

(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2011-519288

(P2011-519288A)

(43) 公表日 平成23年7月7日(2011.7.7)

(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 B	4 C 1 1 7
	A 6 1 B 5/00 1 0 2 C	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 102 頁)

(21) 出願番号	特願2011-503232 (P2011-503232)	(71) 出願人	510262530 カイ メディカル、 インコーポレイテッド KAI MEDICAL, INC. アメリカ合衆国 96816 ハワイ州 ホノルル ワイアラエ アヴェニュー 3 465 スウィート 370
(86) (22) 出願日	平成21年4月3日 (2009.4.3)	(74) 代理人	100123788 弁理士 宮崎 昭夫
(85) 翻訳文提出日	平成22年12月1日 (2010.12.1)	(74) 代理人	100106138 弁理士 石橋 政幸
(86) 国際出願番号	PCT/US2009/039560	(74) 代理人	100127454 弁理士 緒方 雅昭
(87) 国際公開番号	W02009/124297		
(87) 国際公開日	平成21年10月8日 (2009.10.8)		
(31) 優先権主張番号	61/125,018		
(32) 優先日	平成20年4月21日 (2008.4.21)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	61/137,519		
(32) 優先日	平成20年7月30日 (2008.7.30)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	61/125,021		
(32) 優先日	平成20年4月21日 (2008.4.21)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 非接触の生理的運動センサおよびその使用方法

(57) 【要約】

レーダーベースの生理的運動センサが開示される。ドップラーシフトされた信号はセンサによって受信信号から抽出することができる。ドップラーシフトされた信号はデジタル化された後で処理され、1つまたは2つ以上の対象の心肺運動に関連した情報を抽出することができる。情報は、呼吸速度、心拍速度、呼吸活動および心臓活動による波形、到来方向、異常呼吸または奇異呼吸等を含むことができる。種々の実施形態では、抽出された情報は表示装置上に表示することができる。

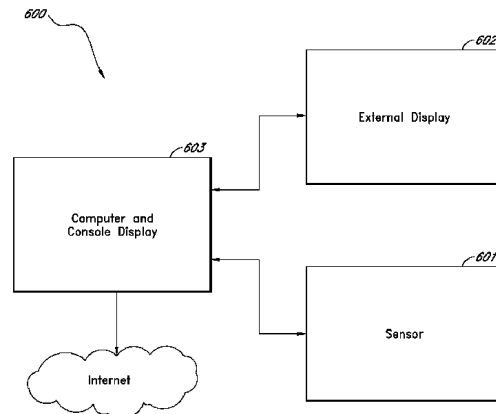


FIG. 6

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

運動センサを使用して運動を感知する方法であって、
周波数が無線周波数帯域にある電磁放射線を電磁放射線源から発生させること、
該電磁放射線を対象に向けて1つまたは2つ以上の送信機を使用して送ること、
少なくとも前記対象によって散乱された電磁放射線を、1つまたは2つ以上の受信機を使用して受け取ること、

前記散乱された電磁放射線からドップラーシフトされた信号を抽出すること、
前記ドップラーシフトされた信号を1つまたは2つ以上のフレームを有するデジタル運動信号に変換することであって、該1つまたは2つ以上のフレームは、デジタル運動信号の時間標本化された直角位相値を有すること、

前記1つまたは2つ以上のフレームをプロセッサによって実行される復調アルゴリズムを使用して復調し、前記対象または前記対象の一部の生理学的動態 (p h y s i o l o g i c a l m o v e m e n t) に対応する信号を分離すること、

前記信号を分析して非心肺運動または他の信号干渉に対応する情報を得ること、
前記信号を処理して、実質的に前記非心肺運動または他の信号干渉から分離された、前記対象または前記対象の一部の前記生理学的動態に対応する情報を得ること、
前記情報を、出力行動を行うように構成された出力システムに伝えること、
を含む方法。

