

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2013-538602

(P2013-538602A)

(43) 公表日 平成25年10月17日(2013.10.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 2 C	4 C 0 3 8
G 0 1 S 7/02 (2006.01)	G 0 1 S 7/02 G	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/08 (2006.01)	A 6 1 B 5/08	5 J 0 7 0

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2013-523691 (P2013-523691)	(71) 出願人	590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイ ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) (22) 出願日	平成23年8月5日 (2011.8.5)	(74) 代理人	100087789 弁理士 津軽 進
(85) 翻訳文提出日	平成25年2月4日 (2013.2.4)	(74) 代理人	100122769 弁理士 笛田 秀仙
(86) 国際出願番号	PCT/IB2011/053504	(74) 代理人	100171701 弁理士 浅村 敬一
(87) 国際公開番号	W02012/020365	(72) 発明者	ミュルダー ベルナルド アルノルドゥス オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイ ドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング 4 4
(87) 国際公開日	平成24年2月16日 (2012.2.16)		最終頁に続く
(31) 優先権主張番号	10172605.7		
(32) 優先日	平成22年8月12日 (2010.8.12)		
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		

(54) 【発明の名称】 バイタルサインを測定するための装置、システム及び方法

(57) 【要約】

正確且つさりげない信号取得を可能とし、所定の領域内で変動する関心領域の位置に自動的に調整される、バイタルサインを測定するための手段を提供するために、バイタルサインを測定するための装置、システム及び方法が提供される。ここで、送受信ユニットによって、電磁信号が発せられるとともに、反射された電磁信号が指向性感知により感知され、感知された反射信号に基づいて関心方向が決定され、制御ユニットによって、送受信ユニットの主な感度方向が関心方向へ調整される。これにより、バイタルサインが、さりげなく簡単な態様で監視され得る。

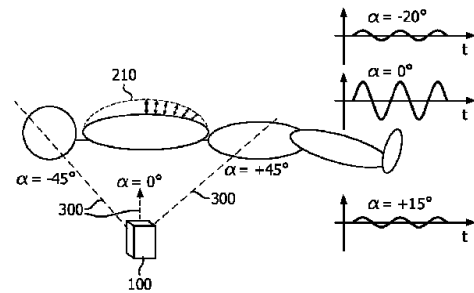


FIG. 5

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

バイタルサインを測定するための装置であって、
電磁信号を発生することができ、反射された電磁信号を指向的に感知し得る送受信ユニットと、

感知された反射信号に基づいて関心方向を決定することができ、前記送受信ユニットの感度方向を前記関心方向へ調整し得る制御ユニットとを有し、

前記装置は、所定の間隔で人が存在するか否かを決定するスタンバイモードで動作可能であり、前記装置は、前記人が存在する場合に、バイタルサインを測定するために作動される、装置。

10

【請求項 2】

前記電磁信号は、レーダ信号である、請求項 1 記載の装置。

【請求項 3】

前記装置は、所定の角度範囲に亘って、及び / 又は、所定の角度範囲に亘って主な受信方向をスキャンすることによって、前記電磁信号の主ビームの放射方向をスキャンすることができる、請求項 1 又は 2 に記載の装置。

【請求項 4】

前記送受信ユニットは、所定の領域をカバーする電磁波を放射可能な少なくとも 1 つの放射アンテナと、複数の指向性感知受信アンテナとを有する、請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の装置。

20

【請求項 5】

前記送受信ユニットは、位相アンテナアレイ、八木アンテナ（登録商標）、パラボラアンテナ、対数周期アンテナ、コーナリフレクタアンテナ、及び、パッチアンテナの少なくとも 1 つを有する、請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 6】

前記送受信ユニットは、少なくとも 2 つの送受信器を有し、最も強い反射信号を受信している送受信器が選択可能である、請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 7】

前記送受信ユニットは、高さがずらされており、及び / 又は、位相がずらされており、及び / 又は、異なる波長を持つ、少なくとも 2 つのアンテナを有する、請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の装置。

30

【請求項 8】

前記制御ユニットは、感知された反射信号の、信号対雑音比、信号振幅、及び / 又は、信号分散に基づいて前記関心方向を決定することができる、請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 9】

前記装置は、所定の条件が満たされた場合、周期的な間隔で、所定のタイミングで、及び / 又は、各タイミングで、前記関心方向を決定することができる、請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 10】

前記所定の条件は、スイッチオンされること、入力信号を受信すること、人の存在を検出すること、反射信号振幅において変化を検出すること、感知された反射信号から得ることができるバイタルサインがないことを決定すること、及び、反射信号が消失したことを検出することのうちの少なくとも 1 つである、請求項 9 記載の装置。

40

【請求項 11】

反射信号の形状に基づいて呼吸状態を決定するために使用される、請求項 1 乃至 10 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 12】

発せられた信号を変調するための変調ユニット、及び / 又は、ユーザ入力を受けるための入力ユニット、及び / 又は、外部装置へのデータ送信のための通信ユニット、及び / 又

50

は、フィードバック情報及び／又はフィードバック指示を可視的及び／又は音響的に供給するための出力ユニットを更に有する、請求項 1 乃至 11 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 13】

バイタルサインを測定するためのシステムであって、

請求項 1 乃至 12 のいずれか 1 項に記載のバイタルサインを測定するための装置を有し、

前記送受信ユニット及び前記制御ユニットが、有線通信及び／又は無線通信のために相互接続された、システム。

【請求項 14】

バイタルサインを測定するための方法であって、

電磁信号を発するステップと、

反射信号を指向的に感知するステップと、

感知された反射信号に基づいて関心方向を決定するステップと、

感度方向を前記関心方向へ調整するステップと、

感度方向からの反射信号を受信し、前記反射信号からバイタルサインを得るステップと

を有し、

前記方法は、

スタンバイモードにおいて、人が存在するか否かを所定の間隔で決定するステップと、

人が存在する場合に、前記バイタルサインの測定を開始するステップと、を更に有する

方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、感度方向が自動的に調整される、バイタルサインを測定するための装置、システム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

個人の健康管理及び患者監視と同様に多くの家庭用アプリケーションにとって、人のバイタルサインを測定することは、健康管理にかかる費用を効率的に抑制するのに役立つため、持続可能な将来の健康管理システムに必須であると信じられている。在宅患者の管理に限らず、徐々に進行する病気の検出、即ち、予防の目的で（まだ比較的）健康的な人々を長期間監視する場合も考えられる。かかる在宅医療分野又は個人の健康分野において、さりげなくバイタルサインを測定することは、当該測定がユーザによって受け入れられるために最も重要である。さりげなくバイタルサインを測定することは、例えば、アラーム時計、目覚まし光製品、又は、睡眠及びリラクゼーション製品（睡眠用に調整された呼吸のための製品）におけるセンサソリューションでユーザの状態が快適に監視されなければならない場合、リラクゼーション及び睡眠に関するコンシューマライフスタイルアプリケーションにおいても同様に重要である。例えば、睡眠用に調整された呼吸では、人は、ゆっくり呼吸したり、リラックスさせたり、眠りやすくするのを助ける作動装置に注目することで気を散らされる。上記作用を極めて効果的にするため、できるだけ干渉を及ぼさずに、ユーザの実際の呼吸状態を測定することが好適である。従って、いかなる身体的接触も伴わないソリューションが、常に、非常に好まれる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

遠くから電磁波又はレーダによりバイタルサインを測定できることが示されている。例えば、呼吸動作に起因する胸部の動きのほか、身体活動も検出可能である。しかしながら、電磁波の力を借りて遠くから人のバイタルサインを測定するには、電磁波が人に十分強く向けられることを必要とし、多くのアプリケーションでは、人の特定の体部に向けられることさえ必要とされる。このため、電磁波放射により人のバイタルサインを測定する場

10

20

30

40

50

合、送受信装置の位置が最も重要である。目標の人物の呼吸状態を測定するために、例えば、ベッド脇のテーブルに装置が置かれる場合、目標の人物の関心領域（即ち、人の胸部領域）に対する装置の適切な向きに関して幾つかの問題が生じる。例えば、仰向けに寝ている目標の人物が腕を体の隣に添えて送受信装置の前方に置く場合、この人の呼吸は適切に測定されることができない。さらに、ダブルベッドに二人の人が寝ている場合、二人目の人は上手く測定されず、意味のないデータとなる。

