

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-64243

(P2017-64243A)

(43) 公開日 平成29年4月6日(2017.4.6)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 0 A	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 2 A	4 C 1 1 7

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2015-195770 (P2015-195770)	(71) 出願人	516355667
(22) 出願日	平成27年10月1日 (2015. 10. 1)		澤田 栄夫
			神奈川県秦野市千村 3-2-7
		(74) 代理人	110001689
			青稜特許業務法人
		(72) 発明者	澤田 栄夫
			神奈川県秦野市千村 3-2-7
		F ターム (参考)	4C038 VA04 VB31 VC20
			4C117 XA01 XB02 XD22 XD23 XD24
			XD26 XE26 XE52

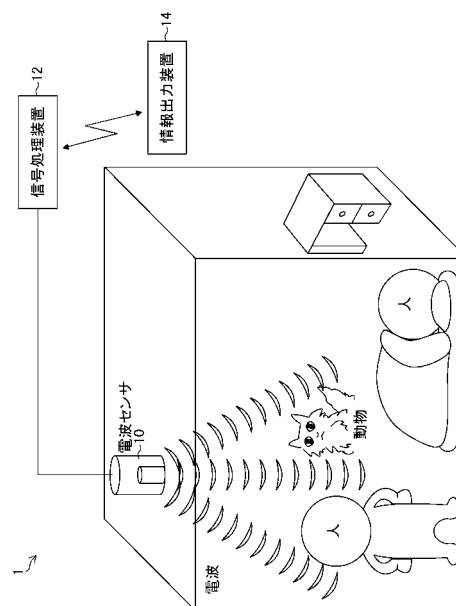
(54) 【発明の名称】 生体監視システム及び生体監視方法

(57) 【要約】

【課題】処理回路（プロセッサ）の負担を軽減して消費電力の低減を図り、かつ、監視対象の状態を迅速に把握することができる生体監視システム及び生体監視方法を提供する。

【解決手段】監視空間に電波センサ 10 を設置し、その検出信号に基づいて監視対象が活発に動いているか否かを判断する。肯定結果であれば監視対象は正常な状態であると判定する。否定結果であれば検出信号に基づいて監視対象が呼吸しているか、又は呼吸が極めて穏やかかを判断する。前者であれば監視対象は正常な状態と判定し、呼吸数を計測する。後者であれば検出信号に基づいて監視対象の心拍が動いているか否かを判定する。肯定結果であれば監視対象が正常な状態であり、否定結果であれば監視対象が異常な状態であると判定して、異常である旨を通報する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

電波を生体に照射し、その反射波を利用して生体の動きを感知する電波センサと、
前記電波センサから出力された検出信号を処理する信号処理装置と、を備え、
前記信号処理装置は、
前記電波センサから出力された前記検出信号の振幅が、解析しようとする対象部位に基づく体動信号より、10倍～100倍以上大きい値を示す場合には、当該対象部位の体動信号を解析することなく監視対象が正常であると判定する生体監視システム。

【請求項 2】

電波を生体に照射し、その反射波を利用して生体の動きを感知する電波センサと、 10
前記電波センサから出力された検出信号を処理する信号処理装置と、を備え、
前記信号処理装置は、
前記電波センサから出力された前記検出信号の振幅が、微小な心拍に基づく体動より、
10倍～100倍以上大きな呼吸に基づく体動を示す場合には、心拍に基づく体動を解析
することなく監視対象が正常であると判定する生体監視システム。

【請求項 3】

請求項 1 あるいは請求項 2 に基づく簡素化監視処理により、微細で詳細な生体情報の解
析に要する処理回路の負荷を軽減する生体監視システム。

【請求項 4】

請求項 3 に基づき、軽減された処理回路の負荷を他の電波センサ、あるいは他の日常生
活監視センサの処理に振り向ける生体監視システム。 20

【請求項 5】

請求項 4 に基づき、軽減された処理回路の負荷を監視対象者の行動監視ないし状態確認
が可能な他のセンサ処理に振り向けて、前記センサから得られる情報により監視対象者の
状態の再確認を行うことにより、単一の電波センサによる生体監視での過剰検出や誤検出
の割合を低減し、精密な監視情報を提供する生体監視システム。

【請求項 6】

電波を生体に照射し、その反射波を利用して生体の動きを感知する電波センサと、
前記電波センサから出力された検出信号を処理する信号処理装置と、を備えた生体監視
システムにおける生体監視方法であって、 30
前記信号処理装置は、
前記電波センサから出力された前記検出信号の振幅が、微小な呼吸や心拍に基づく体動
より、10倍～100倍以上大きな体動を示す場合には、呼吸や心拍に基づく体動を解析
することなく監視対象が正常であると判定する生体監視方法。

【請求項 7】

電波を生体に照射し、その反射波を利用して生体の動きを感知する電波センサと、
前記電波センサから出力された検出信号を処理する信号処理装置と、を備えた生体監視
システムにおける生体監視方法であって、
前記信号処理装置は、
前記電波センサから出力された前記検出信号の振幅が、微小な心拍に基づく体動より、 40
10倍～100倍以上大きな呼吸に基づく体動を示す場合には、心拍に基づく体動を解析
することなく監視対象が正常であると判定する生体監視方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は生体監視システム及び生体監視方法に係り、特に電波センサを用いて非接触に
より生体の状態を監視する生体監視システム及び生体監視方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、監視対象である人や動物などの生体の生体情報（呼吸、心拍等）を電波センサに 50

より非接触により検出し、監視対象（生体）の状態を監視する生体監視装置が知られている（例えば、特許文献 1、2 参照）。

【0003】

電波センサは、監視対象に電波を照射してその反射波を検出し、検出した信号を解析することで監視対象の動き等を検出するものであり、特にその検出原理としてドプラ効果を利用したドプラセンサが一般的に知られている（例えば、特許文献 1 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特許第 3057438 号公報

