信された安否情報を組み合わせた安否情報を出力するデータマージ部を備え、安否パターン判定部は、データマージ部から出力された安否情報を入力して安否判定を行って安否パターンデータを出力するものとしてもよい。

【0034】

一人の被験者が複数の場所を移動することを前提として複数の場所にセンサユニットが設置されている安否監視装置では、単一のセンサユニットからのデータのみに基づいて適切な安否判定を行うのは困難であるところ、上述の構成によれば、データマージ部が複数のセンサユニットからそれぞれ送信された安否情報を組み合わせた安否情報を出力し、安否パターン判定部は、データマージ部から出力された安否情報(複数のセンサユニットからのデータを組み合わせて得られた安否情報)を入力して安否判定を行って安否パターンデータを出力するため、適切な安否パターンデータを得ることができる。

20

【0035】

安否報知手段は、安否パターンデータが否判定の場合に安否レベルを含む通報データを出力し、安否レベルに応じて通報データによる被験者へ安否確認の問い合わせの内容を異ならせるものとしてもよい。

30

【0036】

このような構成とすれば、安否レベルに応じて適切な問い合わせ内容を設定することができる。

【0037】

マイクロ波を照射するマイクロ波発信器と、反射波を受信するマイクロ波受信器と、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、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、体動呼吸検出手段は、マイクロ波デジタルデータを入力して微分処理を行なって被検者の体動数を出力する体動計数部と、マイクロ波デジタルデータを入力してFFT処理を行なって被検者の呼吸数を出力する呼吸検出部と、を備え、体動計数部は、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、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、有効体動信号の単位時間当たりの数を計数し体動数として出力する体動計数回路と、を備え、呼吸検出部は、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、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、基本波データの単位時間当りの数を計数し呼吸数として出力する呼吸計数回路と、を備えたものとしてもよい。

40

【0038】

このような構成とすれば、マイクロ波ドップラセンサに基づく安否情報が検出され、安

50

否情報から安否状態を示す安否パターンが出力され、異常の場合は通報データとして報知されるので安否監視が確実になる。

【0039】

また、反射波を微分処理し、振幅の変化を演算して体動数を算出し、反射波をFFT処理し、所定の周波数成分の大きさの変化を演算して呼吸数を算出しているため、周波数が異なる体動と呼吸とを精度良く峻別して、より確実に安否監視ができる。

【0040】

しかも、安否情報が体動数と呼吸数で構成され、体動数と呼吸数によって安否パターンが監視されるので、人の動きに加えてその人の健康状態の異常も監視することができる。

【0041】

さらに、閾値比較によりノイズ成分が誤検出されるのを防止することができる。

【0042】

予め定められた値を変化させる体動閾値設定部を備え、閾値比較回路は、体動閾値設定部により変化された値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であり、任意の値を設定可能な呼吸閾値設定部を備え、基本波検出回路は、FFT回路から出力された周波数分布データのうち、強度が呼吸閾値設定部により設定された任意の値を超える周波数分布データに基づいて基本波データを出力するものとしてもよい。

【0043】

このような構成とすれば、体動閾値設定部や呼吸閾値設定部で設定される閾値を調整することで、個々のセンサユニットが本来の監視対象者以外の他の被検者から検出された体動や呼吸による信号をノイズとして除去することができる。

【0044】

したがって、被検者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。

【0045】

体動閾値設定部および呼吸閾値設定部は、マイクロ波ドップラセンサが設置される条件に応じて異なる閾値を設定するものとしてもよい。

【0046】

このような構成とすれば、マイクロ波ドップラセンサが設置される条件（例えば、その設置環境、すなわち、設置場所の空間の広さや、被検者の密集度合い等）に応じた閾値を設定することができるため、その条件に適した感度でデータを取得することができる。

【0047】

すなわち、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る。

【0048】

したがって、検出感度を下げる（閾値を大きくし、または閾値の幅を広くした場合）ことで、安否監視装置による監視対象である被検者以外からの反射波（被検者以外の被検体が被検者の近くに居た場合等）によるノイズ（被検者以外の被検体からの反射波）を低減し、検出感度を上げる（閾値を小さくし、または閾値の幅を狭くした場合）ことで、マイクロ波受信器から被検者までの距離が遠い場合の検出漏れを防ぐことができる。

【0049】

また、呼吸閾値設定部により、基本波データの強度の値と比較対照される任意の値を設定可能であり基本波データを検出するための周波数分布データの検出感度の調整を行うことができる。

【0050】

したがって、検出感度を下げる（閾値を大きくした場合）ことで、安否監視装置による監視対象である被検者以外からの反射波（被検者以外の被検体が被検者の近くに居た場合等）によるノイズ（被検者以外の被検体からの反射波）を低減し、検出感度を上げる（閾値を小さくした場合）ことで、マイクロ波受信器から被検者までの距離が遠い場合の検出

10

20

30

40

50

漏れを防ぐことができる。

【 0 0 5 1 】

安否パターン判定部が安否レベルを判定する所定期間を 1 日としてもよい。

【 0 0 5 2 】

このような構成とすれば、安否レベルについては安否ポイントの積算によって規定されるところ、通常は 1 日分の積算によって判定することで適切な対応をとることができる。

【 0 0 5 3 】

複数の安否パターンによる安否判定は、下記 (A) ~ (E) のいずれに該当するときは否を表す判定とし、いずれにも該当しないときに安を表す判定とするものとしてもよい。

(A) 体動異常が第 1 の時間以上継続する

(B) 呼吸異常が第 2 の時間継続する

(C) 体動有りが第 3 の時間以上継続する

(D) 体動無し及び呼吸正常又は異常が第 4 の時間以上継続する状態から体動無し及び呼吸未検出が第 5 の時間継続する

(E) 体動有りの後、第 6 の時間以内から第 7 の時間の間、体動無しと呼吸未検出とが連続する

このような構成とすれば、安否パターンとして、被検者の一般的な行動パターン (健常者の行動パターン : 安否の「安」を表すパターン) であるか、異常な行動パターン (安否の「否」を表すパターン) であるかを簡単に判定することができる。

【 0 0 5 4 】

第 1 から第 5 及び第 7 の時間は、日中と就寝時間帯とで長さが異なるものとしてもよい。

【 0 0 5 5 】

就寝時間帯 (被検者は就寝状態) における体動および呼吸は、日中すなわち非就寝時間帯 (被検者は覚醒状態) における体動および呼吸とは異なる時間間隔で行われることが一般的であるため、このように第 1 から第 5 及び第 7 の時間を、日中と就寝時間帯とで長さが異なるものとして設定することにより、被検者の安否パターンデータの精度を日中と就寝時間帯とでそれぞれ向上させることができる。

【 0 0 5 6 】

安否報知手段は、通報データを出力する通信部と、通信部の通信機能を監視する通信監視部を備えたものとしてもよい。

【 0 0 5 7 】

このような構成とすれば、最も重要な通信機能が正常か否か監視されるので、信頼性に富む安否監視装置を構成することができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 5 8 】

本発明によれば、体動数と呼吸数と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 】

【 0 0 5 9 】

【 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觀図である。

【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。

10

【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、各部屋ごと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。

20

【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】

【0060】

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 F F T (Fast Fourier Transform: 高速フーリエ変換、以下 F F T と略記する。) 処理したあと呼吸数を計測する。

30

【0061】

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。

【0062】

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。

【0063】

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。説明にあっ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。

40

【実施例 1】

【0064】

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

50

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、3 1 はマイクロ波発信器、3 2 はマイクロ波受信器、3 3 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。1 0 は被験者、1 0 a は呼吸筋である。呼吸筋 1 0 a 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 3 3 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 A/D 変換器を搭載していない例で説明をする。

10

【 0 0 6 7 】

マイクロ波発信器 3 1 は、約 2 . 5 G H z のマイクロ波 M を被験者 1 0 に発射すると共に、マイクロ波電気信号 E m e を出力する。マイクロ波発信器 3 1 から発射されたマイクロ波 M は、一部が被検者 1 0 の体表で反射され、一部が被検者 1 0 の内部に入り、呼吸筋 1 0 a で反射して再び被検者 1 0 を経由してマイクロ波受信器 3 2 で受信される。マイクロ波受信器 3 2 は、マイクロ波 M を受信すると共に、マイクロ波電気信号 E m r を出力する。マイクロ波復調器 3 3 は、マイクロ波電気信号 E m e と受信マイクロ波電気信号 E m r とから、マイクロ波ドップラシフト信号 M a を出力する。

20

【 0 0 6 8 】

受信マイクロ波信号 E m r には被検者 1 0 の体動と呼吸筋 1 0 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 1 0 の体動と呼吸筋 1 0 a の動きとに対応した信号となる。

【 0 0 6 9 】

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、被験者の安否を監視するのである。

30

【 0 0 7 0 】

図 9 (a) は、マイクロ波ドップラセンサ 3 と被検者 1 0 との距離が比較的近い場合（例えば、2 m）のマイクロ波ドップラシフト信号 M a の時間的变化を示し、図 9 (b) は、その距離が比較的遠い場合（例えば、5 m）のマイクロ波ドップラシフト信号 M a の時間的变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。

【 0 0 7 1 】

図 9 に示す区間 A ~ E は、被験者 1 0 の呼吸の状態を示すものである。区間 A は、被検者 1 0 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、被験者 1 0 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。

40

【 0 0 7 2 】

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。

【 0 0 7 3 】

50

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、被験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。

10

【 0 0 7 4 】

マイクロ波ドップラセンサ 3 は被検者 1 0 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 1 0 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。

【 0 0 7 5 】

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 1 0 の安否情報 S i を出力する。

20

【 0 0 7 6 】

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 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 1 0 m s e c 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 ~ 3 0 s e c 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。

30

【 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 4 1 と A D 変換回路 4 2 とから構成される。帯域制限回路 4 1 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。

40

【 0 0 8 1 】

A D 変換回路 4 2 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 1 0 m s e c 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 5 1 であり、呼吸数 R r を出力するのは呼吸

50

検出部 5 2 である。

【 0 0 8 3 】

体動計数部 5 1 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 5 1 1 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 5 1 2 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 5 1 3 とから構成される。

【 0 0 8 4 】

呼吸検出部 5 2 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 F F T 回路 5 2 1 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 5 2 2 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 5 2 3 とから構成される。

10

【 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 7 1 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。

20

【 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。

30

[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。

40

【 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

50

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 512 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。

【0092】

体動計数回路 513 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 ~ 30 sec のパルス信号であり、例えば、30 sec を単位時間とする。図 3 (b) に示す例では、この 30 sec (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。