【0004】

また、人が移動し得るとしても、送受信装置は、目標の人物の方へ向けられたままでなければならないことも困難な問題である。寝ている人の呼吸を監視するためにたとえレーダが用いられるとしても、人は、レーダの感度の限られた領域の外へ寝返りを打ったり、移動したりすることがある。指向性レーダ送受信ユニットの感度領域は、アンテナの設計によって決定され、一般的には、主ローブ、即ち最も高い感度方向と、幾つかの小さいサイドローブとを有する。このため、ユーザの位置がベッド内で変わりやすく、関心領域（例えば、ユーザの胸部領域）が人と一緒に動くのに対して、送受信装置の感度領域又は方向は、制限される。従って、一般的なバイタルサインの監視システムでは、送受信装置が注意深く配置され、且つ、ユーザが感度の領域内で動かないままであることが必要とされる。

10

【0005】

米国特許出願公開公報第2010/0152600A1号では、レーダベースの生理学的動きセンサが記述されている。ドップラーシフト信号が、上記センサによって受信された信号から抽出され得る。次いで、ドップラーシフト信号は、1又は複数の対象における心肺の動きに関する情報を抽出するため、デジタル化され、処理される。当該情報は、呼吸数、心拍数、呼吸及び心臓の動作による波形、到来方向、異常呼吸又は奇異呼吸などを含み得る。

20

【0006】

米国特許出願公開公報第2006/0170584A1号では、人間、動物又は物体からの反射レーダ信号のセットを作り出す多様な低出力超広帯域レーダユニットを有する、人間、動物又は物体の検出、追跡及び撮像のための障害物貫通動的レーダ撮像システムと、人間、動物又は物体の検出、追跡及び撮像のための反射レーダ信号の上記セットのための処理システムとが記述されている。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

従って、本発明の目的は、正確且つさりげない信号取得を可能とし、所定の領域内で変動する関心領域の位置に自動的に調整される、バイタルサインを測定するための装置、システム及び方法を提供することである。

【0008】

上記目的は、独立請求項に記載の特徴によって達成される。本発明のアイデアは、関心領域、即ち関心領域の方向を決定し、次いで、当該方向におけるバイタルサインを測定するために、主な感度方向、即ち最も高い感度方向を、決定された関心方向へ調整することに基づいている。このため、バイタルサインを測定するための装置は、電磁信号を発生するとともに受信するための送受信ユニットを有する。当該装置の実施形態によれば、感度方向は、放射及び受信方向によって、又は、受信方向のみによって決定されてもよい。当該装置は、感知された反射信号に基づいて関心方向を決定するための制御ユニットを更に有するので、送受信ユニットの主な感度方向が当該関心方向へ調整され得る。これらの手段によって、上記装置の感度領域が限られていても、当該感度領域が、変化する関心方向へ自動的に調整され得る。例えば、上記装置が、寝ている人の呼吸パラメータを測定するために用いられる場合、上記装置の主な感度方向は、移動している人を自動的に追いかけることができる。他のアプリケーションにおいて、上記装置は、眠気の検出、意識レベルの監視、及び/又は、健康状態の監視のために、運転者席及び/又は同乗者席、あるいは、車、電車又は船の操舵領域内に取り付けられるか、又は、組み込まれてもよい。同様に、

40

50

上記装置は、飛行機内、例えば、パイロット席又は乗客席に付与されてもよい。

【0009】

好適には、電磁信号の波長は、電波又はレーダ信号の範囲内である。これは、当該波長での放射波が、健康に害を及ぼさないためである。

【0010】

好ましい実施形態においては、所定の角度範囲に亘る電磁信号の主ビーム（主ローブ）の放射方向をスキャンすることによって、指向性感知が実施される。代替的に、又は、付加的に、主な受信方向が、所定の角度範囲に亘ってスキャンされてもよい。このため、指向性感度を具備する送受信ユニットへ関心領域から反射されてきた電磁信号を感知するために、送受信ユニットは、複数の感度方向を提供すべく、複数の区別可能な放射方向、及び/又は、受信方向を持っていてもよい。一般的には、送受信ユニットは、1又は複数の送受信器、受信器、及び/又は、送信器を有していてもよい。好ましくは、送受信ユニットの送受信器、送信器及び受信器のうち少なくとも1つが指向性アンテナである。上記装置の放射方向及び/又は受信方向を決定された関心方向へ向けることによって、関心領域が配置され得るベッド又は部屋などの所定の領域を完全にカバーするために、重複したセンサを提供する必要がなくなる。従って、製造コストが節約され得る。さらに、ユーザは、限られた領域の内側にある体部へ上記装置を注意深く向け、当該位置関係を維持しなくてもよいので、ユーザの利便性が増す。

10

【0011】

本発明の他の実施形態では、送受信ユニットは、複数の指向性受信アンテナと、関心領域が置かれる所定の領域全体に放射可能な1つの放射アンテナとを有する。この実施形態では、送受信アンテナのアレイを切り替えるのではなく、送信アンテナと受信アンテナとを分割することにより、切り替えプロセスが単純化される。従って、受信アンテナのみが切り替えられる。

20

【0012】

好ましくは、送受信ユニットは、例えば、位相アンテナアレイ、八木アンテナ（登録商標）、パラボラアンテナ、対数周期アンテナ、コーナリフレクタアンテナ及びパッチアンテナのうち少なくとも1つである、複数の指向性アンテナを有する。ある好適な実施形態では、円筒状又は球状に配置されたアンテナアレイを用いてビームフォーミングが実施されるので、部屋が360°全ての範囲においてスキャンされ得る。このため、アンテナ要素は、垂直方向においてセグメント化されてもよい。アンテナ要素が水平方向においてもセグメント化された場合、放射ビーム形状ひいては感度方向が、任意に形成され得る。

30

【0013】

他の実施形態では、送受信ユニットは、少なくとも2つの送受信器を有し、最良の反射信号を有する送受信器が選択されるか、又は、受信信号を強めるために、全ての送受信器からの信号が結合され得る。好ましくは、送受信ユニットは、高さ方向において1/4波長シフトされた、又は、位相が180°シフトされた、少なくとも2つの送受信器を有する。目標へ向かう軌道及び目標からの軌道によって構成されるレーダ路に起因して、変位も位相において180°シフトされることとなる。これは、リアルタイムの生体信号の抽出、及び、小さい信号振幅の検出（即ち、体部の偏位が極めて小さい場合）に役立つ。場合によっては、異なる波長を持ったアンテナも送受信ユニットに含まれる。

40

【0014】

上記装置は、体部の近くに配置可能であるように構成されるのが好ましい。このため、上記装置は、とりわけ平らに、又は、小さく設計されることができ、これにより、上記装置は、容易に、マットレス又は椅子の下に置かれ、マットレス又は椅子に組み込まれ、又は、マットレス又は椅子に取り付けられ得る。感知装置が体部の近くにあることで、より低いエネルギーの電磁波放射を用いながらも、より良好な信号対ノイズ比が達成され得る。さらに、信号が、一義的に、高い信頼性で、関心人物から到来し、関心人物の近くの人から到来する信号と混同されることがない。加えて、上記装置は、ユーザに見えないように、又は、気付かれないように、さりげなく設置され得る。

50

【 0 0 1 5 】

好ましくは、関心方向は、受信された反射信号の信号対ノイズ比に基づいて決定される。あるいは、信号品質を推定するための任意の他の手段が使用されてもよい。一般的には、関心方向は、最大の信号振幅の方向に関連し得る。例えば、ユーザの呼吸状態を測定する場合、関心方向は、最大振幅を持つ反射信号が期待され得る、ユーザの胸部の方向に関連する。

【 0 0 1 6 】

好ましい実施形態では、所定の条件が満たされた場合、周期的な間隔で、毎分などの所定のタイミングで、及び/又は、各タイミングで、関心方向が決定される。例えば、上記装置がスイッチオンされた場合、入力信号が受信された場合、人の存在が検出された場合、反射信号が有意に変化した場合、感知された反射信号から生体信号を抽出できない場合、及び/又は、反射信号が消失した場合に、関心方向は更新されてもよい。好ましくは、最も強い信号を持つ新しい最良の方向を見付けるため、上記装置は、まず、前回の関心方向周囲の小さい角度を調査及びスキャンする。上記装置は、可能な感度方向の全範囲をスキャンする必要がないので、この方法は、前回の関心方向からの新たな関心方向の変化が小さい場合、即ち人の動きが小さい又はゆっくりである場合に、特に適している。このため、関心方向の修正が高速化及び簡略化される。