10

【特許文献 2】特開 2009 - 060989 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

従来の生体監視装置は、監視対象がどのような状態であっても、電波センサから得られた検出信号に基づいて予め決められた全ての生体情報についての解析を行うため、監視対象の状態によっては解析困難又は解析不要な生体情報の解析まで行うものとなっている。そのため、処理回路の負荷が不要に大きいことから消費電力が大きく、また、監視対象の状態の把握が遅延してしまうという問題もあった。

【0006】

20

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、処理回路（プロセッサ）の負担を軽減して消費電力の低減を図り、かつ、監視対象の状態を迅速に把握することができる生体監視システム及び生体監視方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するため、本発明の一態様に係る生体監視システムは、電波を生体に照射し、その反射波を利用して生体の動きを感知する電波センサと、電波センサから出力された検出信号を処理する信号処理装置と、を備え、信号処理装置は、電波センサから出力された検出信号の振幅が、解析しようとする対象部位に基づく体動信号より、10 倍～100 倍以上大きい値を示す場合には、当該対象部位の体動信号を解析することなく監視対象が正常であると判定する。

30

【0008】

本態様によれば、解析する生体情報をできるだけ少なくして監視対象が正常か否かを把握することができ、かつ、解析困難な生体情報の解析を行わないようにすることができる。

【0009】

即ち、検出信号の振幅が微小な呼吸や心拍に基づく体動より、10 倍～100 倍以上大きな体動を示す場合には、監視対象の体動（全体的な動き）が大きいことから監視対象が活発に動いていると判断することができ、監視対象が正常な状態であると判定される。

【0010】

40

電波を生体に照射して得られる反射波の振幅は、概ね（生体）対象部の動きのある部分の表面積に比例し、一般的に活発に体を動かしている時の動きの体積は、呼吸や心拍に伴う体の動きの体積の概ね 100 倍から 10 万倍ほどの違いがあり、このとき、呼吸や心拍に関する生体情報については情報取得や解析が困難で、多くの処理時間を要する場合がある。また、活発に体を動かしている時には、呼吸と心拍も当然に行われていると想定され、他の部屋への移動動作の最中なども想定されることから、監視対象が正常か否かの判断等においては呼吸や心拍に関する生体情報の解析は不要である。

【0011】

このようなことから、検出信号の振幅が微小な呼吸や心拍に基づく体動より、10 倍～100 倍以上大きな体動を示す場合には、呼吸や心拍に関する生体情報の解析が行われな

50

いため、処理回路の負担が軽減され、また、監視対象の状態が迅速に把握される。

【 0 0 1 2 】

上記目的を達成するため、本発明の他の態様に係る生体監視システムは、電波を生体に照射し、その反射波を利用して生体の動きを感知する電波センサと、電波センサから出力された検出信号を処理する信号処理装置と、を備え、信号処理装置は、電波センサから出力された検出信号の振幅が、微小な心拍に基づく体動より、10倍～100倍以上大きな呼吸に基づく体動を示す場合には、心拍に基づく体動を解析することなく監視対象が正常であると判定する。

【 0 0 1 3 】

一般的に呼吸による体の動きの体積は、心拍に伴う体の動きの体積の概ね100倍以上の違いがあり、このとき、心拍に関する生体情報については、情報取得に困難さが伴い解析は困難である。また、心拍も当然に行われていると想定されることから、監視対象が正常か否かの判断等においては心拍に関する生体情報の解析は不要である。

10

【 0 0 1 4 】

このようなことから、検出信号の振幅が微小な心拍に基づく体動より10倍～100倍以上大きな呼吸に基づく体動を示す場合には、心拍に関する生体情報の解析が行われなため、呼吸数の計測に対して、さらに平行に処理すべき次のデータ採取と解析、他センサとの通信や他の処理装置などとの連携処理に対して処理回路の処理能力の多くが割り当てられて高精度かつ迅速に呼吸数の計測を行うことができ、また、監視対象の状態が迅速に把握される。

20

【 0 0 1 5 】

本発明の他の態様に係る生体監視システムにおいて、上記の簡素化監視処理により、微細で詳細な生体情報の解析に要する処理回路の負担を軽減する態様とすることができる。

【 0 0 1 6 】

また、本発明の他の態様に係る生体監視システムにおいて、軽減された処理回路の負担を他の電波センサ、あるいは他の日常生活監視センサの処理に振り向ける態様とすることができる。

【 0 0 1 7 】

また、本発明の他の態様に係る生体監視システムにおいて、軽減された処理回路の負担を監視対象者の行動監視ないし状態確認が可能な他のセンサ処理に振り向けて、センサから得られる情報により監視対象者の状態の再確認を行うことにより、単一の電波センサによる生体監視での過剰検出や誤検出の割合を低減し、精密な監視情報を提供する態様とすることができる。

30

【 0 0 1 8 】

また、上記目的を達成するため、本発明の一態様に係る生体監視方法は、電波を生体に照射し、その反射波を利用して生体の動きを感知する電波センサと、電波センサから出力された検出信号を処理する信号処理装置と、を備えた生体監視システムにおける生体監視方法であって、信号処理装置は、電波センサから出力された検出信号の振幅が、微小な呼吸や心拍に基づく体動より、10倍～100倍以上大きな体動を示す場合には、呼吸や心拍に基づく体動を解析することなく監視対象が正常であると判定する。

40

【 0 0 1 9 】

また、上記目的を達成するため、本発明の一態様に係る生体監視方法は、電波を生体に照射し、その反射波を利用して生体の動きを感知する電波センサと、電波センサから出力された検出信号を処理する信号処理装置と、を備えた生体監視システムにおける生体監視方法であって、信号処理装置は、電波センサから出力された検出信号の振幅が、微小な心拍に基づく体動より、10倍～100倍以上大きな呼吸に基づく体動を示す場合には、心拍に基づく体動を解析することなく監視対象が正常であると判定する。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 0 】