【0093】

次に、呼吸検出部 52 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 FFT 回路 521 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 T_2 に基づきマイクロ波デジタルデータ M_d 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 M_d 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 M_d を所定時間蓄積する第 2 計時信号 T_2 は、この場合、例えば、30 sec 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 R_f 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 R_f 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 R_1 及び R_2 は、例えば、0.2 Hz から 0.5 Hz の区間である。なお、周波数 R_1 及び R_2 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 R_1 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 R_f 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

10

20

30

40

50

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 R_3 及び R_4 は、例えば、 0.5 Hz から 5.0 Hz 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 R_f から除かれる。なお、周波数 R_3 及び R_4 も、実験などを行い、体動に係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 R_3 は周波数 R_2 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 R_f から呼吸数 R_r を算出する。すなわち、基本波データ R_f 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 R_r を算出する。

[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。

【0101】

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。

【0102】

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験者の安否を判断し、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、被験者に異常がないと判定した状態を「安判定」、被験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。

【0103】

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。

【0104】

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。

【0105】

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、被験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

[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。

【 0 1 0 7 】

上記のパターン E は、被験者が「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。

20

【 0 1 0 8 】

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。

【 0 1 0 9 】

上述の安否パターンは、被験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験者には異常がなく、「安判定」となる。

【 0 1 1 0 】

30

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。

【 0 1 1 1 】

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。

40

[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。

【 0 1 1 2 】

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。

【 0 1 1 3 】

50

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 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、被験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、被験者が生きている（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、各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。

10

【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。

20

【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、被験者の異常を見極めやすくなるのである。

30

【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 A s 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 A s の内容が、被験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、すぐさま被験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。

40

【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。

50

[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 A s は、一旦記憶部 7 1 に記憶され、記憶部 7 1 から安否パターン記憶データ S d として読み出され通報判断部 7 2 に出力される。通報判断部 7 2 は、入力された安否パターン記憶データ S d が通報を要するレベルか否か判断する。

【 0 1 2 1 】

一例としては、安否パターンデータ A s の内容が、被験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 s の内容が、被験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。

10

【 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。

20

【 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。

30

【 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、被験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 に被験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 】

40

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。 $\Delta V = v (n) - v (n - 1)$ 1 サンプリング前の数値で後退差分 (ΔV) 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) $\Delta V > 0 . 0 5 V (+ \text{閾値}$

50

に相当する) $\Delta V < -0.05V$ (- 閾値に相当する) この $0.05V$ 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。

【0128】

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 R_r 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 R_f から呼吸判定を行う。(S3) 区間 R ($0.2Hz$ 以上 $0.5Hz$ 未満) で基本波データ R_f が検出されると「呼吸正常」判定。周波数 $R2$ ($0.5Hz$) 以上で基本波データ R_f が検出されると「呼吸異常」と判定。基本波データ R_f が検出されないと「呼吸未検出」と判定。

10

【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 R_r 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)

20

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験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】

30

【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。

40

【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 によって表示し、通話装置 82 を通じて警告音声を発生し、被検者 10 および被検者 10 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

50

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。安否監視装置が被験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。

【0135】

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。

10

【実施例3】

【0136】

【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, 100においては、図12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300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300とは別体のサーバ400に備え、センサユニット300とサーバ400とを通信回線600で結んだ構成としてもよい。

20

【0137】

そして、センサユニット300を、この安否監視装置1, 100による安否監視の対象となる被検者10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。

【0138】

一方、サーバ400は、センサユニット300の設置場所とは異なる場所（安否監視装置1, 100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。

【0139】

通信回線600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

【0140】

通信回線600として無線の回線を適用した構成の場合、図13に示すように、その通信回線600は、センサユニット300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610と、無線送信部610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620と、無線受信部620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640と、回線640を流れた信号を取り込むデータ受信部630とを備える。

【0141】

ここで、無線送信部610はセンサユニット300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

【0142】

一方、データ受信部630はサーバ400に設けられていて、回線640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。

【0143】

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。

50

【 0 1 4 4 】

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。

【 0 1 4 5 】

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」

10

とする。

【 0 1 4 6 】

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。

【 0 1 4 7 】

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。

20

[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でもできるため、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。

【 0 1 4 8 】

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 10 A、ベッド B の被検者 10 B) とし、被検者 10 A, 10 B ごとにセンサユニット 300 A, 300 B が対応して設けられ (被検者 10 A にセンサユニット 300 A が対応、被検者 10 B にセンサユニット 300 B 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。

30

【 0 1 4 9 】

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 10 A, 10 B のうちいずれの被検者 10 A または 10 B のデータであるかを判別する必要があるため、被検者 10 A, 10 B ごとにそれぞれ対応した各センサユニット 300 A, 300 B 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。

40

【 0 1 5 0 】

一方、サーバ 400 には、被検者 10 A, 10 B ごとに対応したセンサユニット 300 A, 300 B を特定する情報 (例えば、上記 ID 番号) を被検者 10 A, 10 B 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。

【 0 1 5 1 】

そして、各センサユニット 300 A, 300 B 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

50

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。

【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。

30

【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。

【0160】

これにより、各被検者10A, 10Bの安否状態の検出精度が低下するのを防止乃至抑

50

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。

【 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したくない場合）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。

20

【 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。

【 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。

30

【 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したくない場合）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 】

【 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。

40

【 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ごと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。

【 0 1 7 1 】

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 3 0 0 が設置された状況下において、被検者 1 0 は特定の時間には、居間、寝室、浴室、トイレと

50

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、被験者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。

【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、被験者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。

10

【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」

50

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

【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 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。

10

【0182】

そして、センサユニット 300 A からの信号についての判定結果と、センサユニット 300 B からの信号についての判定結果と、センサユニット 300 C からの信号についての判定結果と、センサユニット 300 D 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。

【0183】

20

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。

(3) パターン C (長時間活動)

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

30

【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 300 A からの信号についての判定結果と、センサユニット 300 B からの信号についての判定結果と、センサユニット 300 C からの信号についての判定結果と、センサユニット 300 D 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。

【0187】

40

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。

(4) パターン D (体動・呼吸消失)

各センサユニット 300 A, 300 B, 300 C, 300 D からそれぞれ入力された体動数 T_d および呼吸数 R_r に基づいた判定であり、まず、各センサユニット 300 A, 3

50

00B, 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。

【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。

10

【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。

【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。

40

【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で被験者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】

50

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 A s 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。

【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 T d および呼吸数 R r 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 T d および呼吸数 R r ごとの判定を行う。

20

【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。

【0204】

30

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。

【0206】

40

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 T d 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 M 0 とする）、「体動小」（対応するフラグを M 1 とする）、「体動中」（対応するフラグを M 2 とする）、「体動大」（対応するフラグを M 3 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 R r を、「呼吸異常」、「呼吸正常」、「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 B 0 とする）、「呼吸安静」（対応するフラグを B 1 とする）、「呼吸活動」（対応するフラグを B 2 とする）、「呼吸異常」（対応するフラグを B 3 とする）、

50

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。

【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番号と被験者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験者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、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】

【 0 2 1 5 】

以上述べた本発明の安否監視装置は、被験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、得られる被験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。