10

【 0 0 1 7 】

好ましくは、関心方向が決定された後、上記装置は、所定の時間に亘って主な感度方向において反射された電磁信号を感知することによって、バイタルサインを測定することができる。

20

【 0 0 1 8 】

他の実施形態では、上記装置は、人が存在するか否かを決定するために、所定の時間間隔で作動されるスタンバイモードで動作され得る。人が存在する場合、上記装置は、バイタルサインを測定するために完全に作動される。このため、上記装置によって、一般的な運動又はバイタルサインを検出した場合に、人が存在することが決定されてもよい。人が存在しない場合、上記装置は、静止状態であるスタンバイモードへと戻り、所定の時間間隔後に存在検出を繰り返す。以上により、上記装置は、自動的にスイッチオフされるので、エネルギー消費を抑制することができる。

30

【 0 0 1 9 】

上記装置は、例えば、周波数変調、振幅変調、パルス変調などにより、信号を変調するための変調ユニットを更に有していてもよい。これは、1つ以上の装置が互いに近接して使用される場合に有用である。

【 0 0 2 0 】

さらに、上記装置は、例えば、設定、パラメータ、時間間隔、処理パラメータ、オンオフ信号などの、ユーザによる入力を受けるための入力ユニットを含んでいてもよい。当該入力ユニットは、上記装置に備わっているか、又は、上記装置と有線通信及び/又は無線通信する、即ち、遠隔制御として用いられることができる。

【 0 0 2 1 】

場合によっては、上記装置は、フィードバック情報及び/又はフィードバック指示を視覚的及び/又は音響的に供給するための出力ユニットを更に有する。上記装置が、調節された呼吸、ヨガ又は呼吸トレーニングのために使用される場合に、当該出力ユニットは、特に必要とされる。

40

【 0 0 2 2 】

さらに、上記装置は、コンピュータ、PDA、モバイル端末などの外部装置への有線データ送信及び/又は無線データ送信のための通信ユニットを有していてもよい。時間履歴を評価すべく、ストレージ手段が、記録されたバイタルサイン、受信された反射信号、設定、及び/又は、パラメータなどを格納するために設けられてもよい。

【 0 0 2 3 】

本発明の他の態様では、バイタルサインを測定するためのシステムが提供される。当該

50

システムは、関心領域が置かれると見込まれる所定の領域に電磁信号を発することができる送受信ユニットを提供する。当該送受信ユニットは、さらに、指向性感度を有して、反射された電磁信号を受信することができ、例えば、送受信ユニットは、反射された電磁信号を受信される方向を区別することができる。さらに、上記システムは、感知された反射信号に基づいて関心方向を決定するための制御ユニットを有する。例えば、人の呼吸状態が監視される場合、関心方向は、送受信ユニットに対する人の胸部の方向に対応する。この方向は、例えば、信号振幅、信号対ノイズ比などの所定の信号特性を考慮することによって決定されてもよい。上記制御ユニットは、さらに、受信ユニットの主な感度の方向を関心方向へ調整してもよい。以上により、多数の送受信ユニットを備えることなく、又は、特定の領域内に人が居るよう制限することなく、関心領域が配置され得る広い所定領域がカバーされることができる。送受信ユニット及び制御ユニットは、互いに離れて設けられてもよいため、これらは、有線通信及び/又は無線通信のために相互接続されるよう構成される。このため、送受信ユニット及び制御ユニットは、単方向又は双方向において、データを交換できる。この実施形態は、制御ユニットが離れて設けられた場合に、送受信ユニットが特に平らで小さく構成され得るという利点を持つ。また、コンピュータなどを制御ユニットとして使用する場合、制御ユニットは、ストレージ手段及び入力手段を既に有している。このため、システムに必要なハードウェア数が更に低減され得る。

10

【0024】

本発明の他の態様では、バイタルサインを測定するための方法が提供される。当該方法では、まず、送受信ユニットによって、電磁信号が所定の領域へ発せられる。好ましくは、送受信ユニットがスイッチオンされた場合に、電磁信号の放射が実施される。上記所定の領域は、測定される領域が見込まれ得る領域に関連していてもよい。次のステップにおいて、指向性感度を有する上記送受信ユニットが、反射された電磁信号を受信する。当該反射信号に基づいて、関心方向が決定され、送受信ユニットの主な感度方向が関心方向へ調整される。好ましくは、送受信ユニットの主な感度方向が調整された後、反射された電磁信号は、所定時間に亘って測定され、生体信号がこれらの検出信号から抽出される。

20

【0025】

上記方法は、例えば、動き検出又はバイタルサイン検出によって、人の存在を検出するステップを更に有していてもよい。人が存在すると決定された場合、バイタルサインを測定するための上記の方法が開始される。人が存在しない場合、存在検出が所定の時間間隔に亘って繰り返されるスタンバイモードが作動される。このため、人が存在する場合にのみ、バイタルサインを測定するための方法が作動されることにより、然るべき装置を自動的にスイッチオンオフすることによって、エネルギーが節約される。

30

【0026】

好ましくは、バイタルサインを測定するための方法において、反射信号の形状に基づいて、周期的なバイタルサインの異なる位相が決定される。例えば、息を吐いたり息を吸ったりすることが、特徴的な信号形状に基づいて決定されてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】図1は、本発明に従った装置のための可能なアプリケーションを示している。

40

【図2】図2は、2つの送受信器を持つ、本発明に従った装置の他の配置を示している。

【図3】図3は、レーダサブシステムのための実施形態を示している。

【図4】図4は、人の呼吸状態を監視した際の受信信号の例を示している。

【図5】図5は、バイタルサイン検出の角度依存性を概略的に示している。

【図6】図6Aは、複数の送受信アンテナを有する、本発明に従ったレーダサブシステムのための他の実施形態を示しており、図6Bは、複数の受信アンテナ、及び、1つの固定された送信アンテナを有する、本発明に従ったレーダサブシステムのための他の実施形態を示している。

【図7】図7Aは、4要素の位相パッチアンテナアレイのシミュレーション放射パターンの指向特性を示しており、図7Bは、位相アンテナアレイにおけるビームフォーミングを

50

概略的に示している。

【図 8】図 8 は、ビームフォーミングのための送受信器の配置を例示している。

【図 9】図 9 A は、本発明に従った方法のフロー図を示しており、図 9 B は、本発明の実施形態に従ったバイタルサインを測定するための方法を示している。

【図 10】図 10 は、本発明に従った信号記録及び信号処理を示している。

【図 11】図 11 A 及び図 11 B は、信号処理の代替案をそれぞれ示している。

【図 12】図 12 は、装置が他の受信方向に切り替えられた場合の信号処理を示している。

【発明を実施するための形態】

【0028】

図 1 において、本発明に従った装置 100 の実施例が示されている。心拍数、呼吸数、又は、脈形状などのバイタルサインを測定するための装置 100 は、電磁波を放射及び受信するための送受信ユニット 110 と、当該送受信ユニット 110 を制御するための制御ユニット 120 とを少なくとも有する。制御ユニット 120 は、最も強い又は最良の信号が受信される目標の方向を決定するために、受信信号を処理することができる。次いで、バイタルサインの測定が実施される測定方向又は感度の方向（感度方向）300 が、上記目標の方向へ調整され得る。後述されるように、測定方向の調整は、装置 100 の実施形態に依存して、即ち、上記装置が、固定の感度方向 300 をそれぞれ持つ複数のアンテナ 111 を有する場合は特定のアンテナに切り替えることによって、又は、可能な範囲内で位相アンテナアレイの感度方向 300 をスウェイすることによって、実施され得る。

【0029】

睡眠中の人の呼吸状態を監視する場合、装置 100 は、ユーザが寝ているベッド 200 の隣のベッド脇テーブル 221 上に置かれ得る。バイタルサインを決定するために、装置 100 によって、電磁波のビームが、ユーザの体部上の関心領域 210 へ放射される。アプリケーション及び監視すべきバイタルサインの種類に依存して、放射されたビームが向けられる目標領域又は関心領域 210 は変わる。睡眠中の呼吸状態を監視する例では、関心領域 210 は、ユーザの胸部領域に対応する。このため、装置 100 の送受信ユニット 110 は、放射されたビームによって規定される感度方向 300 をユーザの胸部へ向ける。放射された放射線は、胸壁によって反射され、装置 100 の送受信ユニット 110 によって受信される。呼吸運動により、反射信号は、例えば、呼吸数、呼吸の瞬時位相（息を吐いたり/吸ったり/止めたりすること）、呼吸の強さ、胸部の動きなどの、ユーザの呼吸状態についての情報を有する。当該情報は、例えば、目覚まし時計、目覚まし光、睡眠に合わせた呼吸の製品などの、リラクゼーション又は睡眠を助けるための装置によって使用されてもよい。