本発明によれば、処理回路（プロセッサ）の負担を軽減して消費電力の低減を図り、か

50

つ、監視対象の状態を迅速に把握することができ、平行に処理すべき次のデータ採取と解析、他センサとの通信や他の処理装置などとの連携処理が容易になる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明が適用される生体監視システムの概略構成図

【図2】本発明が適用される生体監視システムの内部構成図

【図3】生体監視システムにおける信号処理装置が実施する処理の処理手順を示したフローチャート

【図4】生体監視システムにおける信号処理装置が実施する処理の処理手順を示したフローチャート

10

【図5】電波センサから得られる検出信号を周波数スペクトルで表したグラフ

【図6】電波センサから得られる検出信号を例示した図

【図7】電波センサから得られる検出信号から呼吸領域の周波数成分のみを抽出した第1抽出信号を例示した図

【図8】電波センサから得られる検出信号から心拍領域の周波数成分のみを抽出した第2抽出信号を例示した図

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、添付図面に従って本発明の好ましい実施の形態について詳説する。

【0023】

20

図1は、本発明が適用される生体監視システムの概略構成図である。

【0024】

同図に示す生体監視システム1は、監視対象である人（人体）や動物等の生体の動作（移動）、生体情報（呼吸、心拍等）を監視対象の状態を示す状態情報として非接触により検出し、監視者（監視対象本人や監視対象の家族等）が監視対象の状態を監視できるようにした装置である。

【0025】

生体監視システム1は、電波を監視対象である生体に照射し、その反射波を利用して監視対象の動きを感知する電波センサ10と、電波センサ10からの検出信号を処理し、監視対象の状態の判別や監視者等に提供する情報の生成などを行う信号処理装置12と、監視対象の状態に関する情報の出力等（表示、印刷等）を行う情報出力装置14とを有する。

30

【0026】

電波センサ10は、監視対象が生活する部屋などの監視空間の天井や壁などに設置される。また、図1では1つの部屋に1つの電波センサ10が設置される形態を示すが、複数の電波センサ10が1又は複数の部屋（監視空間）に設置され、それらが1つの信号処理装置12に接続される形態としてもよい。

【0027】

信号処理装置12は、監視空間や監視空間以外の所望の場所に設置され、例えば所定の部屋の設置されるパーソナルコンピュータにより構成される。

40

【0028】

情報出力装置14は、監視者や監視対象の本人が所持する例えばスマートフォンのような携帯端末を示し、信号処理装置12と通信可能に接続される。

【0029】

なお、情報出力装置14と信号処理装置12との接続は、インターネット、携帯電話回線等の任意の通信回線を介したものとすることができる。

【0030】

図2は、生体監視システム1の内部構成を示したブロック図である。

【0031】

本実施の形態では同図の電波センサ10は、無変調CW（Continuous Wave）方式とF

50

M C W (Frequency-Modulated Continuous Wave) 方式とに動作モードの切替えが可能な例えばマイクロ波センサであり、前者の動作モード（以下、無変調 C W モードという）時には監視対象の動きの速度に対応した周波数成分の信号を含む検出信号を出力し、後者の動作モード（以下、F M C W モード（距離計測モード）という）時には監視対象までの距離に対応した周波数成分の信号を含む検出信号を出力する。

【 0 0 3 2 】

その電波センサ 1 0 は、同図に示すように所定の周波数の送信信号を生成する発振器 3 2 と、発振器 3 2 からの送信信号を電波である送信波に変換して監視空間に送波する送信アンテナ 3 4 と、送信アンテナ 3 4 から送波されて監視空間において反射された反射波を受波して電気信号である受信信号に変換する受信アンテナ 3 6 と、受信アンテナ 3 6 からの受信信号に発振器 3 2 からの送信信号を混合する混合器 3 8 と、混合器 3 8 により得られた混合信号に基づいて電波センサ 1 0 から出力する検出信号を生成するセンサ出力部 4 0 と、を有する。

10

【 0 0 3 3 】

発振器 3 2 は、無変調 C W モード時には一定周波数 f_{c0} の正弦波信号を送信信号として出力し、F M C W モード時には周波数 f_{c0} の正弦波信号に対して所定の周波数変調幅 Δf 、所定の周期 T の F M 変調をかけた F M 変調信号を送信信号として出力する。

【 0 0 3 4 】

混合器 3 8 は、受信アンテナ 3 6 からの受信信号に発振器 3 2 からの送信信号を混合することにより、受信信号の周波数と送信信号の周波数との差分周波数を周波数成分として含む混合信号を生成する。

20

【 0 0 3 5 】

センサ出力部 4 0 は、例えばローパスフィルタや増幅器を含み、混合器 3 8 により出力された混合信号からローパスフィルタにより所定の遮断周波数よりも低い低周波成分の信号を抽出し、抽出した信号を所定の倍率で増幅する。これによって、受信アンテナ 3 6 からの受信信号と発振器 3 2 からの送信信号との差分周波数を周波数成分とする検出信号が生成され、その検出信号が電波センサ 1 0 の出力信号として出力される。

【 0 0 3 6 】

従って、無変調 C W モードにおいて電波センサ 1 0 から出力される検出信号は、監視対象の動く速度に応じた周波数（ドブラ周波数）で振動し、動く部分の体積が大きいほど大きな振幅になるという特性を示す。

30

【 0 0 3 7 】

一方、F M C W モードにおいて電波センサ 1 0 から出力される検出信号は、電波センサ 1 0 から監視対象までの距離に応じた周波数で振動するという特性を示す。