【請求項 2】

前記出力システムは前記情報を表示するように構成された表示ユニットを有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記出力システムは、前記情報に基づいて該情報または警報を聞こえるように知らせるべく構成された可聴システムを有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記出力システムは、前記情報に基づいた動作を行うように構成された外部医療システムを有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記復調アルゴリズムは、線形復調アルゴリズム、弧ベースの (a r c - b a s e d) 復調アルゴリズム、または非線形復調アルゴリズムを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記情報は、少なくとも文字数字を使って、図表を使って、および波形として表示される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記対象は人間または動物であり、前記生理学的動態は、前記対象の呼吸活動による運動、前記対象の心肺活動による運動、前記対象の心臓活動による運動、前記対象の心血管活動による運動、および前記対象の身体活動による運動の少なくとも1つを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

前記復調アルゴリズムは、複素平面の前記信号を最良適合線に投影すること、複素平面の前記信号を主固有ベクトルに投影することまたは信号の弧を最良適合円に位置合わせすること、該最良適合円のパラメータを使用して前記信号の弧から角度情報を抽出することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記1つまたは2つ以上のフレームを復調することは、
前記1つまたは2つ以上のフレームから選択されたフレームの第1の部分集合の共分散行列の第1の集合を前記プロセッサで算出すること、
前記共分散行列の第1の集合の加重和を含む第1のA行列を決定すること、
前記第1のA行列の第1の主値に対応する第1のパラメータベクトルを決定すること、

10

20

30

40

50

前記第 1 のパラメータベクトルを前記プロセッサと通信する記憶装置に格納すること、を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

前記 1 つまたは 2 つ以上のフレームから選択されたフレームの第 2 の部分集合の共分散行列の第 2 の集合を前記プロセッサで算出すること、

前記共分散行列の第 2 の集合の加重和を含む第 2 の A 行列を決定すること、

前記第 2 の A 行列の第 2 の主値に対応する第 2 のパラメータベクトルを決定すること、

前記第 1 のパラメータベクトルと前記第 2 のパラメータベクトルとの内積を計算すること、

前記第 2 のパラメータベクトルに前記内積の符号を掛けること、

前記第 2 のパラメータベクトル上に前記第 2 のフレームの値を投影して復調信号を得ること、をさらに含む請求項 9 に記載の方法。

10

【請求項 11】

前記第 1 の主値は前記第 1 の A 行列の最大固有値を含み、前記第 1 の主ベクトルは前記固有値に対応する固有ベクトルを含む、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記第 2 の主値は前記第 2 の A 行列の最大固有値を含み、前記第 2 の主ベクトルは該固有値に対応する固有ベクトルを含む、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 13】

前記電磁放射線源は発振器を有する請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 14】

前記 1 つまたは 2 つ以上の送信機は 1 つまたは 2 つ以上のアンテナを有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 15】

前記 1 つまたは 2 つ以上の受信機は 1 つまたは 2 つ以上のアンテナまたはアンテナのアレイを有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 16】

前記送信アンテナおよび前記受信アンテナは同一のアンテナである請求項 1 に記載の方法。

【請求項 17】

前記受信機はホモダイン受信機を有する請求項 1 に記載の方法。

30

【請求項 18】

前記受信機はヘテロダイン受信機を有する請求項 1 に記載の方法。

【請求項 19】

前記受信機は、前記ドップラースhiftされた信号を、低中間周波数帯域に周波数を有するドップラースhiftされた信号に変換するように構成された低 IF 受信機を有し、該変換された信号はデジタル化され、デジタル運動信号にデジタル的に変換されている、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 20】

前記プロセッサは、デジタルシグナルプロセッサ、マイクロプロセッサ、およびコンピュータの少なくとも 1 つを有する、請求項 1 に記載の方法。

40

【請求項 21】

前記プロセッサを制御するように構成された制御装置をさらに有する、請求項 20 に記載の方法。

【請求項 22】

前記出力システムは、遠隔地におけるユーザの前記生理学的動態に関する情報を表示するように構成された表示ユニットを有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 23】

前記信号を解析することは、該信号が単一安定源を有する場合には非心肺運動があることを、または、少なくとも信号が不安定かまたは少なくとも信号が複数源を有する場合に

50

は非心肺信号がないことを検出するように構成された、非心肺運動検出アルゴリズムを実行することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 24】

前記信号を解析することは、該信号が心肺活動から対象の最大胸郭可動域よりも大きな可動域を示す場合には非心肺運動があることを検出するように構成された、非心肺運動検出アルゴリズムを実行することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 25】