【0030】

自動車分野における他のアプリケーションでは、例えば、意識レベルの監視用に、対象の呼吸動作、呼吸状態、及び、心拍数を監視するために、あるいは、危険な健康状態を検出するために、上記装置 100 は、運転者席に組み込まれたり、又は、乗り物の操舵領域に組み込まれてもよい。このため、送受信ユニット 110 は、特定の感度方向をそれぞれ持った複数のアンテナを具備するアンテナアレイを有する。上記装置 100 が、関心領域 210 の位置に存在する運転者を決定する場合、関心領域 210 の方向に電磁波を放射するアンテナが選択される。次いで、バイタルサインを監視するために、当該方向における信号が記録される。好ましくは、必要でないアンテナを動作させないことにより、エネルギー消費及び送信電力が最小化される。場合によっては、心機能及び呼吸に関して、運転者の健康状態が監視される。異常なバイタルサインが得られた場合、アラームが起動されたり、近くに居る人に知らせたり、又は、緊急ユニットが自動的に助けを呼んでもよい。代替的に、又は、付加的に、同乗者席は、同乗者を監視するための装置 100 を備えていてもよい。

【0031】

以下の説明では、睡眠中のユーザの呼吸状態を監視するための本発明の例示的な実施形

10

20

30

40

50

態が説明されているが、本発明は、当該種類のバイタルサインに限定されるものではない。同様に、以下では、レーダを用いた装置が説明されている。しかしながら、本発明は、かかる装置に限定されるものではなく、装置100は、任意の種類 of 電磁波放射を放射及び受信するための送受信ユニット110を有していてもよい。

【0032】

ユーザに対する装置100の位置は、正確な呼吸状態を測定するために、極めて重要である。実際、装置100及び測定領域ひいては感度方向300の十分近くにある全ての物体が測定されるであろう。装置100がベッド脇のテーブル上に置かれ、例えば、目標の人が仰向けに寝ており、腕を隣りに添えて装置100の前方に置いている場合、目標の人の呼吸状態は、適切に測定され得ない。さらに、ダブルベッド200に二人の人が寝ている場合、目標の人に加えて、二人目の人も意図されたようには測定されないであろう。これらの理由から、睡眠中のバイタルサインを測定するための装置100を、マットレス222の下部、又は、ベッドフレームの下部に置くことが望ましい。ただ、最も好ましい位置は、図2に示されるように、マットレス222の底部である。これは、当該位置では、装置100が、ユーザに気付かれにくく、邪魔にならないためである。さらに、信号は、ベッドフレーム自体によって散乱又は影響されない。例えば、乗り物、電車、船、又は、飛行機内で、呼吸状態又は心拍数を監視することで意識レベルの監視などの他のアプリケーションでは、装置100は、同様に、席又は椅子の中に組み込まれてもよい。好ましくは、バイタルサインを測定するための装置100は、各アプリケーションの好適な位置に応じて、小さく、平らで、又は、小型に設計されるので、ユーザに気付かれることなく、容易に設置され得る。一般的に、バイタルサインを測定するための装置100を関心領域210又はユーザのできるだけ近くに置くことが好ましく、結果、関心領域210を見付けること、及び、感度方向300を関心領域210に向けて調節することが容易になり、受信信号の信号対ノイズ比が良好になる。

10

20

【0033】

異なる感度方向300を提供すべく、装置100の送受信ユニット110は、切り替え可能な複数の指向性アンテナ111を有していてもよい。かかる指向性アンテナの例としては、八木アンテナ、パラボラアンテナ、コーナリフレクタアンテナ、対数周期アンテナ、又は、パッチアンテナなどが挙げられる。しかしながら、なお本質的な指向性ビームを持つ最も単純な形状は、パッチアンテナである。パッチアンテナのアレイは、一般のプリント回路基板技術を用いて、容易且つ安価に製造される。指向特性は、メタルコーン構造を用いることで鋭くされ得る。

30

【0034】

このため、図2に示されるような実施形態によれば、2つのアンテナ111を持った装置100は、二人の人がそれぞれ横向け、仰向けに寝ているダブルベッド200のマットレス222の1つの下に置かれている。矢印は、呼吸中の胸部の動きの方向を示している。この実施形態では、各アンテナ111は、それぞれの感度方向300を有するので、より明確且つ広い装置100の測定領域がもたらされ得る。このため、目標の人が不注意に測定領域の外へ移動しにくくなる。測定方向を選択的に調整できるため、送受信ユニット110が二人目の人から任意の信号を極めて得にくいことが明らかである。上記のように、エネルギーを節約し、ユーザの放射線被曝を低減するために、関心領域210へ向けて放射するアンテナのみが動作され得る。従って、複数のアンテナ111（又は送受信ユニット110）が設けられている場合、アンテナ111（又は送受信ユニット110）は、好適に切り替え可能であり、最良の信号を受信しているアンテナ111（又は送受信ユニット110）が選択され得る。この実施形態では、上記装置は、然るべき感度方向300間で切り替えを行なうことによって、複数の人を監視するように構成されてもよい。このため、各人は、それぞれの関心領域210を見付けるためにスキャンされる、異なる所定の領域に居る必要がある。あるいは、全てのアンテナ111（又は送受信ユニット110）によって受信された信号は、受信信号を強めるために結合され得る。他の実施形態では、ベッド200の横断方向又は長さ方向に配置された、複数のアンテナ111（又は送受

40

50

信ユニット 110) が使用されてもよい。さらに、アンテナ 111 (送受信ユニット 110) は、異なる高さに配置されたり、位相においてずらされたり、又は、異なる波長の電磁波を放射したりしてもよい。例えば、2つの送受信ユニット 110 を使用する場合、送受信ユニット 110 は、高さ方向において、放射電磁波の 1/4 波長互いにずらされ (シフトし) てもよい。全体の軌道は、反射表面への経路と反射表面からの経路とによって構成されるので、上記シフトは、リアルタイムの呼吸信号を抽出するのを容易にする 180° の位相シフトをもたらすであろう。これは、体部の偏位が極めて小さい場合にとりわけ好適である。2つの送受信ユニット 110 が、直接的に、位相において 180° 互いにずらされてもよいことは明らかである。

【0035】

図 3 では、レーダ放射波を放射及び受信するための送受信ユニット 110 の例示的なレーダサブシステムが示されている。当該サブシステムは、デュプレクサを介してアンテナ 111 にそれぞれ接続された受信器及び送信器を有する。当該レーダサブシステムは、連続波又は周波数変調された、コヒーレントなパルスを送信してもよい。場合によっては、本発明の任意の実施形態において、移動物体についての速度情報を遠くから得るためにドップラー効果を利用するドップラーレーダサブシステムが用いられる。このため、マイクロ波又はレーダ信号を所望の目標に向けて発するとともに反射波を受信した後、反射信号の周波数が物体の動きによってどのように変えられたかが分析される。

【0036】

図 4 では、睡眠中の呼吸状態を監視するために、装置 100 がマットレス 222 の底部に置かれた場合の受信信号の例が示されている。呼吸時の胸壁の動きに起因して、発振信号が受信される。グラフでは、(1) 人が体の一方を下にして横たわっている場合、(2) 人が仰向けに寝ている場合、(3) 人が体の他方を下にして横たわっている場合、(4) 人がうつ伏せに寝ている場合の、それぞれ 4 つの位相が認められる。人がある姿勢から他の姿勢に移る場合に、各位相間で大きい信号ピークが生じている。マットレス 222 の底部に置かれた装置 100 にとって、信号中の呼吸状態を監視するのに十分な信号振幅が得られることが明らかである。幾つかのアプリケーションにとって、例えば、息を吸う、息を吐く、又は、息を止めるなどの異なる呼吸フェーズ間を区別できることが更に望ましい。ユーザの体部、ベッド 200、マットレス 222 などから受ける干渉に起因して、送受信ユニット 110 から遠ざかることが息を吸うことに関係し、送受信ユニット 110 に近づくことが息を吐くことに関係するという仮定は、大抵の測定状況に当てはまらない。従って、信号自体の形状が、本発明に従って、呼吸状態を分析するために使用され得る。例えば、息を吐いた後、ほんの少しの間、呼吸パターンは平らになる。この「平らな」期間は、息を吐いている状態から息を吸っている状態を見分けるための特徴として使用され得る。付加的に、又は、代替的に、時間比が尺度として使用されてもよい。即ち、筋肉収縮を伴って息を吸うことは、例えば、筋肉緩和を伴って息を吐くことよりも 1:2 の時間比で短くなる。これらの尺度、又は、同様の尺度が、異なる呼吸フェーズを決定するために使用されてもよい。