【 0 0 3 8 】

なお、電波センサ 1 0 は、検出信号として相互に位相が 9 0 度異なる *In - p h a s e*（同相）の I チャンネル信号と *Q u a d r a t u r e - p h a s e*（直交相）の Q チャンネル信号とをセンサ出力部 4 0 から出力する態様のものではあってもよい。その場合において、本実施の形態では監視対象の動きの方向を考慮しないことから、I チャンネル信号と Q チャンネル信号の両方は不要であるため、I チャンネル信号と Q チャンネル信号のいずれか一方を検出信号として用いてもよいし、I チャンネル信号と Q チャンネル信号とから上記特性を有する検出信号を生成するようにしてもよい。

40

【 0 0 3 9 】

また、電波センサの動作モードを切り替えるのではなく、無変調 C W モードで動作する電波センサと F M C W モードで動作する電波センサとを別々に備えていてもよい。

【 0 0 4 0 】

信号処理装置 1 2 は、電波センサ 1 0 から出力された検出信号をアナログ信号からデジタル信号に変換して取り込む A / D 変換器 5 2 と、A / D 変換器 5 2 により取り込まれた検出信号に基づいて監視対象の状態を判別し、判別結果に応じた処理（解析）等を行う解析部 5 6 と、電波センサ 1 0 及び信号処理装置 1 2 の統括的な制御を行う統括部 5 8 と、

50

解析部 56 の解析結果や監視対象の異常の通報などの情報出力装置 14 に出力する情報を生成する出力情報生成部 60 と、情報出力装置 14 と信号処理装置 12 (出力情報生成部 60) とを通信可能に接続する通信部 62 とを有する。

【0041】

また、解析部 56 は、第 1 制御部 56A ~ 第 4 制御部 56D、距離検出部 56E を有し、統括部 58 は、判定部 58A、異常通報部 58B、モード切替部 58C とを有する。

【0042】

以下において、生体監視システム 1 の作動中において信号処理装置 12 が繰り返し実施する一連の処理の処理手順を示した図 3 及び図 4 のフローチャートを用いて信号処理装置 12 の解析部 56、統括部 58 等の具体的な処理内容について説明する。なお、生体監視システム 1 の作動中において図 3 及び図 4 の処理が終了すると、所定の条件が満たされたとき、例えば他の処理が終了したときや一定時間が経過したとき等に図 3 の処理が再度実施される。

10

【0043】

まず、ステップ S10 では、統括部 58 のモード切替部 58C は、電波センサ 10 の動作モードを FMCW モード (距離計測モード) に設定する。そして、解析部 56 の距離検出部 56E は、電波センサ 10 からの検出信号に基づいて電波センサ 10 から監視対象 (体動重心) までの距離 D1 を検出 (測定) する。例えば、FMCW モードの電波センサ 10 からの検出信号には、上述のように電波センサ 10 から監視対象までの距離 D1 に応じた周波数成分の信号が含まれており、検出信号を FFT 等により周波数解析することで距離 D1 が求められる。

20

【0044】

そして、距離 D1 の測定が終了すると、統括部 58 のモード切替部 58C は、電波センサ 10 の動作モードを無変調 CW モード (ドブラセンサモード) に切り替える。

【0045】

なお、ステップ S10 は所定時間間隔ごと (例えば 5 秒ごと) に実施され、最も新しく求められた距離を D1 とすると、1 回前に求められた距離 D1 を距離 D2 として記憶する。

【0046】

ステップ S12 では、解析部 56 の第 1 制御部 56A は、電波センサ 10 からの検出信号が暗ノイズより大きいかな否かを判定する。即ち、検出信号の振幅が所定の閾値よりも大きいかな否かを判定する。

30

【0047】

その結果、NO と判定した場合には、監視対象 (生体) が存在しないと判定して以下の処理を実施せずに本フローチャートの処理を終了する。

【0048】

一方、YES と判定した場合には、監視対象が存在すると判定してステップ S14 に移行する。

【0049】

ステップ S14 では、解析部 56 の第 1 制御部 56A は、電波センサ 10 からの検出信号の振幅 S と事前に決められた所定の第 1 閾値 T1 とを比較し、振幅 S が第 1 閾値 T1 より大きい ($S > T1$) かな否かを判定する。なお、以下において振幅という場合には一定時間内における信号の最大値と最小値との差を示すものとする。

40

【0050】

その結果、図 6 (A) の検出信号のように $S > T1$ が満たされて YES と判定した場合には、ステップ S16 に移行し、監視対象が活発に動いている状態と判別する。そして、ステップ S42 に移行する。

【0051】

一方、図 6 (B) の検出信号のように $S > T1$ が満たされずに NO と判定した場合には、ステップ S18 に移行し、監視対象の体動が穏やかな状態と判別する。そして、ステッ

50

ブ S 2 0 に移行する。

【 0 0 5 2 】

ステップ S 2 0 では、解析部 5 6 の第 2 制御部 5 6 B は、電波センサ 1 0 からの検出信号を所定の増幅率（例えば 1 0 ～ 1 0 0 倍程度）で増幅する。そして、検出信号から呼吸領域の周波数帯域である第 1 周波数帯域の信号成分を抽出して第 1 抽出信号を生成し、ステップ S 2 2 に移行する。

【 0 0 5 3 】

ここで、検出信号の増幅は所期の増幅率となるように解析部 5 6 において実施してもよいし、電波センサ 1 0 のセンサ出力部 4 0 における増幅器の利得を変更してもよい。

【 0 0 5 4 】

また、電波センサ 1 0 からの検出信号は、フーリエ変換によって周波数スペクトルで表すと、例えば図 5 のようなグラフを示す。なお、同図の横軸は周波数、縦軸は各周波数の信号の強さ（振幅）を示す。

【 0 0 5 5 】

同図に示すように検出信号には、0 (H z) から所定周波数 f_{max} (H z) までの周波数成分の信号が含まれるとして、その周波数領域 0 ～ f_{max} において、呼吸に対する胸部及び腹部の動きに起因する第 1 周波数領域（呼吸領域）の信号が低周波側に存在し、心拍に対する心臓付近の動きに起因する第 2 周波数領域（心拍領域）の信号が高周波側に存在する。