前記信号を解析することは、線形復調に関連した最良適合ベクトルが著しく変化した場合には非心肺運動があることを検出するように構成された、非心肺運動検出アルゴリズムを実行することを含む、請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 26】

前記信号を解析することは、該信号の複素配置と線形復調に関連した最良適合ベクトルとの間の RMS 差が著しく変化した場合には非心肺運動があることを検出するように構成された、非心肺運動検出アルゴリズムを実行することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 27】

前記信号を解析することは、弧ベースの復調に関連した最良適合円の原点または半径が著しく変化した場合には非心肺運動があることを検出するように構成された、非心肺運動検出アルゴリズムを実行することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 28】

前記信号を解析することは、該信号の複素配置と弧ベースの復調に関連した最良適合円との間の RMS 差が著しく変化した場合には非心肺運動があることを検出するように構成された、非心肺運動検出アルゴリズムを実行することを含む、請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 29】

前記信号を解析することは、非心肺運動の有無または他の信号干渉の有無をデジタル運動信号から検出する、非心肺運動検出アルゴリズムをプロセッサによって実行することを含み、該非心肺運動検出アルゴリズムは、非心肺運動または他の信号干渉があることを検出する第 1 のモードと、非心肺運動または他の信号干渉の停止を検出する第 2 のモードとを有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 30】

非心肺運動または他の信号干渉があること、非心肺運動または他の信号干渉がないこと、非心肺運動または他の信号干渉の程度、信号対雑音比の評価、低い信号電力の検出、または、信号クリッピングまたは他の信号干渉の検出の少なくとも 1 つに基づいて、心肺運動信号の信号品質に関連した情報を、該情報を出力するように構成された出力システムに伝えること、をさらに含む請求項 1 に記載の方法。

30

【請求項 31】

前記第 1 のモードは、

前記 1 つまたは 2 つ以上のフレームからフレームの第 1 の部分集合を選択し、ローパスフィルタで濾過された該フレームの第 1 の部分集合の共分散行列の第 1 の集合を前記プロセッサで算出すること、

前記共分散行列の第 1 の集合の加重和を含む第 1 の A 行列を決定すること、

40

前記第 1 の A 行列の第 1 の主値に対応する第 1 のパラメータベクトルを決定すること、

前記第 1 のパラメータベクトルを前記プロセッサと通信する記憶装置に格納すること、を含む、請求項 28 に記載の方法。

【請求項 32】

前記ローパスフィルタで濾過されたフレームの第 2 の部分集合の共分散行列の第 2 の集合を前記プロセッサで算出すること、

前記共分散行列の第 2 の集合の加重和値を含んだ第 2 の A 行列を決定すること、

前記第 2 の A 行列の第 1 および第 2 の主値を決定すること、

前記第 2 の A 行列の第 1 の主値に対応する第 2 のパラメータベクトルを決定すること、

前記第 1 のパラメータベクトルと前記第 2 のパラメータベクトルとの内積を計算するこ

50

と、

前記第 2 の A 行列の第 2 の主値に対する前記第 2 の A 行列の第 1 の主値の比を計算すること、

ハイパスフィルタで濾過されたフレームの第 3 の部分集合の平均エネルギーに対応する第 1 のエネルギー、およびハイパスフィルタで濾過されたフレームの第 4 の部分集合の平均エネルギーに対応する第 2 のエネルギーを計算すること、

前記第 1 のエネルギーに対する前記第 2 のエネルギーの比を計算すること、をさらに含む請求項 3 1 に記載の方法。

【請求項 3 3】

前記第 1 の A 行列の第 1 の主値は該第 1 の A 行列の最大固有値を含み、前記第 1 の主ベクトルは該固有値に対応する固有ベクトルを含む、請求項 3 1 に記載の方法。

10

【請求項 3 4】

前記第 2 の A 行列の第 1 の主値は該第 2 の A 行列の最大固有値を含み、前記第 2 の A 行列の第 2 の主値は該第 2 の A 行列の 2 番目に大きい固有値を含み、前記第 2 の A 行列の第 2 の主ベクトルは該第 2 の A 行列の前記第 1 の主値に対応する固有ベクトルを含む、請求項 3 2 に記載の方法。