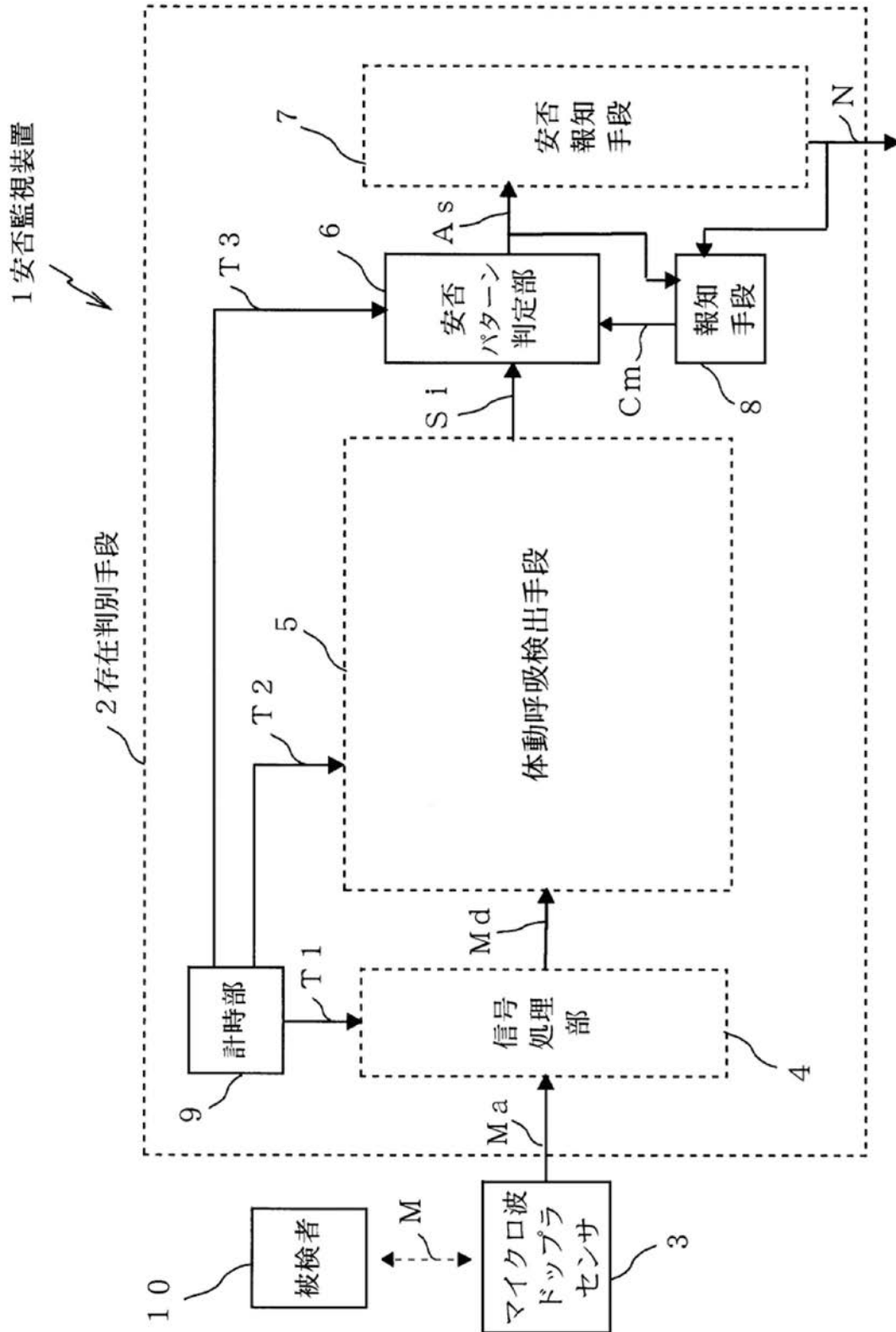
【 符号の説明 】

【 0 2 1 6 】

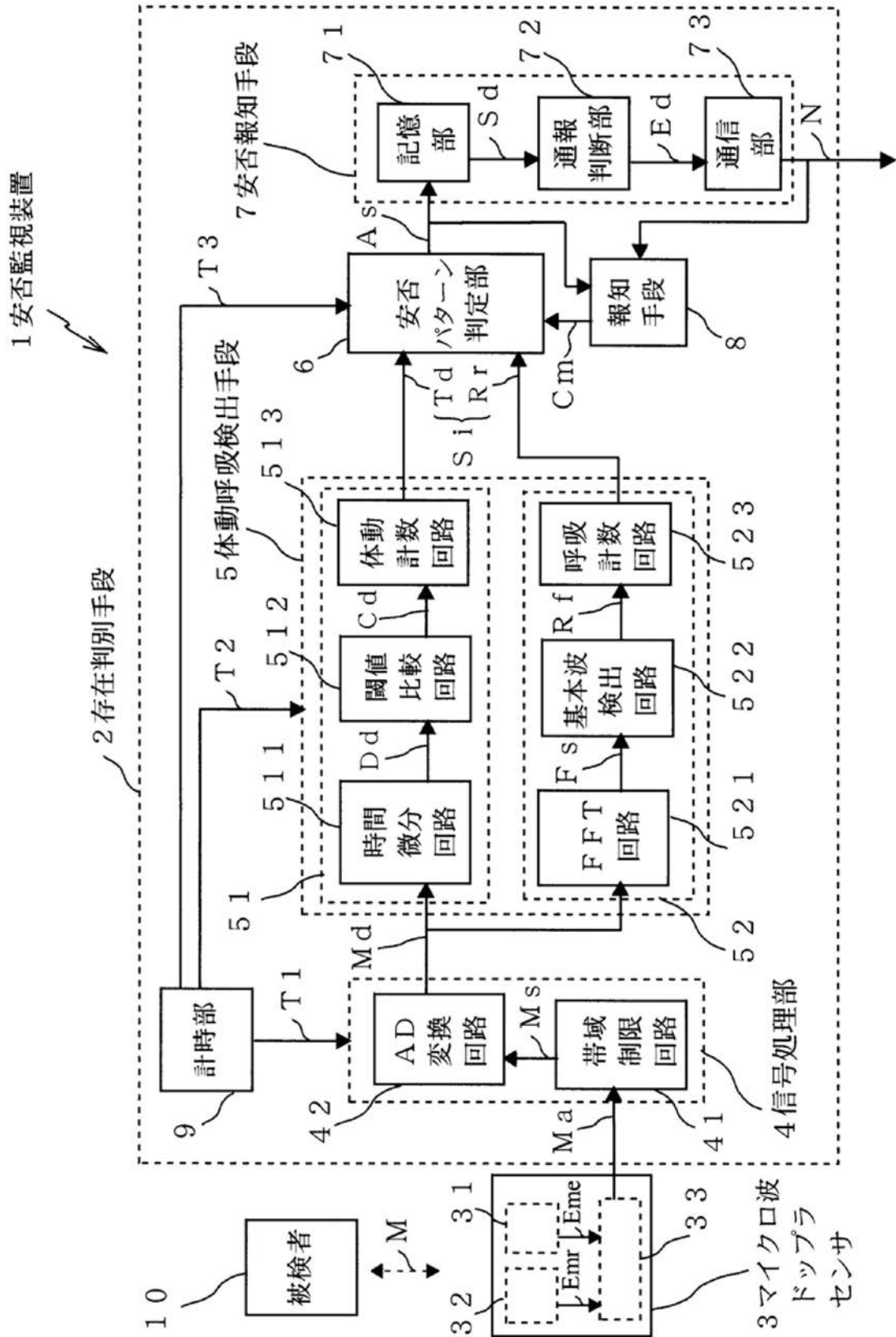
1、 1 0 0	安否監視装置	
2	存在判別手段	
3	マイクロ波ドップラセンサ	
3 1	マイクロ波送信機	10
3 2	マイクロ波受信機	
3 3	マイクロ波復調器	
4	信号処理部	
4 1	帯域制限回路	
4 2	A D 変換回路	
5	体動呼吸検出手段	
5 1	体動計数部	
5 1 1	時間微分回路	
5 1 2	閾値比較回路	
5 1 3	体動計数回路	20
5 2	呼吸検出部	
5 2 1	F F T 回路	
5 2 2	基本波検出回路	
5 2 3	呼吸計数回路	
6	安否パターン判定部	
7、 7 a	安否報知手段	
7 1	記憶部	
7 2	通報判断部	
7 3	通信部	
7 3 a	通信監視部	30
8	報知手段	
8 1	表示器	
8 2	通話装置	
8 3、 8 4	操作スイッチ	
9	計時部	
1 0	被検者	
1 0 a	呼吸筋	
M	マイクロ波	
M a	マイクロ波ドップラシフト信号	
M s	マイクロ波帯域制限信号	40
M d	マイクロ波デジタルデータ	
D d	マイクロ波時間変化率データ	
C d	有効体動信号	
C m	通話データ	
T d	体動数	
F s	周波数分布データ	
R f	基本波データ	
R r	呼吸数	
A s	安否パターンデータ	
S i	安否情報	50

S d 安否パターン記憶データ
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
E m r 受信マイクロ波電気信号

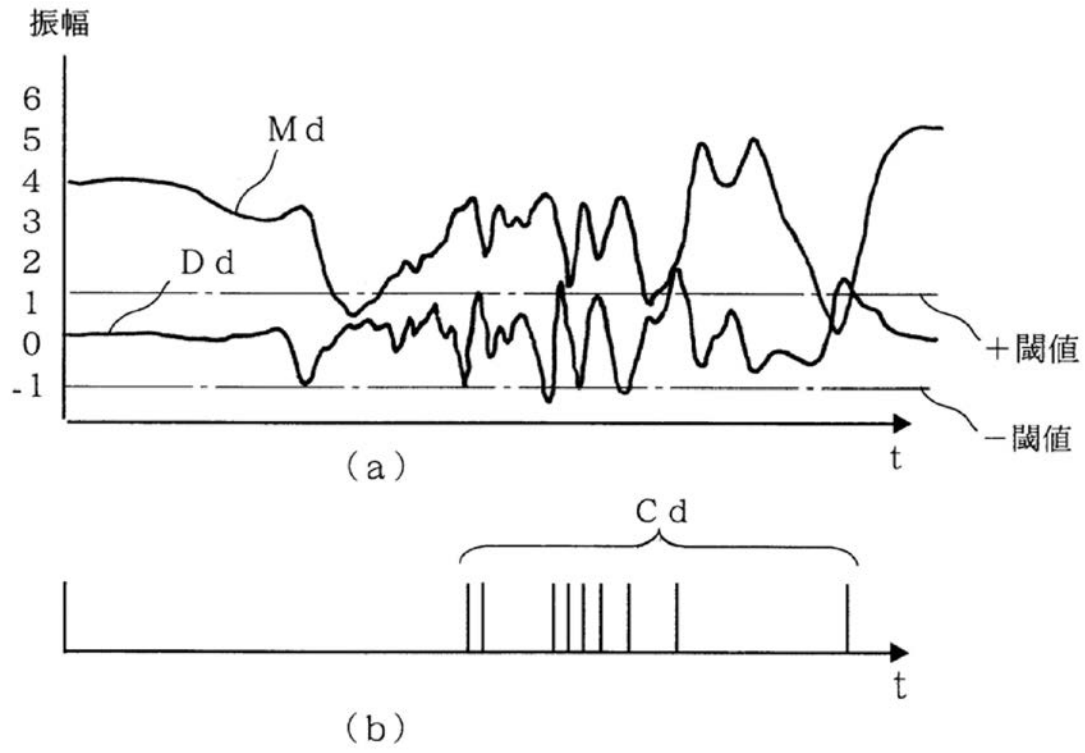
【図 1】



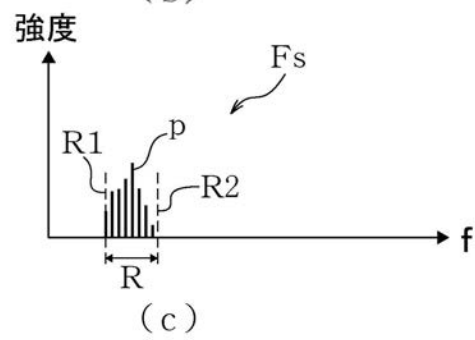
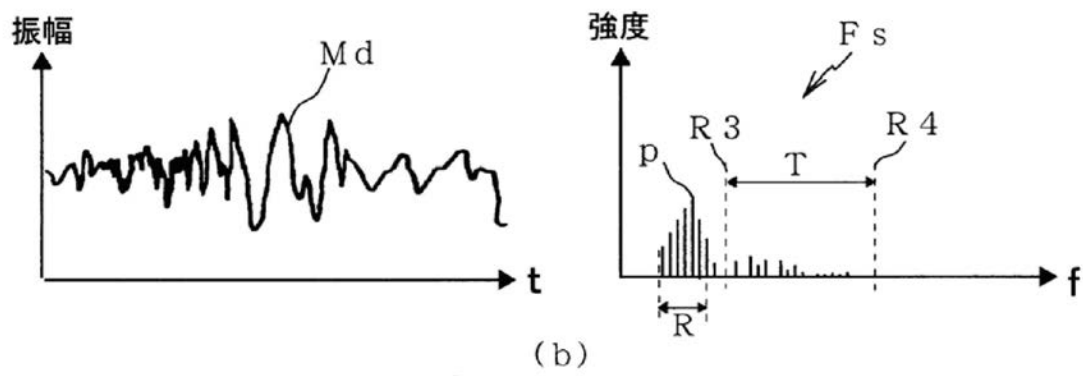
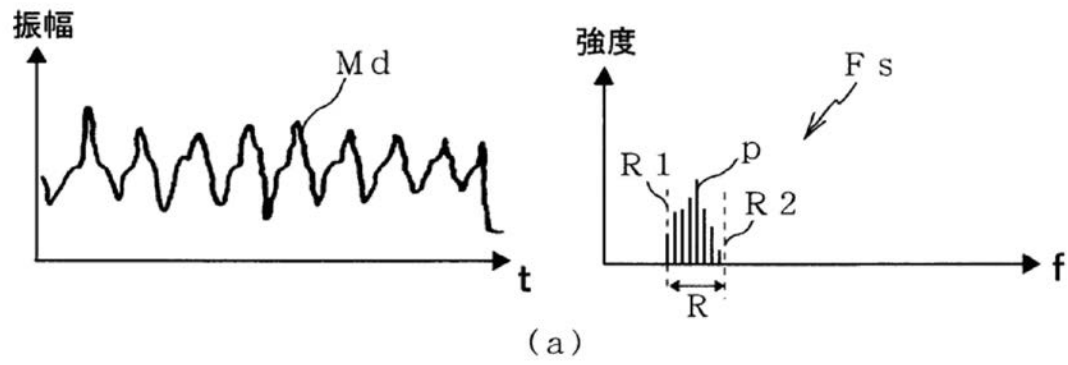
【図2】