【0037】

ユーザのバイタルサインを監視するために装置 100 を使用する場合、装置 100 は、感度方向 300 を、監視されるバイタルサインの種類に対応するユーザの体部の関心領域 210 へ向けて調整する必要がある。呼吸状態を監視する例では、関心領域 210 は、胸部領域及び当該領域の周辺、一般的には 25 cm x 25 cm の領域に対応する。図 5 は、睡眠中のバイタルサインを監視するための状況を示している。送受信ユニット 110 が人から妥当な距離だけ離れている場合、装置 100 の感度方向 300 が $-45^\circ \sim +45^\circ$ の範囲内でスウェイされれば、関心領域 210 は、カバーされ得る。図 5 の右側のグラフに示されるように、反射信号の信号振幅は、検出角度 (感度角) とともに大きく変化する。所与の例では、最も強い受信信号は、胸部領域の中央 (例えば、 $= 0^\circ$) から到来する。このため、バイタルサインを監視するための装置 100 を各関心領域 210 へ向けて注意深く角度を変えることによって、信号品質が増し、小さい信号でさえ検出

10

20

30

40

50

され得る。しかしながら、ユーザの位置はベッド200の中で変化するため、関心領域210の位置は、一般的に、一定でない。このため、人が睡眠中に動く場合、人の胸部は、装置100の感度方向（放射方向/受信方向）300によって決定される限られた感度領域の外へ出ていくことがある。この問題を解決するために、本発明の実施形態に従った装置100は、感度方向300を、例えば、 $\theta = -45^\circ$ から $\theta = +45^\circ$ までの可能な感度方向の所定の範囲内で変えることができるので、装置100の再配置を行なうことなく、感度方向300は、関心領域210が置かれる方向に調整され得る。このため、感度方向300は、装置100のハードウェア構成によって制限される範囲である、可能な感度方向の所定の範囲内で調整されることができる。

【0038】

従って、まず、感度方向300が、可能な感度方向の所定の範囲内の幾つか又は全ての可能な方向へ、装置100の送信方向又は受信方向を変えることによって、部屋を信号によりスキャンするためにスウェイされる。例えば、装置100が幾つかのアンテナ111又は送受信ユニット110を有する場合、上記のように、アンテナ111（送受信ユニット110）は、装置100の感度方向300をスウェイするために、連続的に選択され得る。あるいは、送受信ユニット110は位相アレイを有していてもよく、この場合、感度方向300は、（後述される）ビームフォーミングによって変えられる。次のステップにおいて、最良又は最も強い信号の方向については関心領域210の方向が決定された場合、装置100は、感度方向300を然るべき上記方向に調整し、所望の信号を収集する。人が動いた場合、信号は劣化するか、又は、消失する。信号の劣化又は消失が決定された場合、装置100は、関心領域210を再発見するために、部屋のスキャンを再開する。好ましい実施形態では、装置100は、全ての範囲をスキャンせずに、信号を効率的且つ早く取り戻すため、最後に観測された関心領域210の位置のち各の方向の順次スキャンを開始する。結果、本発明のある実施形態に従った装置100の感度方向300は、移動している人を自動的に追いかけるように制御され得る。

【0039】

複数の送受信アンテナ111を有するレーダサブシステムのための実施形態が、図6Aに示されている。送信器及び受信器は、切り替え器に接続されたデュプレクサに接続されている。切り替え器は、レーダビームが所定の方向に放射されるように、複数の送受信アンテナ111と接続されている。レーダサブシステムの切り替えは、例えば、ディスプレイで公知の態様で、アンテナ111のアレイに極めて容易に多重化される。所望の小型化サイズのため、レーダ放射装置100は、高GHz領域、少なくともKバンド又はこれより高い領域において動作可能である。

【0040】

レーダサブシステムの他の実施形態によれば、切り替えプロセスは、アンテナを送信アンテナと受信アンテナとに分離することによって、より容易になされ得る。例えば、図6Bに示されるように、広範囲でビームを放射可能な1つの固定送信アンテナ113が使用され得る。このため、送信アンテナ113は、関心領域210が置かれる所定の領域をカバーすることができる。さらに、複数の指向性感度を有する受信アンテナ112が切り替え器と接続される。従って、当該実施形態では、装置100の感度方向300は、受信アンテナ112に対応する受信方向を切り替えることによって調整され得る。アンテナ111の受信器への切り替えを可能且つ実用化するために、レーダが絶対距離を測定することは要求されない。信号の相対的な変化を検出するだけで十分である。

【0041】

本発明の他の実施形態では、装置100の送受信ユニット110が、マルチエレメント超音波振動子で公知のビームフォーミングと同様の、指向性信号送信及び/又は受信のためのビームフォーミングを実施可能な位相アンテナアレイを有する。位相アンテナアレイの空間的選択は、波面における強め合う干渉及び弱め合う干渉を利用することによって達成される。このため、各アンテナ111の信号の位相及び相対的振幅は、アレイの感度方向300を変えるために制御される。通常、アンテナ設計が、感度方向300を決定する

10

20

30

40

50

。放射プロファイルは、一般的に、高い感度方向における主ローブと、幾つかの小さいサイドローブとを有する。図7Aでは、4つのパッチアンテナ要素を有するアレイの放射特性が示されている。幾つかのより小さなサイドローブが、主ローブの隣りに存在しているが、エネルギーの大部分は、主ローブに集中されている。従って、アレイ構成において、極めて集中的な主ローブを持つことが可能である。さらに、パッチアンテナ111の位相アレイを具備する場合、パッチアンテナ111の給電線において調整可能な位相遅れを与えることによって、主ローブを異なる方向にスウェイすることが可能である。図7Bでは、6つのパッチアンテナ要素111を具備する位相アンテナアレイが示されている。励起信号が、所望のビーム放射方向に従って励起信号の位相をずらす電子位相シフト器に与えられている。これにより、波面が所定の角度（図7Bの矢印参照）で放射されることとなる。従って、アンテナ111に給電する配線において異なる位相シフトを与えることによって、主ローブの方向が変化され得る。上記アンテナアレイで信号を受信している間に異なる位相シフトを使用することは、他の方向から到来する信号を抑圧しつつ、特定の方向において感度を有するアンテナアレイをもたらす。このため、電子的に調整可能な位相シフト器が使用された場合、アンテナアレイを機械的に移動させる必要も、各方向に対する指向性アンテナ111を備える必要もなしに、到来信号のために所与の領域をスキャンすること、及び、装置100の感度方向300を関心領域210へ実際に調整することが可能である。

10

【0042】

位相アンテナアレイのアンテナ要素111を平面に配置する代わりに、アンテナ要素111は、他の配列で配置され得る。例えば、図8に示されるように、位相アレイのアンテナ要素111が円筒表面上に配置されている場合、感度方向300は、適切なアンテナ要素111を作動させたり、又は、組み合わせたりし、さらに、アンテナ要素111の給電線に様々な遅れを与えたり、又は、アダプティブフィルタを使用したりすることによって、灯台の光円錐のように回転され得る。アンテナ要素111が垂直方向にセグメント化されるだけでなく水平方向にもセグメント化されている場合（図8の右側参照）、放射されるビームは、水平方向にも束ねられ得る。同様に、アンテナ要素111は、球面上に配置されてもよい。以上により、部屋全体が信号によってスキャンされ得る。

20

【0043】

一般的に、上記実施形態のいずれかに従ってバイタルサインを監視するための装置100は、ユーザ又は医療従事者に、情報、データ、又は、指示を供給する出力ユニットを有していてもよい。同様に、入力手段が、例えば、関心領域210の方向を決定するための処理パラメータ、時間間隔、角度などを調整するために備えられてもよい。好適には、パラメータ、設定、及び、データの少なくとも1つを格納するために、メモリも備えられる。加えて、同一信号に対して波形を付与することは、二次反射又は他の信号源又は他の放射線から主信号を区別することを容易にする。この場合、装置100は、周波数変調及び/又は振幅変調のための変調ユニットを有する。