【 0 0 5 6 】

呼吸領域の周波数帯域である第 1 周波数帯域を $f_1 \sim f_2$ とし、心拍領域の周波数帯域である第 2 周波数帯域を $f_3 \sim f_4$ とすると、 $0 < f_1 < f_2 < f_3 < f_4 < f_{max}$ の関係を有する。

【 0 0 5 7 】

ステップ S 2 2 では、解析部 5 6 の第 2 制御部 5 6 B は、ステップ S 2 0 において検出信号の第 1 周波数帯域 $f_1 \sim f_2$ から抽出した第 1 抽出信号の振幅 S_1 と事前に決められた所定の第 2 閾値 T_2 とを比較し、振幅 S_1 が第 2 閾値 T_2 より大きい ($S_1 > T_2$) が否かを判定する。

【 0 0 5 8 】

その結果、図 7 (A) の第 1 抽出信号のように $S_1 > T_2$ が満たされて Y E S と判定した場合には、ステップ S 2 4 に移行し、監視対象が呼吸している状態と判別する。そして、一定時間の間、第 1 抽出信号に基づいて呼吸数を計測する。呼吸数の計測が終了すると、ステップ S 4 2 に移行する。

【 0 0 5 9 】

一方、図 7 (B) の第 1 抽出信号のように $S_1 > T_2$ が満たされずに N O と判定した場合には、ステップ S 2 6 に移行し、監視対象の呼吸が極めて穏やかな状態と判別する。そして、ステップ S 2 8 に移行する。

【 0 0 6 0 】

ステップ S 2 8 では、解析部 5 6 の第 3 制御部 5 6 C は、電波センサ 1 0 からの検出信号を所定の増幅率（例えば 1 0 0 0 ～ 1 0 0 0 0 倍程度）で増幅する。そして、検出信号から心拍領域の周波数帯域である第 2 周波数帯域 $f_3 \sim f_4$ (図 5 参照) の信号成分を抽出して第 2 抽出信号を生成し、ステップ S 3 0 に移行する。

【 0 0 6 1 】

ステップ S 3 0 では、解析部 5 6 の第 3 制御部 5 6 C は、ステップ S 2 8 において抽出した第 2 抽出信号の振幅 S_2 と事前に決められた所定の第 3 閾値 T_3 とを比較し、振幅 S_2 が第 3 閾値 T_3 より大きい ($S_2 > T_3$) が否かを判定する。

【 0 0 6 2 】

その結果、図 8 (A) の第 2 抽出信号のように $S_2 > T_3$ が満たされて Y E S と判定した場合には、ステップ S 3 2 に移行し、監視対象の心拍が動いている状態と判別する。そして、一定時間の間、第 2 抽出信号に基づいて心拍数を計測する。心拍数の計測が終了す

10

20

30

40

50

ると、ステップ S 4 2 に移行する。

【 0 0 6 3 】

一方、図 8 (B) の第 2 抽出信号のように $S 2 > T 3$ が満たされずに N O と判定した場合には、ステップ S 3 4 に移行し、監視対象の心拍を確認できない状態と判別する。そして、ステップ S 3 6 に移行する。

【 0 0 6 4 】

ステップ S 3 6 では、解析部 5 6 の第 4 制御部 5 6 D は、電波センサ 1 0 からの検出信号 (ステップ S 2 8 で増幅した全周波数領域の検出信号) を判定信号としてその判定信号の振幅 S 3 と事前に決められた所定の第 4 閾値 T 4 とを比較し、振幅 S 3 が第 4 閾値 T 4 より大きい ($S 3 > T 4$) か否かを判定する。

10

【 0 0 6 5 】

その結果、Y E S と判定した場合には、ステップ S 4 2 に移行する。

【 0 0 6 6 】

一方、N O と判定した場合には、ステップ S 3 8 に移行し、統括部 5 8 の判定部 5 8 A は、監視対象が異常な状態と判定する。そして、ステップ S 4 0 に移行する。

【 0 0 6 7 】

なお、判定信号は、検出信号ではなく第 1 抽出信号であってもよい。また、第 4 閾値 T 4 は、第 3 閾値 T 3 と同じ値であってもよい。

【 0 0 6 8 】

ステップ S 4 0 では、統括部 5 8 の異常通報部 5 8 B は、監視対象が異常である旨を示す通報情報を出力情報生成部 6 0 に生成させ、その通報情報を予め決められた情報出力装置 1 4 に通信部 6 2 を通じて送信させる。これによって監視対象の異常を事前に決められた監視者等の情報出力装置 1 4 に通報する。そして、本フローチャートの処理を終了する。

20

【 0 0 6 9 】

ステップ S 1 4、ステップ S 2 2、ステップ S 3 0、又はステップ S 3 6 において Y E S と判定した場合に移行したステップ S 4 2 では、統括部 5 8 の判定部 5 8 A は、距離 D 2 と距離 D 1 との差が事前に決められた所定の閾値 D x より大きい ($D 2 - D 1 > D x$) か否かを判定する。即ち、監視対象が短時間の間に大きく動いたか否かを判定する。

【 0 0 7 0 】

その結果、N O と判定した場合には、ステップ S 4 4 に移行し、監視対象が正常な状態と判定する。そして、本フローチャートの処理を終了する。

30

【 0 0 7 1 】

一方、Y E S と判定した場合には、監視対象の転倒や落下が想定されるため、ステップ S 4 6 に移行し、他のセンサで追加確認を行う。そして、本フローチャートの処理を終了する。

【 0 0 7 2 】

ここで、ステップ S 1 4 において Y E S と判定してステップ S 4 4 において監視対象が正常な状態であると判定するような場合には、検出信号において体動を示す信号の中に呼吸や心拍を示す信号が埋没してしまい、検出信号に基づいて呼吸や心拍に関する生体情報の解析を行うことが困難である。また、ステップ S 1 4 において Y E S と判定した場合には、呼吸と心拍も当然に行われていると想定され、他の部屋への移動なども想定されることから、監視対象が正常か否かの判断等においては呼吸や心拍に関する生体情報の解析は不要である。