【図 3】



【 図 4 】



【 図 5 】

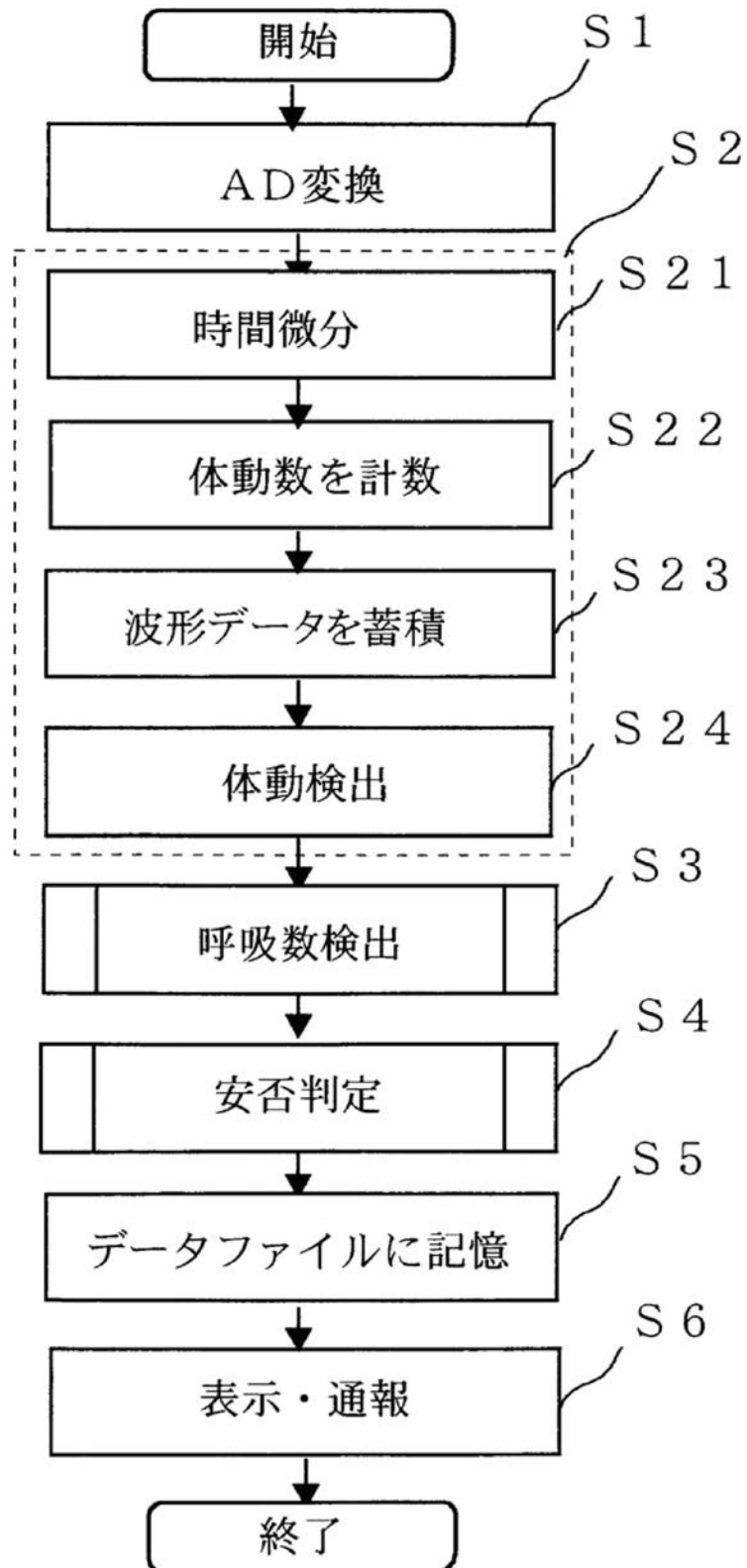
安否パターン	安否ポイント
A	3
B	2
C	1
D	10
E	5

(a)

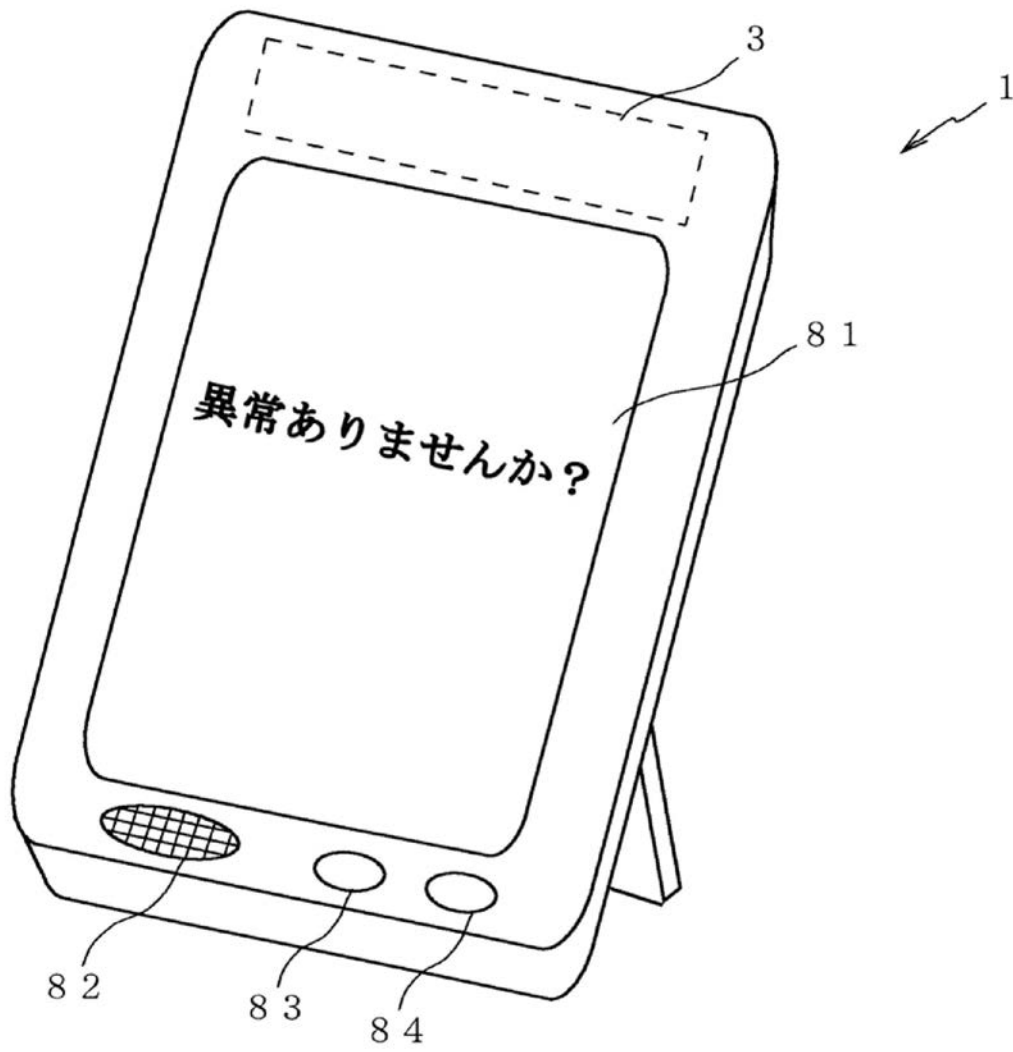
安否レベル	1日の安否ポイントの累計	管理者の対応
低	1～3	画面によるメッセージ確認
中	4～9	電話による直接会話確認
高	10以上	訪問確認

(b)