30

【0044】

装置100が上記コンポーネントの全てを有する必要はない。他の態様では、本発明は、システムとして構成されてもよい。このため、装置100が、他の外部装置と無線又は有線データ送信するための通信ユニットを有する場合、上記コンポーネントの幾つかは、離れて設けられてもよい。最も好ましくは、装置100は、送受信ユニット110と、制御ユニット120と、通信ユニットとを有するので、装置100は、小さく、コンパクトに設計され得る。さらに、本発明に従った装置100又はシステムは、例えば、家庭における患者監視のためのシステム、一般的な病棟、飛行機、電車又は乗り物における意識レベル監視のための安全システム、あるいは、リラクスのための生活システムなどの任意のシステムに組み込まれてもよい。

40

【0045】

本発明に従ってバイタルサインを監視するための装置を制御する方法では、送受信ユニット110が、感度方向300が移動している人を自動的に追いかけるように動作される

50

。第1のステップS100において、装置100の放射ビームが制御され、感度方向300が、 \pm の間の所定範囲に亘ってスウェイされる。ここで、 \pm は、装置100が検出可能な全範囲であってもよい。好ましくは、上記の所定範囲は、ユーザが位置し得る領域がスキャンされるように調整される。第2のステップS200において、第1のステップ(S100)において受信された最も強い又は最良の信号が受信される方向 m_{ax} が決定され、感度方向300の角度が当該方向 m_{ax} に設定される。信号品質は、信号変位、信号振幅、信号対ノイズ比などにより決定されてもよい。図5及び図9Bに示された例によれば、装置100が感度方向300を -45° と $+45^\circ$ との間でスウェイした場合、 $=0^\circ$ において最大となる。当該方向における測定は、より良好な信号対ノイズ比をもたらす、測定品質を改善する。オプションとしてのステップ(S300)では、人又は関心領域(胸部)210が感度方向300の外へ移動したかどうかチェックされてもよい。当該動作は、装置100の感度角を小さい範囲 \pm においてスウェイすることによって(S310)、所定の時間間隔で実施されてもよい。あるいは、受信信号からバイタルサインが抽出されない場合、又は、受信信号が有意に変化した場合、関心領域210が感度方向300には無いと決定してもよい。関心領域210の新たな方向へ感度方向300を修正すべく、感度角は、最も強い信号を有する新たな最良の方向を見付けるために、最後に使用された方向の周りの小さい領域をスウェイ及びスキャンするように制御される。以上により、人が移動した場合、感度方向300は自動的に人を追いかける。

10

【0046】

図9Aに示されるように、本発明の方法の他のより詳細な実施形態によれば、まず、装置100がスイッチオンされた場合、感度方向300、例えば位相アンテナアレイの主ローブが、可能な方向の特定の角度範囲 \pm の間でスウェイされ、反射信号が記録される(S110)。次に、バイタルサイン抽出のためのアルゴリズムが記録された信号に適用される(S130)、記録された信号からバイタルサインが抽出できるかどうか決定される(S140)。バイタルサインが抽出されない場合には、感度方向300が、 \pm の間の全範囲に亘って再びスウェイされ、データが収集される(S110)。以後、ステップS110、S130及びS140が繰り返される。バイタルサインの抽出が成功した場合(S140)、例えば、信号振幅、信号変位、信号対ノイズ比などに基づいて、最も強い信号の方向を示す角度 m_{ax} が決定される(S210)。そして、主な感度方向300が m_{ax} の方向へ設定された後、所定時間に亘って信号が記録され、記録された信号からバイタルサインが抽出される(S310)。場合によっては、抽出されたバイタルサインは、出力ユニットによって表示又は出力される。好ましい実施形態では、アンテナアレイは、感度方向300(感度角)を、 \pm の間の小さい範囲でスウェイし、所定の時間間隔に亘って、連続的に又はある条件が満たされた場合に、データを収集してもよい(S310)。上記条件は、信号が消失したと決定すること、信号が有意に変化したと決定すること、又は、バイタルサインがもはや抽出され得ないと決定することに相当していてもよい。そして、バイタルサインが、全ての感度角 \pm で抽出され(S320)、全ての感度角 \pm で、ある閾値 $\pm \times$ 以内のほぼ同じ結果のバイタルサインの抽出が可能かどうか決定される(S330)。感度角 \pm でバイタルサインが全く抽出されない場合、主な感度方向300を更新するために、処理がステップS110から再開される。しかしながら、全ての感度角 \pm でバイタルサインが抽出された場合、全ての感度角で受信された信号の振幅は、オプションで、平均化され、前回の測定処理の平均振幅と比較されてもよい(S340)。平均振幅が有意に変化した場合、感度方向300は、関心領域210にもはや上手く合わされていない可能性があり、関心領域210を再発見するために、処理がステップS110から再開されてもよい。平均振幅が最後の測定処理の振幅とほぼ同じオーダーである場合、処理は、最も強い信号の方向 m_{ax} を決定する処理(S220)へと続く。これにより、小さい感度角 \pm 内で、最も強い信号の方向 m_{ax} を決定するのに優れたある種の調整をもたらされるであろう。しかしながら、平均振幅の有意な変化が決定されなかった場合(S340)、感度角の方向における連続的な測定を行なうため、処理がステップS220へ続くことも可能である。

20

30

40

50

【 0 0 4 7 】

感度方向 3 0 0 を \pm の間でスウェイするステップ (S 3 1 0) が図 9 B に例示されている。感度方向 3 0 0 は、 $-$ 、 0 、 $+$ と連続的に調整され得る。ここで、 \pm は、装置 1 0 0 のハードウェアによって予め決定される可能な方向 (ここでは、 $\pm 45^\circ$) の範囲内にある。感度方向 3 0 0 をスウェイしている間にバイタルサインを測定するで、例えば、図 1 0 に示されるような信号が得られる。ここで、感度方向 3 0 0 は、 $= -5^\circ$ 、 $= 0^\circ$ 、 $= +5^\circ$ と連続的に調整されている。

【 0 0 4 8 】

図 9 A に示されるような方法の他の変形例では、1 又は複数のステップが省略されてもよく、例えば、当該方法は、S 3 2 0 及び S 3 3 0、又は、S 3 4 0 のみを有していてもよい。さらに、感度方向 3 0 0 を \pm の間でスウェイするステップ (S 3 1 0) は、 $= 0^\circ$ と設定することによって省略されてもよい。

10

【 0 0 4 9 】

さらに、上記方法は、装置 1 0 0 をスタンバイモードにおいて自動的にオンオフ切り替えするためのステップを有していてもよい。このため、装置 1 0 0 は、所定の時間間隔、例えば 1 0 秒毎に作動されてもよい。装置がスイッチオンされた場合 (S 1 0)、ステップ S 1 1 0 が開始され、アンテナアレイの感度方向 3 0 0 が、 \pm の間の可能な方向の範囲においてスウェイされ、データが収集される。そして、装置 1 0 0 は、動きの検出器として使用される。動きが検出された場合 (S 1 2 0)、バイタルサイン抽出のためのアルゴリズムが適用され (S 1 3 0)、上記方法は、上記実施形態の 1 つに従って継続する。S 1 2 0 において動きが検出されなかった場合、装置 1 0 0 は、再びスイッチオフされ (S 2 0)、装置 1 0 0 は、時々スイッチオンされる (S 1 0)、スタンバイモードのままとなる。

20

【 0 0 5 0 】

図 1 0 では、異なる感度角、例えば、R は $= -5^\circ$ 、G は $= 0^\circ$ 、B は $= +5^\circ$ で受信された信号曲線 R、G 及び B が示されている。この例では、装置 1 0 0 の主な感度方向 3 0 0 を $= -5^\circ$ と $= +5^\circ$ との間で連続的にスウェイしている間に (S 3 1 0)、信号が記録される。このため、感度角 は、第 1 の角度、例えば $+5^\circ$ に設定され、測定が実施される。そして、感度角 は、次の角度、例えば 0° に設定され、測定が当該次の角度から実施される。このように、所望の角度全てがサンプリングされた後、第 1 の角度から測定が再開される。得られた信号値は、時間順に、 t_{1R} 、 t_{1G} 、 t_{1B} 、 t_{2R} 、 t_{2G} 、 t_{2B} 、 t_{3R} 、 t_{3G} 、 t_{3B} などと、グラフの下の第 1 の行に示されている。位相アンテナアレイの感度角 を電子位相シフト器で設定し、ある角度 で測定することは、極めて高速であるため、可能な全ての異なる方向からほぼ同時の測定値を得ることが可能である。感度方向 3 0 0 の全ての可能な範囲 \pm をスキャンする場合でさえ、上記測定は極めて高速に完了するので、最も強い信号の方向 $m a x$ の決定 (S 2 1 0) も数秒のみで完了する。