40

【 0 0 7 3 】

このようなことから、ステップ S 1 4 において Y E S と判定した場合には、呼吸や心拍に関する生体情報の解析が行われなため、信号処理装置 1 2 における処理負担を軽減することができ、また、監視対象の状態を迅速に把握することができる。

【 0 0 7 4 】

また、ステップ S 2 2 において Y E S と判定してステップ S 4 4 において監視対象が正

50

常な状態であると判定するような場合には、検出信号において呼吸を示す信号の中に心拍を示す信号が埋没してしまい、検出信号に基づいて心拍に関する生体情報の解析を行うことが困難である。また、ステップ S 2 2 において Y E S と判定した場合には、心拍も当然に行われていると想定されることから監視対象が正常か否かの判断等においては心拍に関する生体情報の解析は不要である。

【 0 0 7 5 】

このようなことからステップ S 2 2 において Y E S と判定した場合には、ステップ S 2 4 で呼吸数の計測を行う一方、心拍に関する生体情報の解析を行わないため、呼吸数の計測に対して、さらに平行に処理すべき次のデータ採取と解析、他センサとの通信や他の処理装置などとの連携処理に対して、信号処理装置 1 2 の処理能力の多くを割り当てて高精度かつ迅速に呼吸数の計測を行うことができ、また、監視対象の状態を迅速に把握することができる。

10

【 0 0 7 6 】

更に、ステップ S 3 0 において Y E S と判定してステップ S 4 4 において監視対象が正常な状態であると判定するような場合には、検出信号において体動や呼吸を示す信号が穏やかでかつ規則性を確認出来る一方で、図 5 に示す f 3 ~ f 4 領域の抽出により心拍に関する生体情報の解析が可能となる。

【 0 0 7 7 】

このようなことからステップ S 3 0 において Y E S と判定した場合には、ステップ S 3 2 で心拍の計測を行う一方、呼吸に関する生体情報の解析を行わないため、心拍の計測に対して信号処理装置 1 2 の処理能力の略全てを割り当てて高精度かつ迅速に心拍の計測を行うことができ、また、監視対象の状態を迅速に把握することができる。

20

【 0 0 7 8 】

また、ステップ S 3 6 において Y E S と判定してステップ S 4 4 において、監視対象が正常な状態であると判定するような場合には、検出信号において体動、呼吸、心拍の何れの信号も感知できなかったときでも、弱い体動により偶然的に感知できなかった可能性があり、監視対象が異常な状態であると判定してその旨の通報を行うと誤報となる可能性がある。

【 0 0 7 9 】

このようなことからステップ S 3 6 において Y E S と判定した場合には、監視対象が異常であると判断しないことで、誤報を未然に防止することができ、通報の信頼性の向上を図ることができる。

30

【 0 0 8 0 】

一方、ステップ S 4 2 において Y E S と判定した場合のステップ S 4 6 の他のセンサでの追加確認は、例えば、画像センサによる撮影画像の解析や音センサによる収録音の解析に基づいて行う。

【 0 0 8 1 】

撮影画像の解析は、例えば、監視対象が転倒又は落下している特殊事態の画像の有無を検出し、特殊事態の画像が有れば、ステップ S 3 8、及びステップ S 4 0 と同様に監視対象が異常な状態と判定し、その旨を通報する。特殊事態の画像がなければステップ S 4 4 と同様に監視対象が正常な状態と判定する。

40

【 0 0 8 2 】

また、収録音の解析は、例えば、うめき声や救助を求める声などの特殊事態の音の有無を検出し、特殊事態の音が有れば、ステップ S 3 8、及びステップ S 4 0 と同様に監視対象が異常な状態と判定し、その旨を通報する。特殊事態の音がなければステップ S 4 4 と同様に監視対象が正常な状態と判定する。

【 0 0 8 3 】

以上、上記図 3 及び図 4 のフローチャートの処理では記載されていないが、ステップ S 2 4 で計測された呼吸数やステップ S 3 2 で計測された心拍数の情報は、情報出力装置 1 4 からの要求などにより信号処理装置 1 2 から情報出力装置 1 4 に送信されて情報出力装

50

置 1 4 により適宜確認することができる。

【 0 0 8 4 】

また、ステップ S 1 4 において Y E S と判定してステップ S 1 6 において監視対象が活発に動いている状態と判別し、ステップ S 4 4 において監視対象が正常な状態と判定してフローチャートの処理を終了した場合には、信号処理装置 1 2 における処理負担が少ないため、図 3 及び図 4 のフローチャートの処理を次に開始する前に、他のセンサによるモニタ処理を行うようにしてもよい。他のセンサとして、例えば監視対象が日常生活を行う環境（温度、湿度、照度、衝撃、ドアの開閉、他の領域への移動等）を監視するセンサが考えられる。そして、図 3 及び図 4 のフローチャートの処理の非実行時においてそれらのセンサからの情報を収集することで、監視対象の生体情報だけでなく、周辺情報も含めた広範な監視を行うことができる。

10

【 0 0 8 5 】

また、上記図 3 及び図 4 のフローチャートの処理において、ステップ S 2 0、ステップ S 2 8 において検出信号の増幅率を変更しているが、検出信号の信号レベルを解析し易くするためであって、必ずしも増幅率を変更する必要はない。