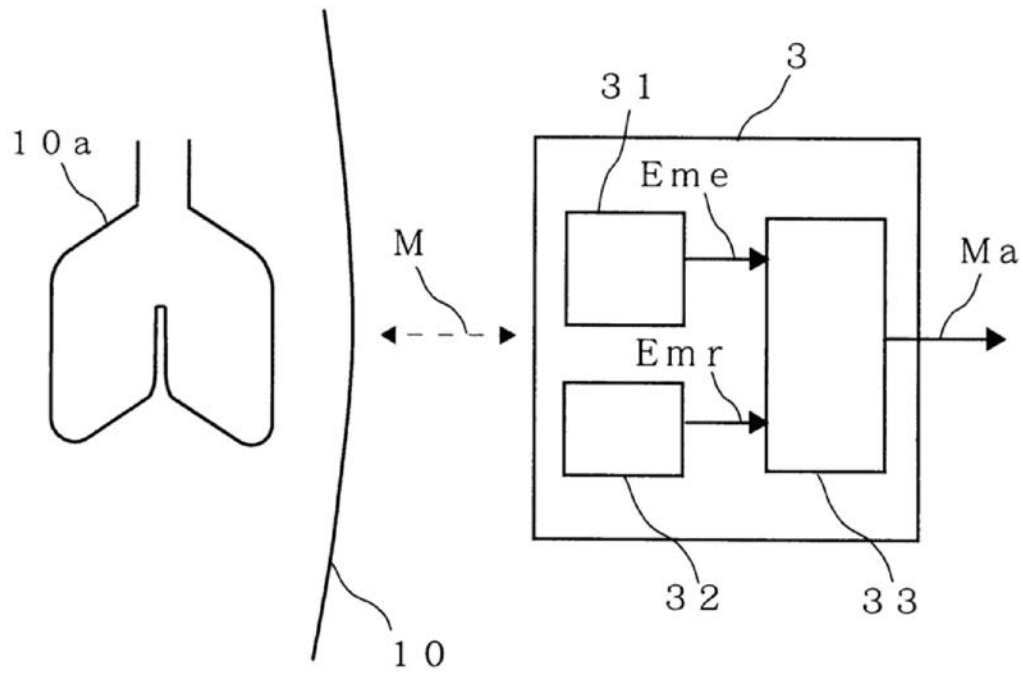
【図 6】



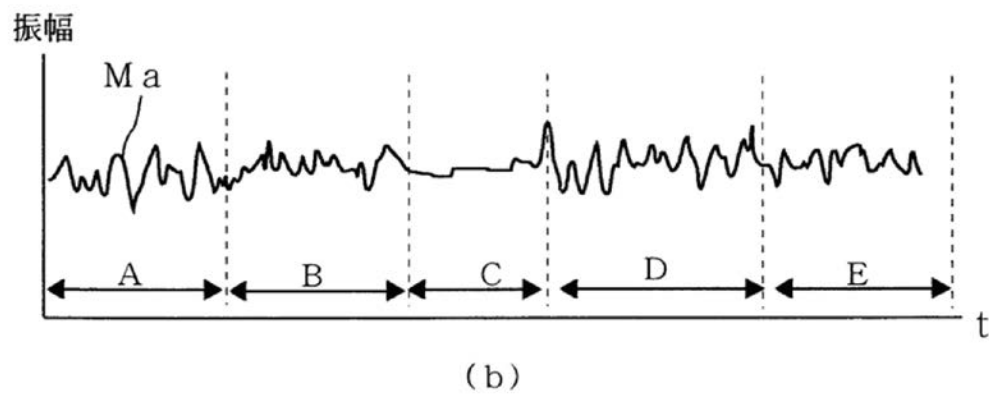
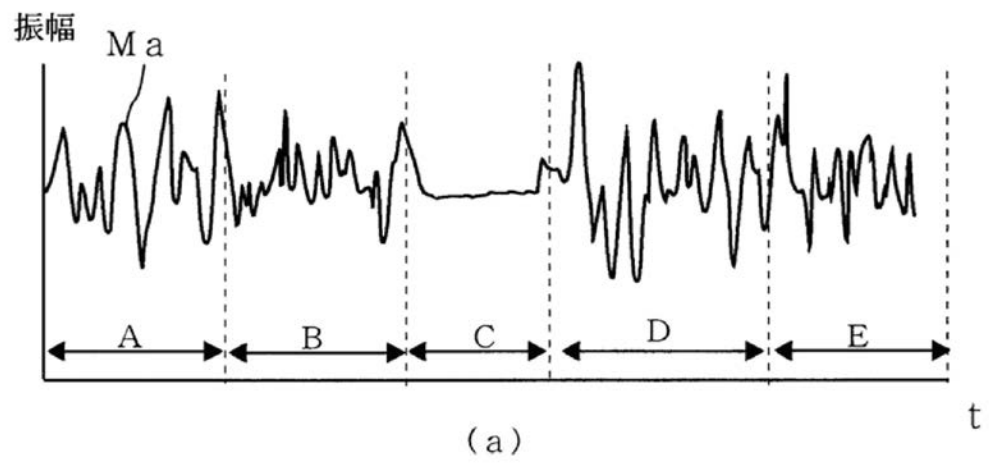
【図 7】