30

【 0 0 5 1 】

記録された信号は、図 1 0 の下部に示されるように、然るべき測定角度及び測定時間でソートされ得る。信号処理は、例えば、ブロック単位、又は、スライディングウィンドウにより実施され得る。当該 2 つの選択肢が図 1 1 に要約されている。図 1 1 A では、ソートされた信号値のブロック単位の評価が示されている。信号ウィンドウのサイズは、各ウィンドウが同じ値の数 N を有するように、適切に設定され得る。信号値は、各信号ウィンドウにより段階的に処理される。図 1 1 B では、スライディングウィンドウによる評価が示されている。ここで、各ウィンドウも所定の値の数 N を有しているが、後続のウィンドウは、1 つの信号値ずつ互いにずらされているに過ぎない。このため、スライディングウィンドウ処理では、後続のウィンドウは、同一の信号値のサブセットを有する。スライディングウィンドウ処理を使用することは、例えば、第 1 の信号ウィンドウから第 2 の信号ウィンドウへの移行 (図 1 1 B 参照) のように、一旦ウィンドウが満たされれば、最新の信号値を加えて、最も古い信号値を除去するだけでウィンドウを高速に更新できるという

40

50

点で有利である。対照的に、ブロック単位の処理は、N個のサンプルデータ値でブロックが完全に満たされるまで待つ必要がある。

【0052】

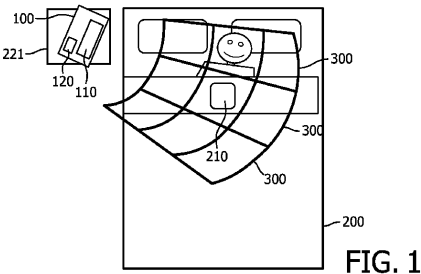
図12は、信号処理によって新たな感度角 θ_{max} が次の最適な感度方向300に決定された場合の例示的な状況を示している。図から分かるように、5番目の値 t_{5B} の後、前の方向 $\theta = +5^\circ$ におけるデータ収集が停止され、新たな方向においてデータ収集が継続されている。方向の変更により、4番目及び5番目の信号セットは、有用でない場合があり、省かれる必要がある。監視された角度の全てが変更されてもよい。

【0053】

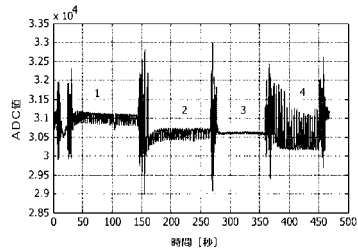
本発明によれば、ユーザのバイタルサインが、ユーザの体部の目標領域（関心領域210）から反射された電磁信号を測定することによって監視され得る。ユーザの移動については目標領域の移動は、大きな領域をスキャンし、目標領域を探索し、測定方向、即ち感度方向300を然るべく調整することによって自動的に追尾される。このため、バイタルサインは、装置100を再配置することなく、目標領域が置かれる領域全体をカバーするために複数の送受信ユニット110を設ける必要も、限られた領域の内側にある体部へ装置100を向けて、又は、維持するようにユーザに指示する必要もなしに、連続的且つさりげなく監視され得る。従って、本発明の装置、システム及び方法は、例えば、調整された呼吸の製品、リラクゼーション又は睡眠を助ける装置、目覚まし光又は目覚まし時計などの生活アプリケーションに極めて適している。さらに、一般の病棟又は家庭用健康管理アプリケーションに適用された場合、例えば、監視された呼吸状態、心拍数、脈形状などのバイタルサインにおいて異常が検出された場合に、アラームが起動されてもよい。さらに、例えば、心臓発作又は眠気を決定し、適切な対策をとるために、パイロット及び/又は同乗者の観察、あるいは、乗り物、電車、船及び飛行機における意識レベルの監視のためのアプリケーションに本発明を適用することが想定され得る。

10
20

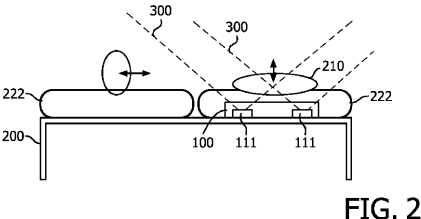
【図1】



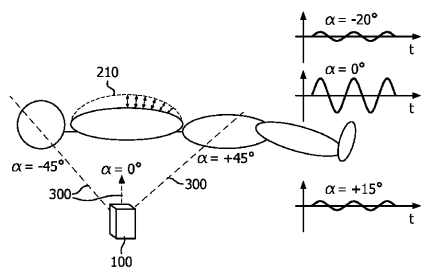
【図4】



【図2】



【図5】



【図3】

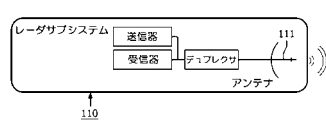
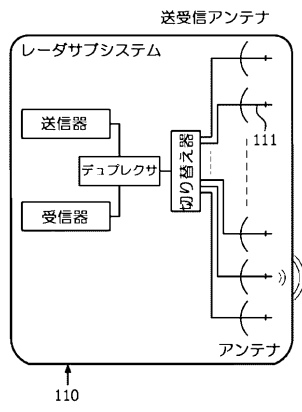
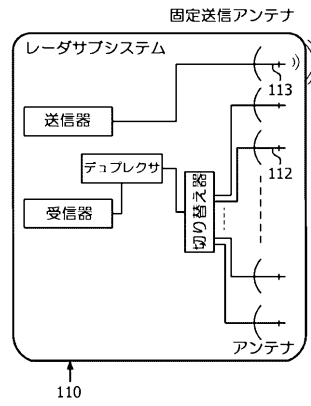


FIG. 5

【図 6 A】



【図 6 B】



【図 7 A】

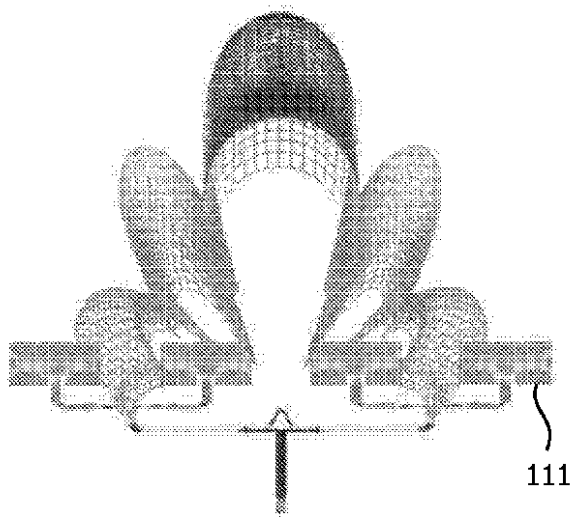
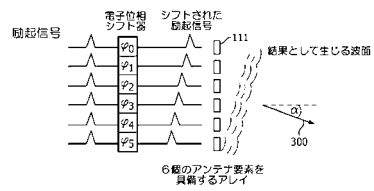


FIG. 7A

【図 7 B】



【図 8】

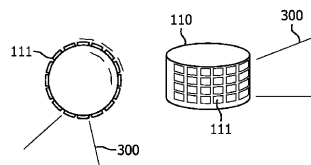
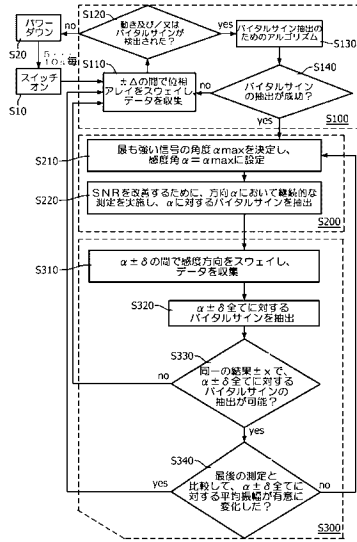
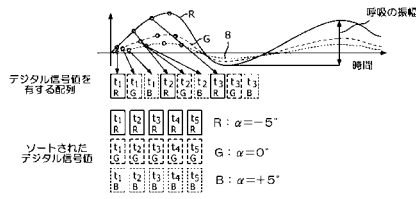