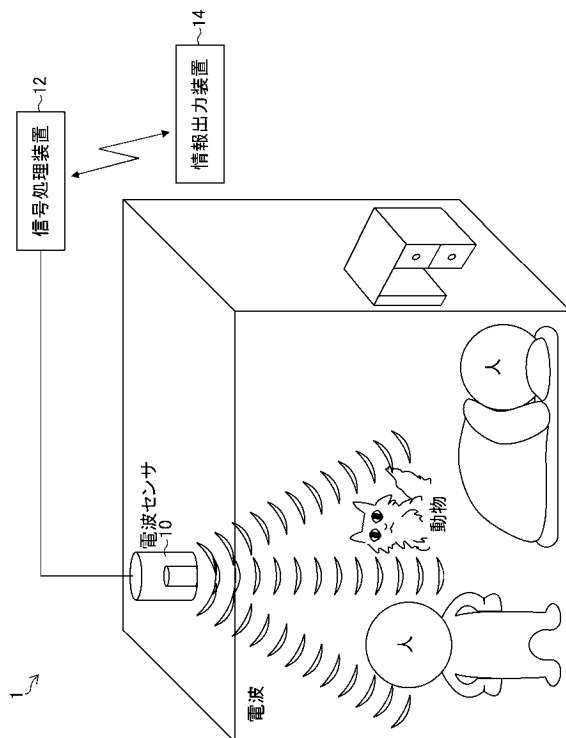
【 符号の説明 】

【 0 0 8 6 】

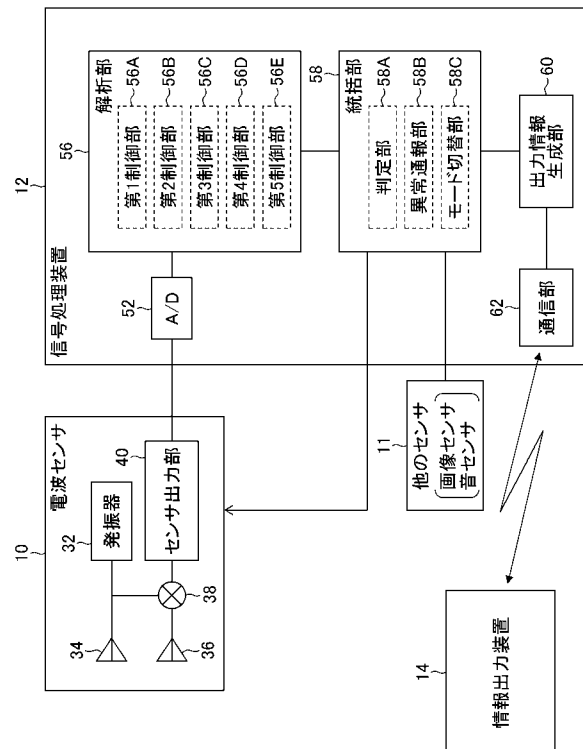
1 ... 生体監視システム、1 0 ... 電波センサ、1 2 ... 信号処理装置、1 4 ... 情報出力装置、3 2 ... 発振器、3 4 ... 送信アンテナ、3 6 ... 受信アンテナ、3 8 ... 混合器、5 2 ... A / D 変換器、5 6 ... 解析部、5 6 A ... 第 1 制御部、5 6 B ... 第 2 制御部、5 6 C ... 第 3 制御部、5 6 D ... 第 4 制御部、5 6 E ... 距離検出部、5 8 ... 統括部、5 8 A ... 判定部、5 8 B ... 異常通報部、5 8 C ... モード切替部、6 0 ... 出力情報生成部、6 2 ... 通信部