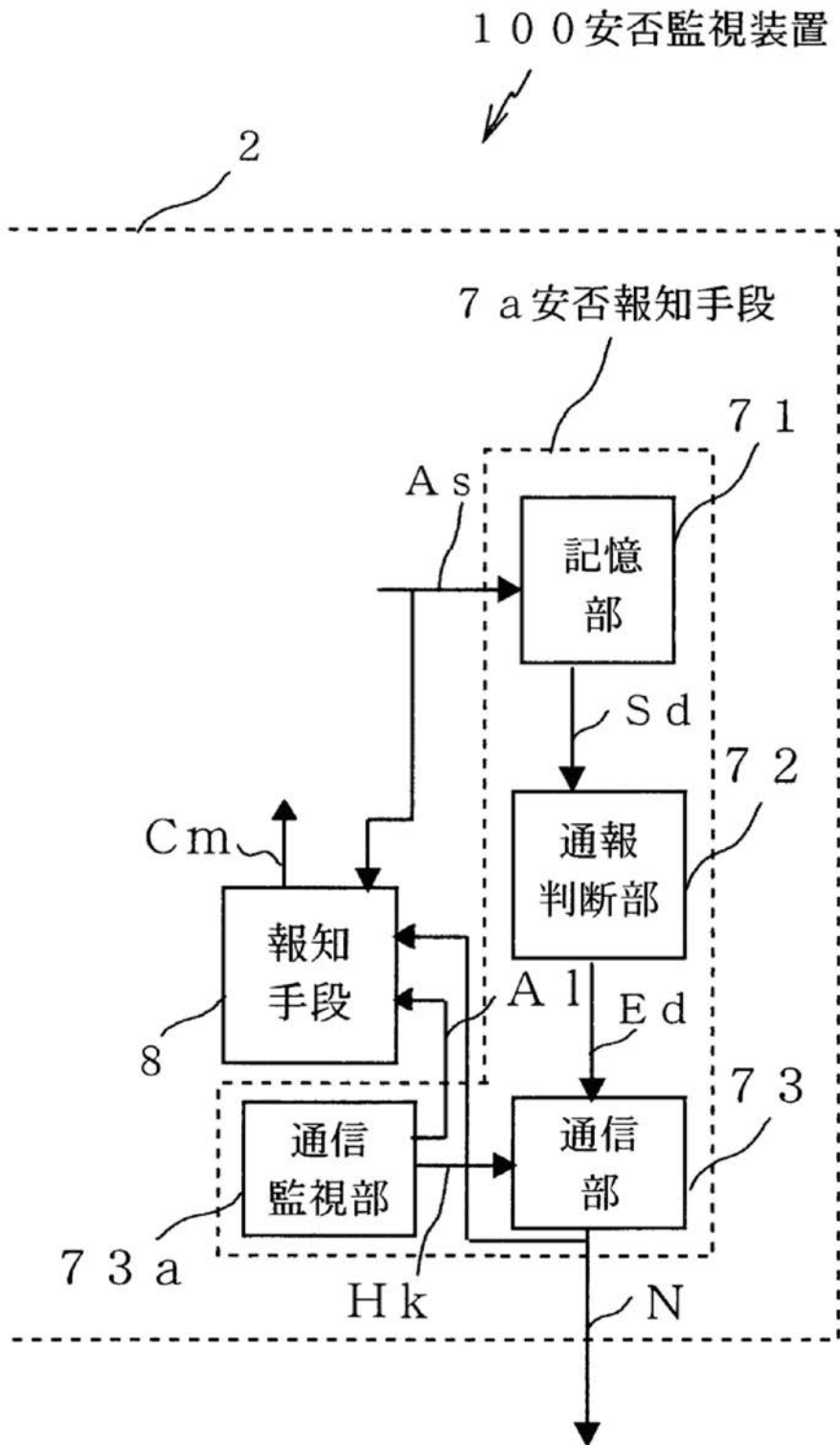
【図 8】



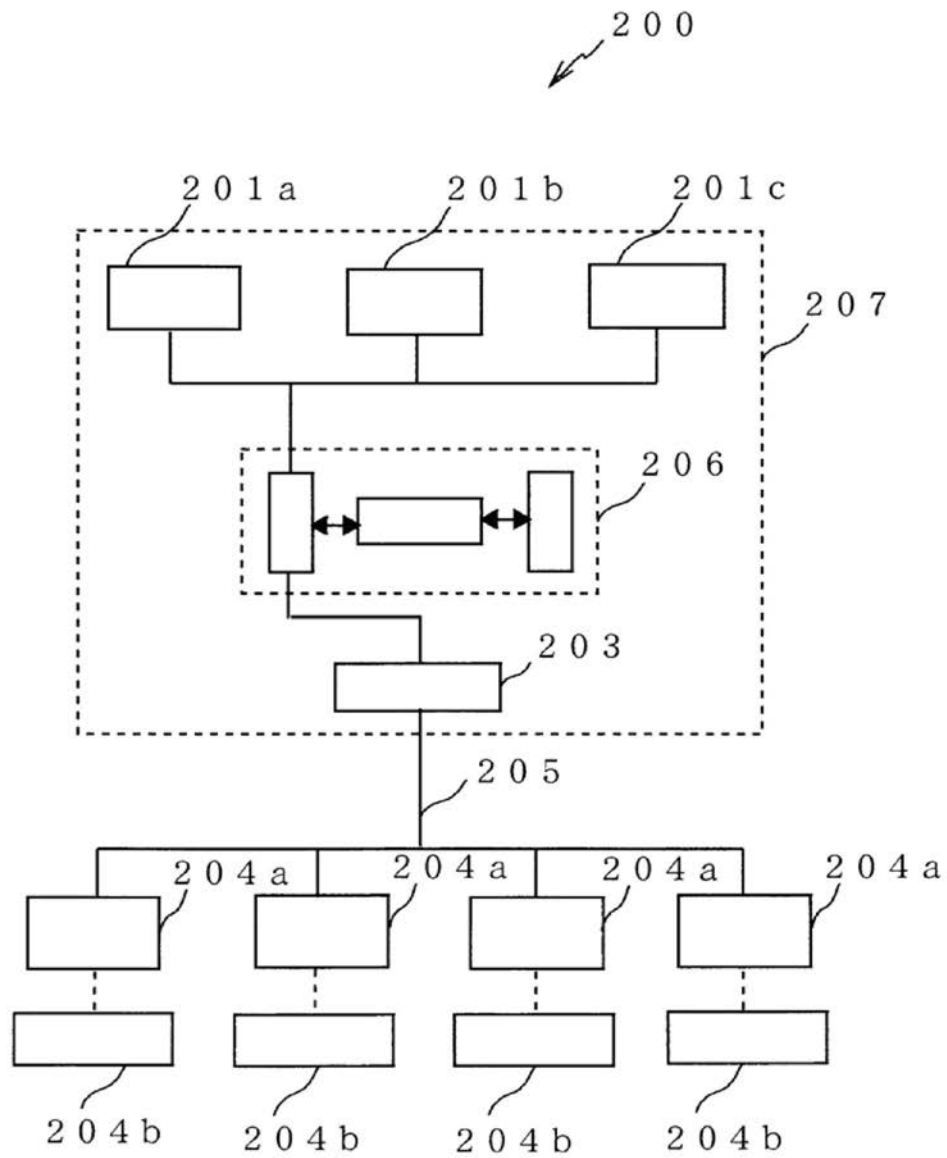
【図 9】



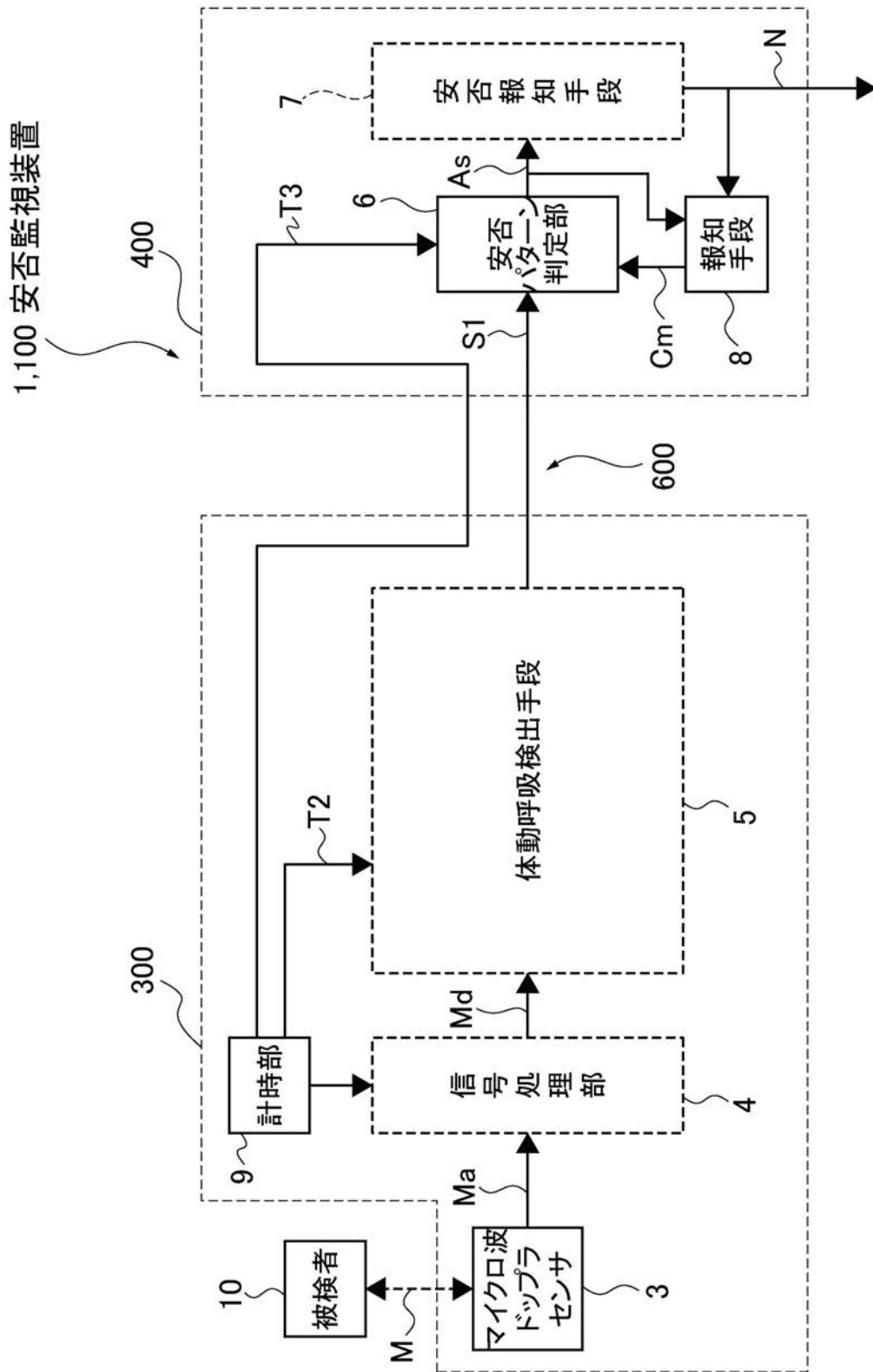
【図 10】



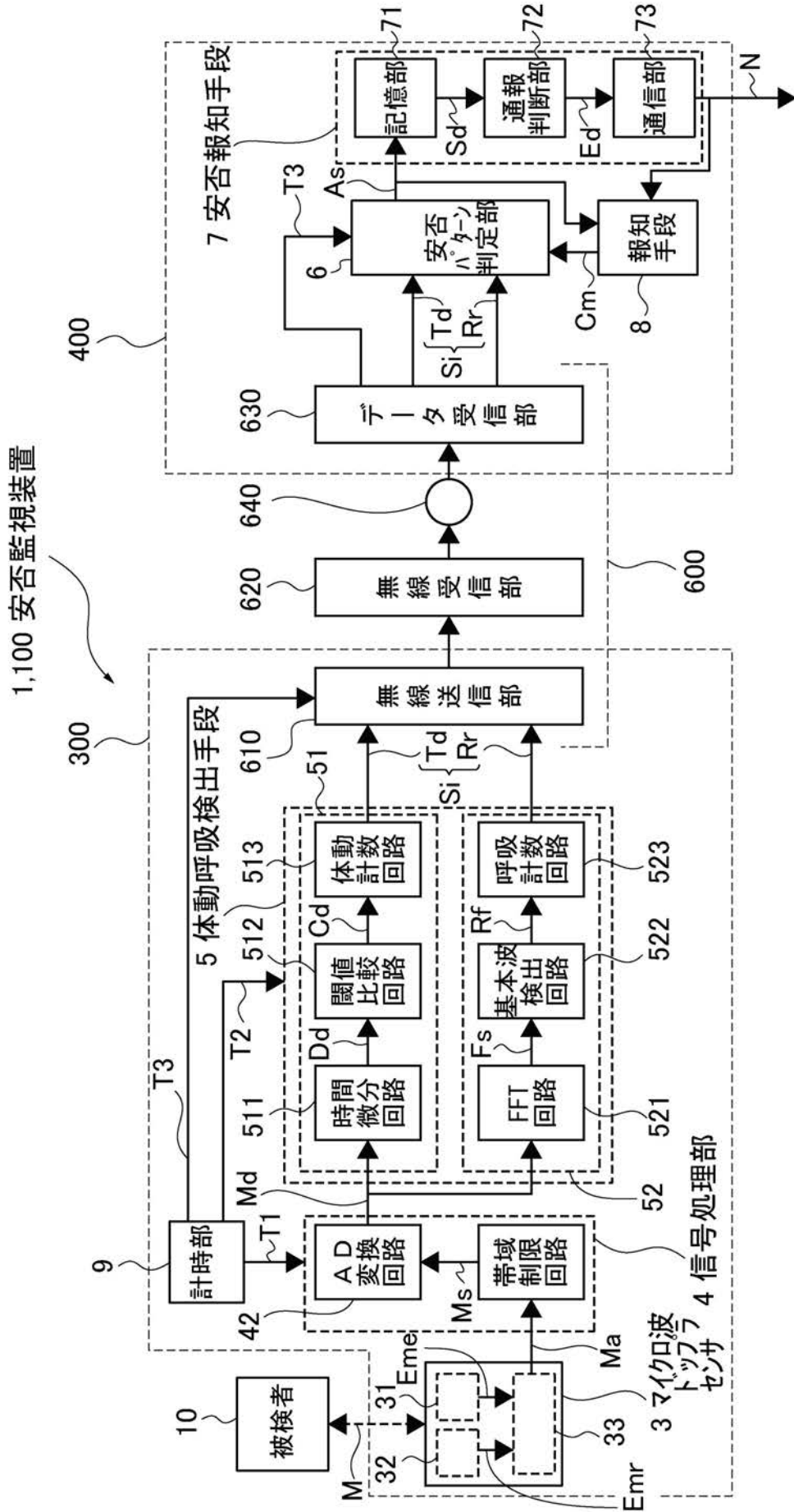
【図 11】



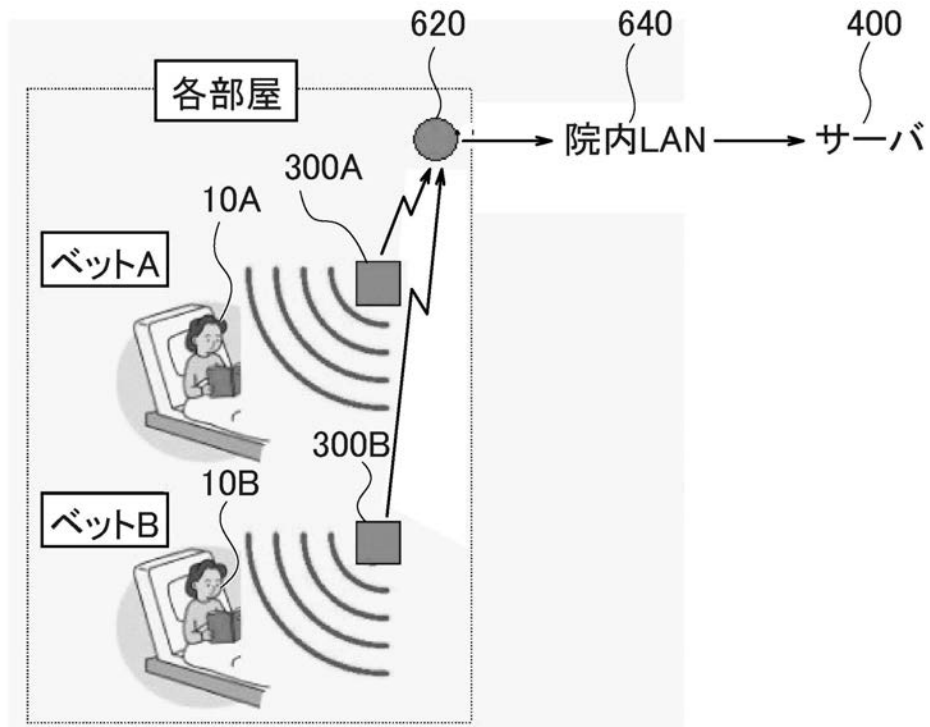
【図 12】



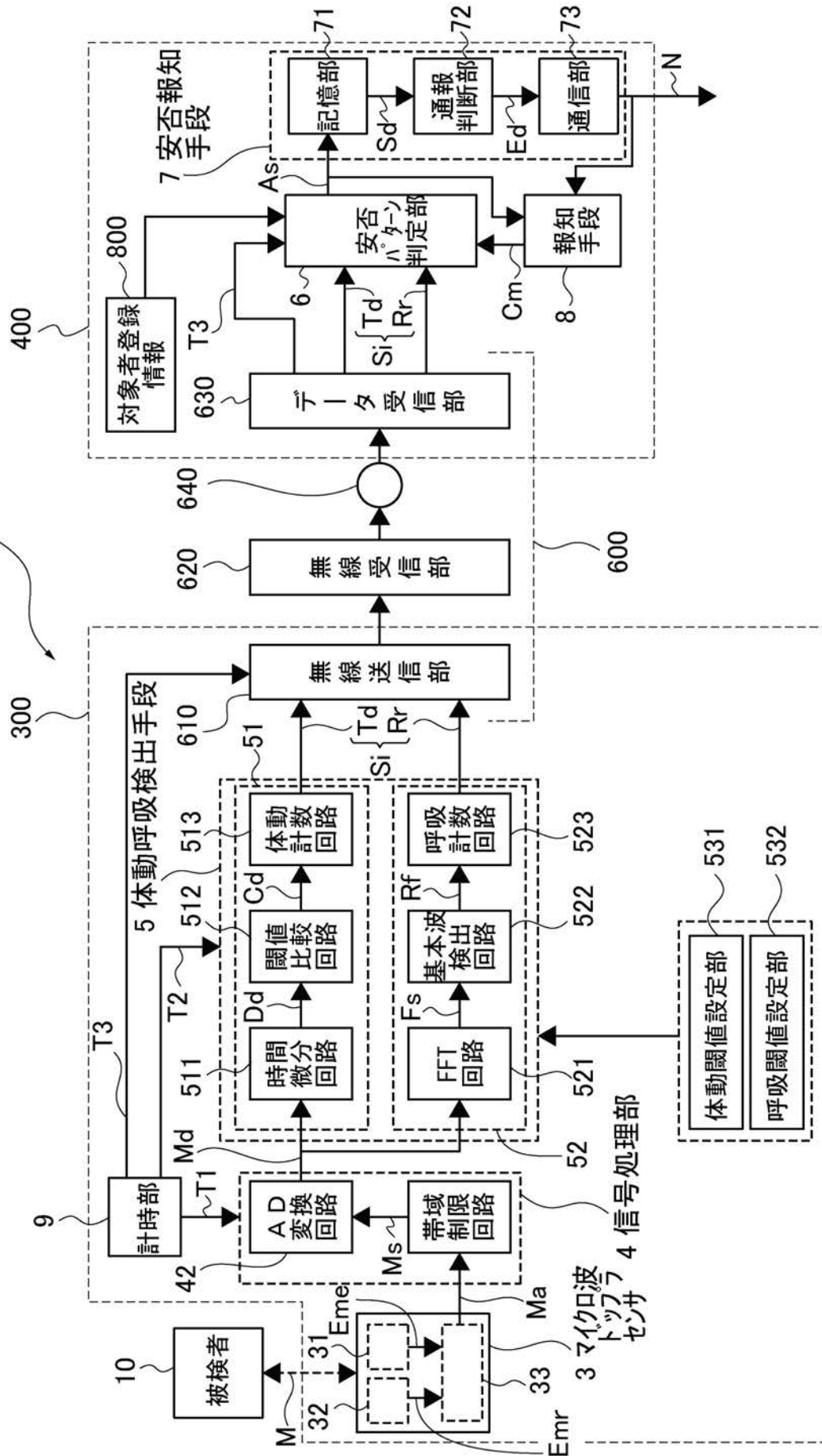
【図 13】



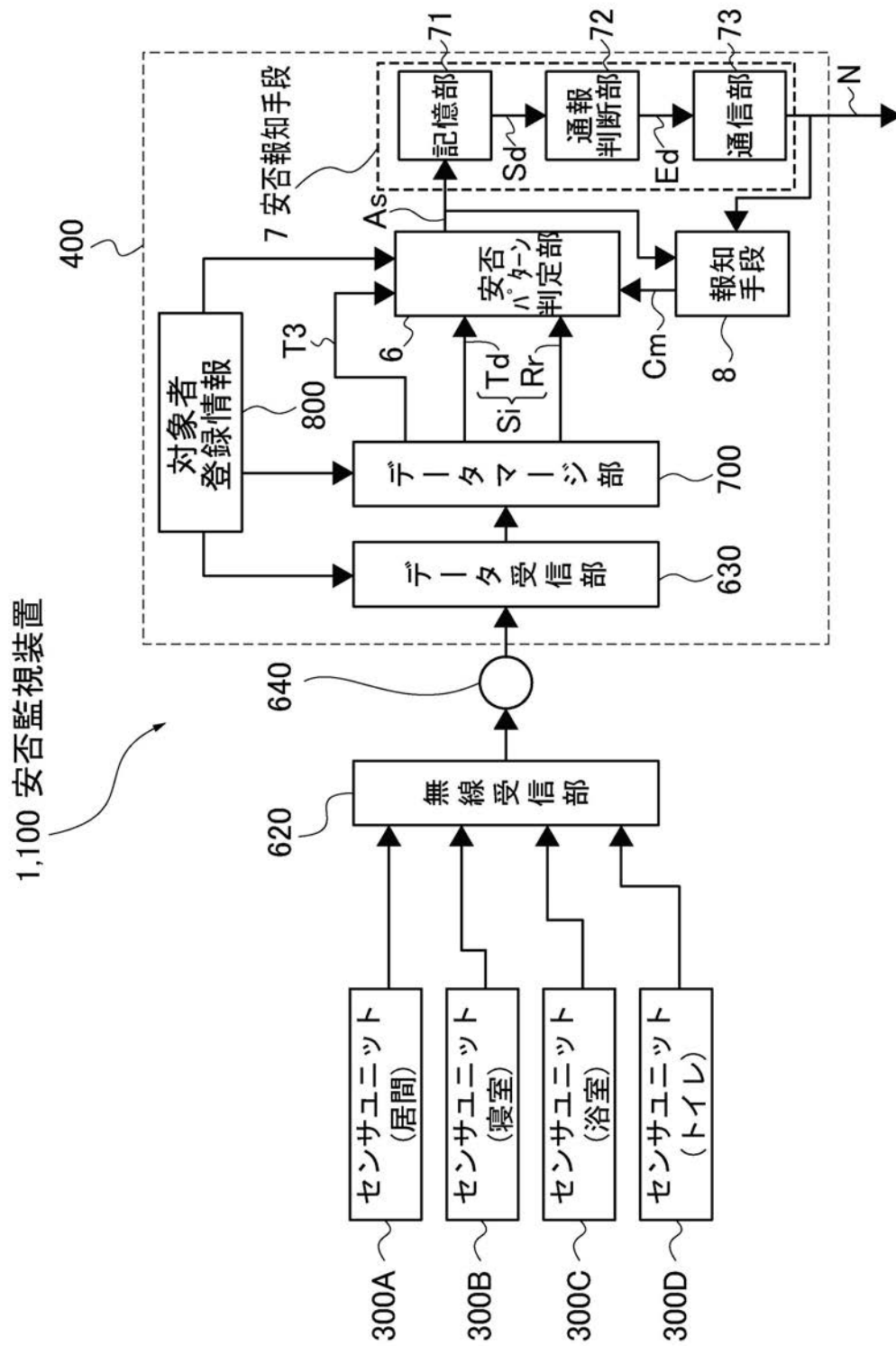
【図 14】



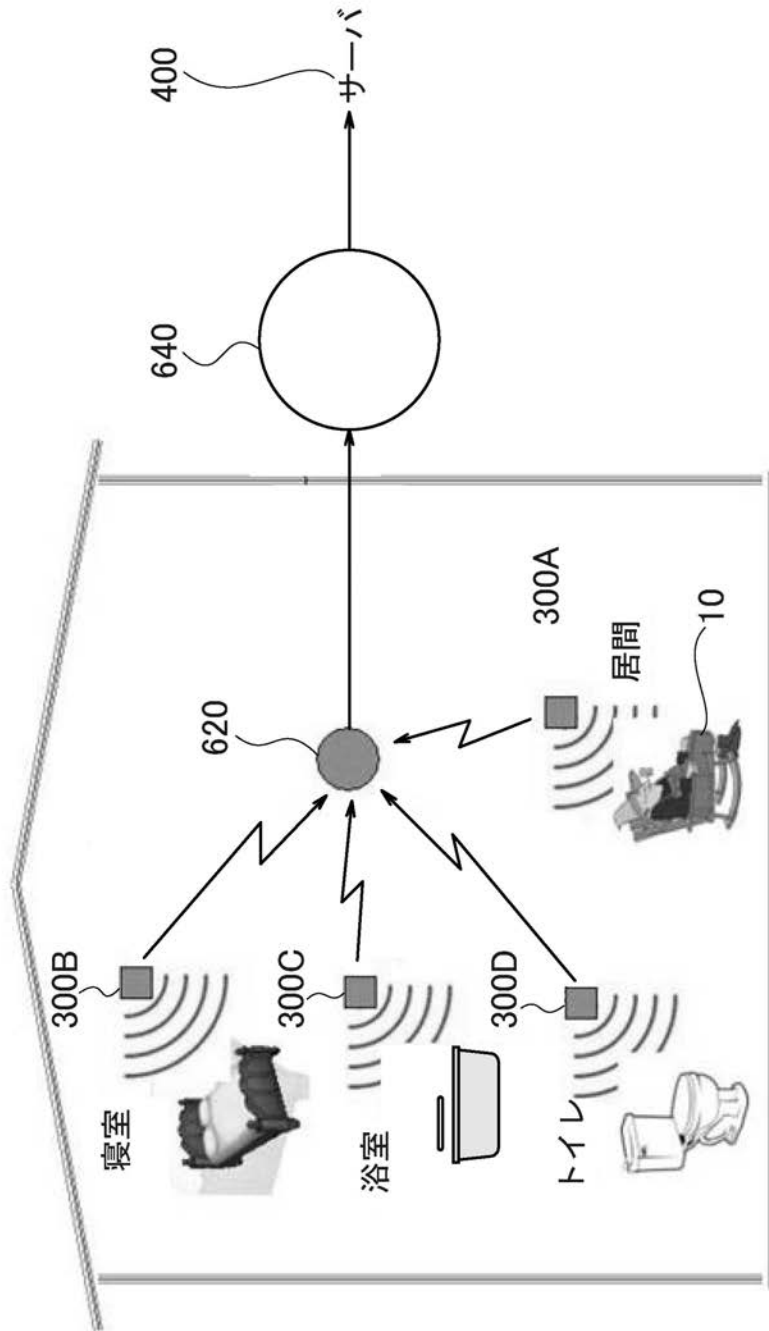
1,100 安否監視裝置



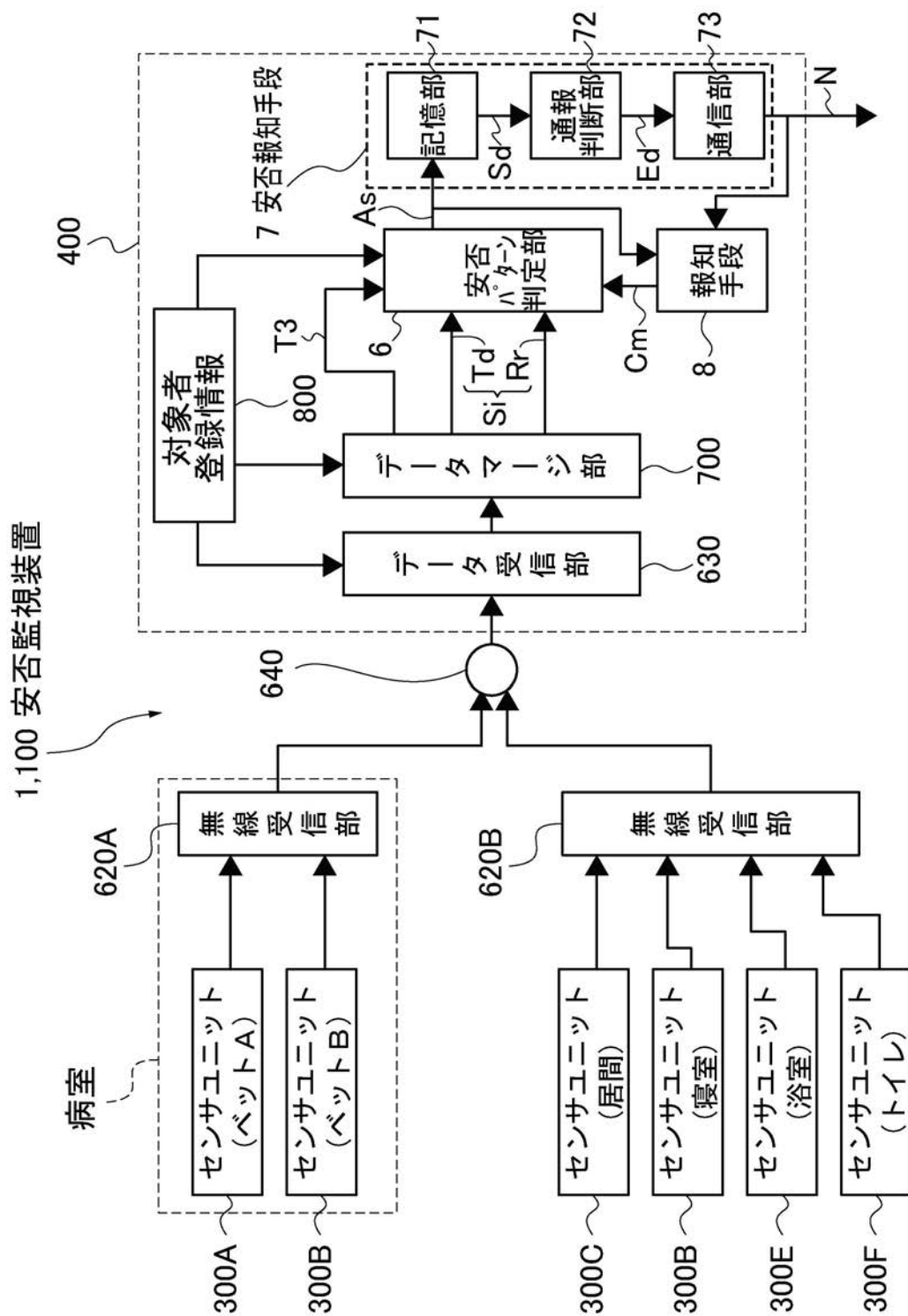
【図 16】



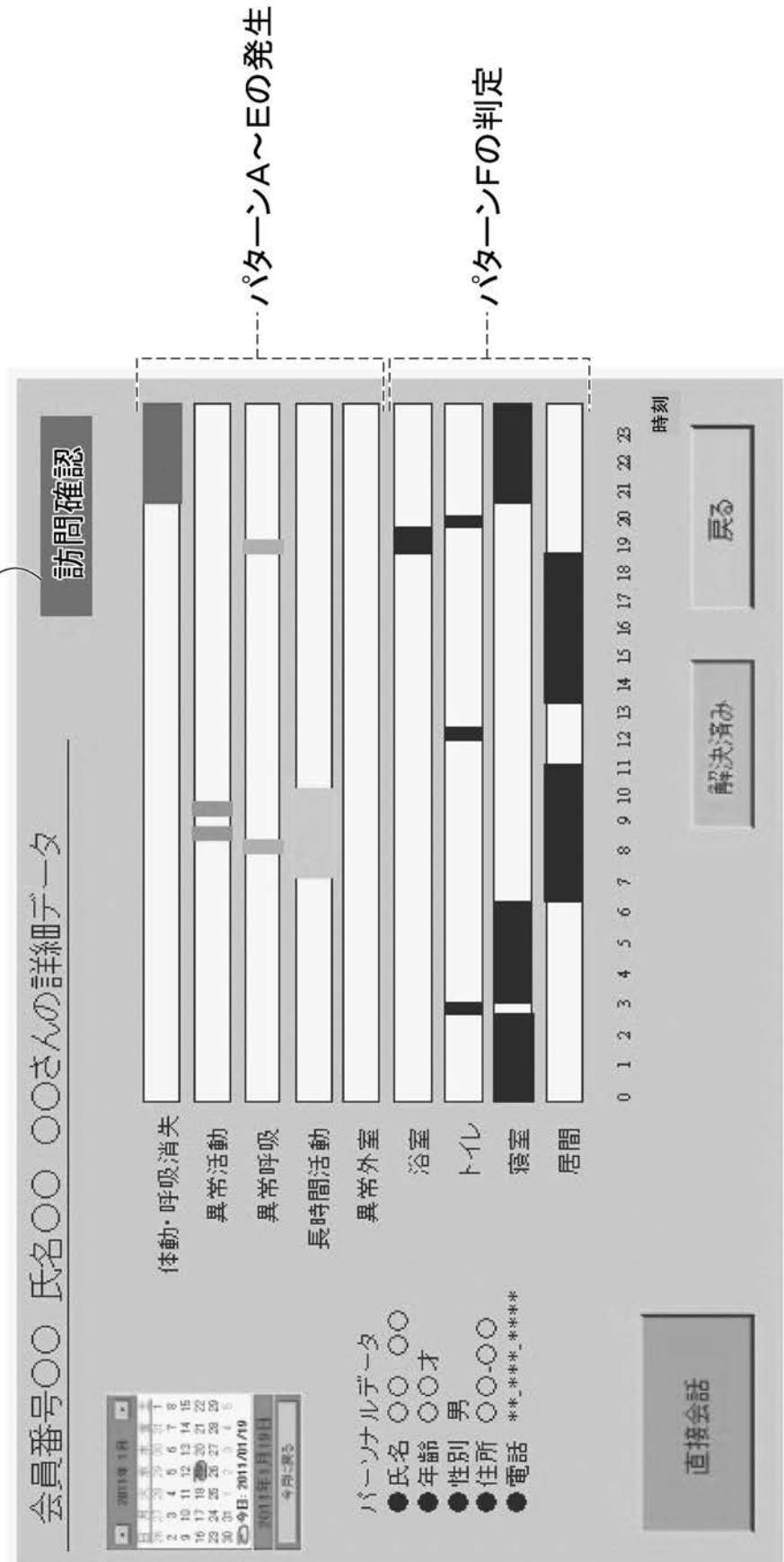
【図 17】



1,100 安否監視裝置



マージ後の安否判定
した結果による管理者対応



フロントページの続き

F ターム(参考) 5C086 AA22 BA02 CA06 EA11 EA15 EA33 EA45 FA18