FIG. 8

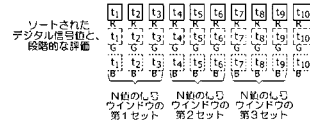
【図9A】



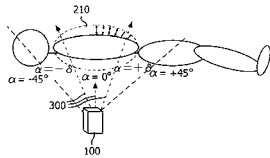
【図10】



【図11A】



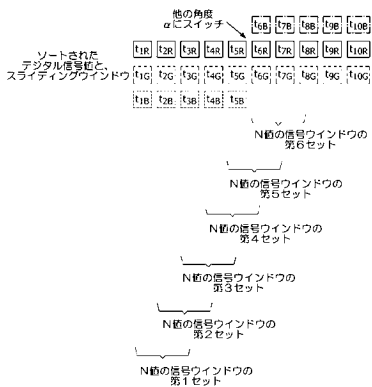
【図9B】



【図11B】



【図12】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2011/053504

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/113 G01S13/56 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B G01S		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EP0-Internal, BIOSIS, COMPENDEX, INSPEC, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2010/152600 A1 (DROITCOUR AMY [US] ET AL) 17 June 2010 (2010-06-17) paragraph [0042] paragraph [0043] paragraph [0164] paragraph [0184] paragraph [0188] paragraph [0200] paragraph [0215] paragraph [0236] paragraph [0239] paragraph [0240] paragraph [0269] paragraph [0271] paragraph [0272] paragraph [0532] - paragraph [0535] paragraph [0563] - paragraph [0569] paragraph [0571] paragraph [0580] -/--	1-14
<input checked="" type="checkbox"/>	Further documents are listed in the continuation of Box C.	<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.
* Special categories of cited documents :		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 9 November 2011		Date of mailing of the international search report 18/11/2011
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 6818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Völlinger, Martin

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2011/053504

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	paragraph [0586] paragraph [0655] figure 1 ----- US 2006/170584 A1 (ROMERO CARLOS E [US] ET AL ROMERO CARLOS E [US] ET AL) 3 August 2006 (2006-08-03) paragraph [0070] paragraph [0071] figures 1-6	1-14
A	----- US 7 567 200 B1 (OSTERWEIL JOSEF [US]) 28 July 2009 (2009-07-28) column 4, line 58 - column 5, line 20 column 10, lines 22-27 column 10, line 58 - column 11, line 27 column 14, line 59 - column 15, line 8 figure 2	1,14
A	----- US 2005/128124 A1 (GRENEKER EUGENE F III [US] ET AL GRENEKER III EUGENE F [US] ET AL) 16 June 2005 (2005-06-16) paragraph [0006] - paragraph [0007] paragraph [0026] - paragraph [0031] paragraph [0034] - paragraph [0039] paragraph [0046] - paragraph [0048] figures 1-4,12,13	1,14
A	----- US 2009/203972 A1 (HENEGHAN CONOR [IE] ET AL) 13 August 2009 (2009-08-13) paragraph [0017] paragraph [0053] paragraph [0057] paragraph [0060]	1,14
A	----- WO 2009/081331 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY [DE]) 2 July 2009 (2009-07-02) page 3, line 23 - page 4, line 7 page 5, line 32 - page 6, line 19 page 8, line 20 - page 9, line 3 page 13, lines 28-30 page 15, lines 17-29 figures 1-4	1,14
A	----- DE 10 2008 057977 A1 (ROHDE & SCHWARZ [DE]) 20 May 2010 (2010-05-20) paragraph [0006] paragraph [0007] paragraph [0014] paragraph [0016] paragraph [0017] paragraph [0034] paragraph [0035] paragraph [0037] figures 1-4 -----	1,14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2011/053504

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2010152600 A1	17-06-2010	US 2010152600 A1 WO 2010132850 A1	17-06-2010 18-11-2010
US 2006170584 A1	03-08-2006	US 2006170584 A1 WO 2005091014 A1	03-08-2006 29-09-2005
US 7567200 B1	28-07-2009	NONE	
US 2005128124 A1	16-06-2005	NONE	
US 2009203972 A1	13-08-2009	AU 2007256872 A1 CA 2654095 A1 CN 101489478 A EP 2020919 A2 JP 2009538720 A US 2009203972 A1 WO 2007143535 A2	13-12-2007 13-12-2007 22-07-2009 11-02-2009 12-11-2009 13-08-2009 13-12-2007
WO 2009081331 A1	02-07-2009	CN 101902951 A EP 2227136 A1 JP 2011507583 A US 2010305460 A1 WO 2009081331 A1	01-12-2010 15-09-2010 10-03-2011 02-12-2010 02-07-2009
DE 102008057977 A1	20-05-2010	NONE	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM

(72)発明者 アンジェリス ヘオルゴ ゾルツ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 ディレン パウルス ヘンリクス アントニウス
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 ファン ダルフセン アヘ ヨヘム
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 セフォ アレクサンダル
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 ピンター ロバート
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 イヒネイ クラウディア ハンネロール
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 ゴドリーブ ロバート
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 ファン デン ブーガート マールテン
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

Fターム(参考) 4C038 SS08

4C117 XA01 XB02 XB04 XC02 XC06 XE13 XE14 XE24 XE52 XJ45

5J070 AB01 AB15 AB24 AC13 AD03 AD09 AE09 AH31 AH34 AK14

BA01

专利名称(译)	用于测量生命体征的装置，系统和方法		
公开(公告)号	JP2013538602A	公开(公告)日	2013-10-17
申请号	JP2013523691	申请日	2011-08-05
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	ミュルダーベルナルドアルノルドウス アンジェリスヘオルゴゾルツ デイレンパウルスヘンリクスアントニウス ファンダルフセンアヘヨヘム セフォアレクサンダル ピンターロバート イヒネイクラウディアハンネロール ゴドリープロバート ファンデンブーガートマルテン		
发明人	ミュルダーベルナルドアルノルドウス アンジェリスヘオルゴゾルツ デイレンパウルスヘンリクスアントニウス ファンダルフセンアヘヨヘム セフォアレクサンダル ピンターロバート イヒネイクラウディアハンネロール ゴドリープロバート ファンデンブーガートマルテン		
IPC分类号	A61B5/00 G01S7/02 A61B5/08		
FI分类号	A61B5/00.102.C G01S7/02.G A61B5/08		
F-TERM分类号	4C038/SS08 4C117/XA01 4C117/XB02 4C117/XB04 4C117/XC02 4C117/XC06 4C117/XE13 4C117/XE14 4C117/XE24 4C117/XE52 4C117/XJ45 5J070/AB01 5J070/AB15 5J070/AB24 5J070/AC13 5J070/AD03 5J070/AD09 5J070/AE09 5J070/AH31 5J070/AH34 5J070/AK14 5J070/BA01		
优先权	2010172605 2010-08-12 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了提供用于测量生命体征的手段，例如心率，呼吸率，脉冲形式，其允许准确且不显眼的信号采集并且自动调节到预定区域内的感兴趣区域的变化位置，装置，系统提供了一种用于测量生命体征的方法，其中发射诸如微波或雷达的电磁信号，并且通过收发单元以方向灵敏度感测反射的电磁信号，并且其中基于所感测的反射信号和初级感测确定感兴趣的方向。通过控制单元将收发单元的灵敏度方向（300）调整到感兴趣的方向。因此，可以以不显眼且简单的方式监测生命体征。

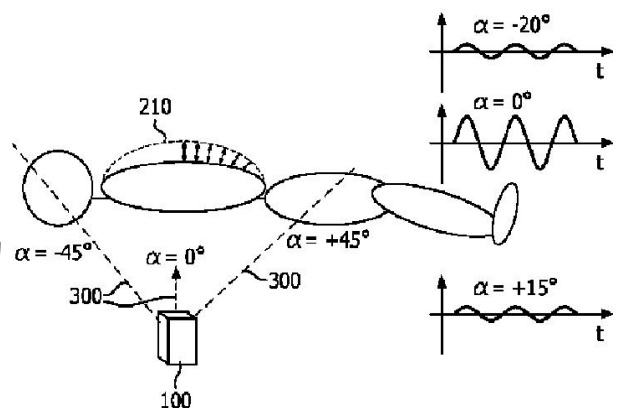


FIG. 5