20

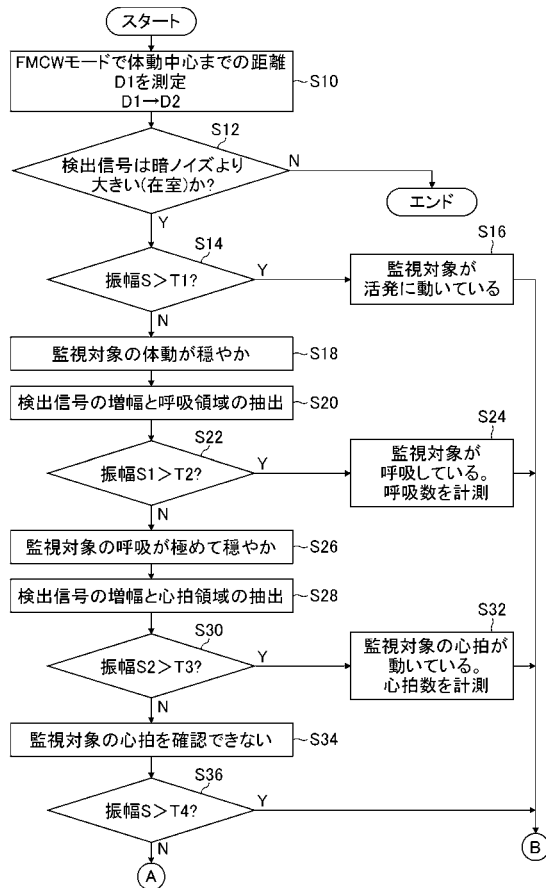
【 図 1 】



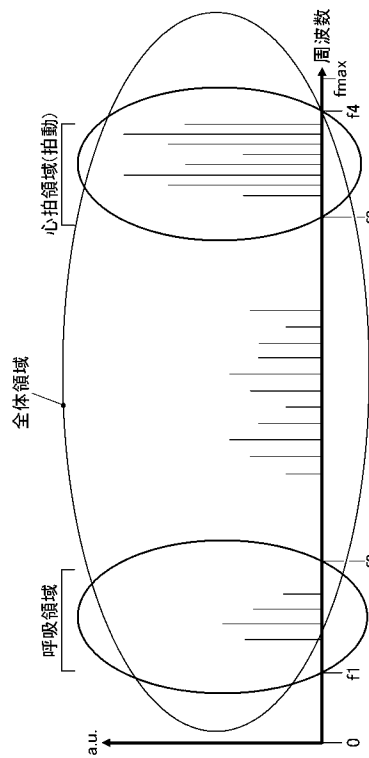
【 図 2 】



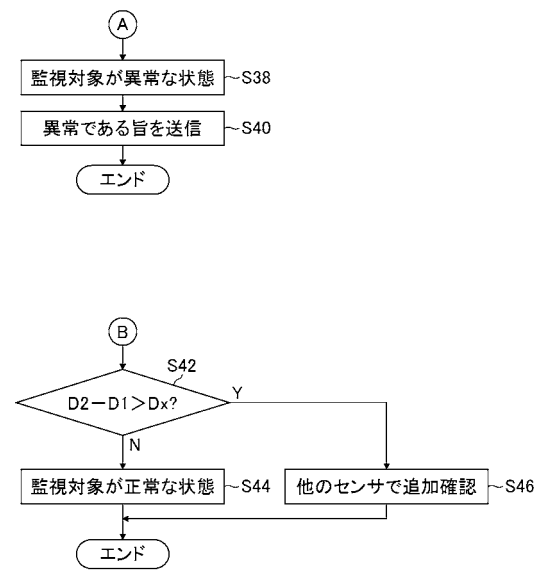
【図 3】



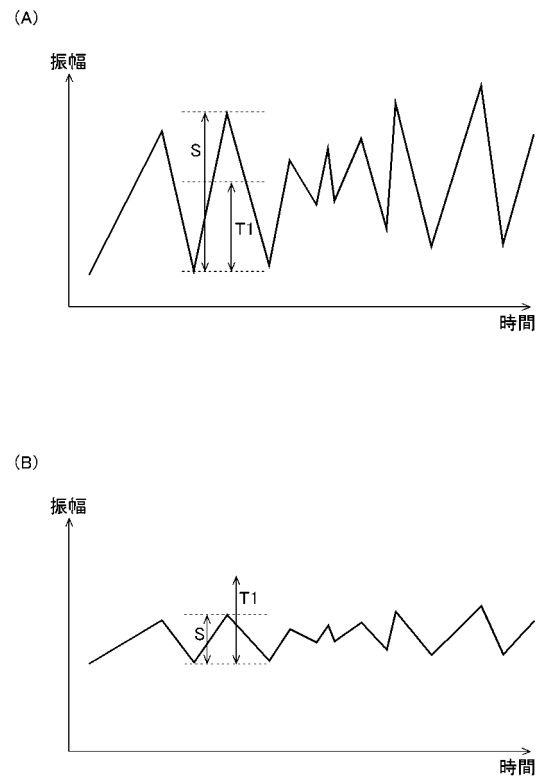
【図 5】



【図 4】

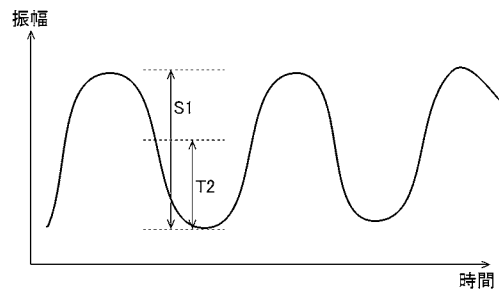


【図 6】

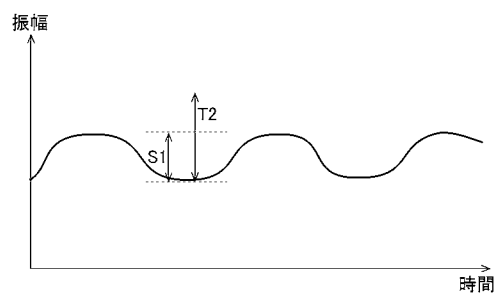


【図 7】

(A)

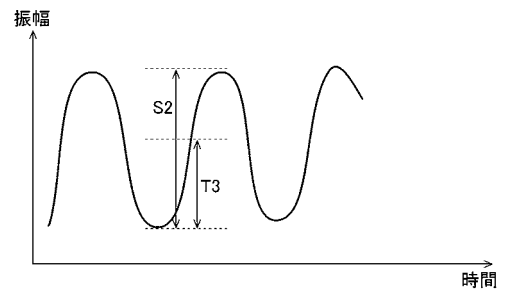


(B)

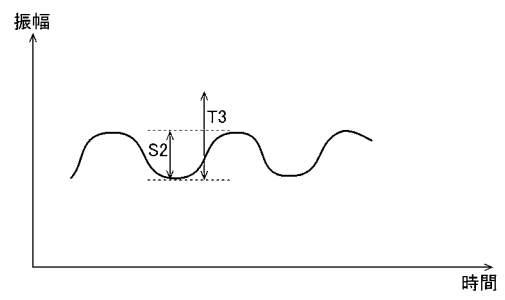


【図 8】

(A)



(B)



专利名称(译)	生物监测系统和生物监测方法		
公开(公告)号	JP2017064243A	公开(公告)日	2017-04-06
申请号	JP2015195770	申请日	2015-10-01
申请(专利权)人(译)	泽秀雄		
[标]发明人	澤田 栄夫		
发明人	澤田 栄夫		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/00		
FI分类号	A61B5/10.310.A A61B5/00.102.A		
F-TERM分类号	4C038/VA04 4C038/VB31 4C038/VC20 4C117/XA01 4C117/XB02 4C117/XD22 4C117/XD23 4C117/XD24 4C117/XD26 4C117/XE26 4C117/XE52		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

甲旨在通过减少处理电路（处理器）的负担，以降低功率消耗，并提供一种生物监视系统所监视的状态可以快速抓住并生物监测方法。已建立的无线电波传感器10向监视空间，则确定是否基于该检测信号被积极地移动所述监视。监测如果答复是肯定的判断为正常。或基于当负结果受试者呼吸或呼吸判断非常温和的检测信号进行监测。在前者的情况下，监视确定正常状态，以测量呼吸速率。基于该检测信号，当后者确定是否对心脏的监测地址是否在移动。如果一个积极的结果，确定被监控，如果负的结果是不正常的状况，大意是报告异常监测正常状态。