5C087 AA02 AA03 AA25 BB11 BB74 DD03 DD24 EE07 EE14 FF01
FF03 FF04 GG08 GG10 GG19 GG65 GG70 GG83

专利名称(译)	安否監視装置		
公开(公告)号	JP2012075861A	公开(公告)日	2012-04-19
申请号	JP2011176228	申请日	2011-08-11
[标]申请(专利权)人(译)	西铁城控股株式会社 CITIZEN SYST JAPAN		
申请(专利权)人(译)	西铁城控股有限公司 西铁城系统有限公司		
[标]发明人	清水秀樹		
发明人	清水 秀樹		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/11 G08B25/04 G08B21/04		
FI分类号	A61B5/00.102.C A61B5/10.310.A G08B25/04.K G08B21/04 A61B5/11		
F-TERM分类号	4C038/VA04 4C038/VB01 4C038/VC20 4C117/XA03 4C117/XB04 4C117/XC19 4C117/XC20 4C117/XC26 4C117/XE24 4C117/XE26 4C117/XE55 4C117/XE60 4C117/XE62 4C117/XG01 4C117/XG12 4C117/XR02 5C086/AA22 5C086/BA02 5C086/CA06 5C086/EA11 5C086/EA15 5C086/EA33 5C086/EA45 5C086/FA18 5C087/AA02 5C087/AA03 5C087/AA25 5C087/BB11 5C087/BB74 5C087/DD03 5C087/DD24 5C087/EE07 5C087/EE14 5C087/FF01 5C087/FF03 5C087/FF04 5C087/GG08 5C087/GG10 5C087/GG19 5C087/GG65 5C087/GG70 5C087/GG83		
优先权	2010201785 2010-09-09 JP		
其他公开文献	JP5682504B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：传统的安全监视装置难以在人们长时间不大幅度运动的情况下看电视的情况下确定安全性，此外，不可能检测出健康状况的异常。曾经有 本发明的安全监视设备包括微波多普勒传感器，使用从微波多普勒传感器输出的微波多普勒频移信号来计算身体运动次数和呼吸频率，并计算这两个值。从安全模式（即上部组合）监视对象的安全性。结果，可以在没有大的身体运动的情况下确定安全性，并且还可以检测对象的状态。[选择图]图2