【請求項 3 5】

前記方法は第 1 の条件を前記プロセッサで算出することをさらに含み、前記内積である前記第 1 の条件は第 1 の閾値未満であり、または前記第 2 の A 行列の第 2 の主値に対する該第 2 の A 行列の第 1 の主値の比は、第 2 の閾値未満であり、または前記第 1 のエネルギーに対する前記第 2 のエネルギーの比は、第 3 の閾値よりも大きく、

20

前記第 1 の条件が当てはまり、かつ前記第 1 のエネルギーに対する前記第 2 のエネルギーの比が第 4 の閾値よりも大きい場合、前記非心肺運動または他の信号干渉があることが検出される、請求項 2 8 に記載の方法。

【請求項 3 6】

前記第 1 の閾値はほぼ 0 . 6 と 1 の間である請求項 3 5 に記載の方法。

【請求項 3 7】

前記第 2 の閾値はほぼ 4 と 1 2 の間である請求項 3 5 に記載の方法。

【請求項 3 8】

前記第 3 の閾値はほぼ 4 と 2 0 の間である請求項 3 5 に記載の方法。

30

【請求項 3 9】

前記第 4 の閾値はほぼ 0 . 1 と 0 . 8 の間である請求項 3 5 に記載の方法。

【請求項 4 0】

前記第 2 のモードは、

フレームの第 5 の部分集合内のありとあらゆる連続するフレームの部分集合を前記プロセッサで選択すること、

すべてのフレームの部分集合の共分散行列を前記プロセッサ計算すること、

フレームの各部分集合の A ' 行列を前記プロセッサで算出することであって、該 A ' 行列は前記部分集合の共分散行列の平均であること、

- 行列を前記プロセッサで算出することであって、該 - 行列の各要素は対応する前記 A ' 行列の第 1 の主ベクトルに対応すること、

40

前記 - 行列の各主ベクトル対の内積を算出し、該内積の最小絶対値を選ぶこと、

フレームの第 6 の部分集合の共分散行列の和である A 行列を計算すること、

前記 A 行列の第 1 および第 2 の主値を決定すること、

前記 A 行列の第 2 の主値に対する該 A 行列の第 1 の主値の比を計算すること、を含む、請求項 2 8 に記載の方法。

【請求項 4 1】

前記方法は、第 2 の条件を前記プロセッサで計算することをさらに含み、前記内積の最小絶対値である該第 2 の条件は第 1 の閾値よりも大きく、前記第 2 の主値に対する前記第 1 の主値の比は第 2 の閾値よりも大きく、

50

前記第 2 の条件が当てはまる場合、前記非心肺運動または他の信号干渉の停止が検出される、請求項 40 に記載の方法。

【請求項 42】

前記第 5 の閾値はほぼ 0.6 と 1 の間である請求項 41 に記載の方法。

【請求項 43】

前記第 6 の閾値はほぼ 4 と 12 の間である請求項 41 に記載の方法。

【請求項 44】

前記第 1 の主ベクトルは、対応する前記 A' 行列の最大固有値に対応する固有ベクトルを含む、請求項 40 に記載の方法。

【請求項 45】

前記第 1 の主値は前記 A 行列の最大固有値を含み、前記第 2 の主値は前記 A 行列の 2 番目に大きい固有値を含む、請求項 40 に記載の方法。

【請求項 46】

前記非心肺運動が実質的に停止した場合、前記 1 つまたは 2 つ以上のフレームからフレームを決定するように構成された回顧ステップをさらに含む、請求項 40 に記載の方法。

【請求項 47】

前記フレームに先行する 1 つまたは 2 つ以上のフレームは廃棄される、請求項 46 に記載の方法。

【請求項 48】

運動センサを使用して生理的運動の速度を推定する方法であって、
周波数が無線周波数帯域にある電磁放射線を電磁放射線源から発生させること、
前記電磁放射線を対象に向けて 1 つまたは 2 つ以上の送信機を使用して送ること、
少なくとも前記対象によって散乱された電磁放射線を、1 つまたは 2 つ以上の受信機を使用して受け取ること、

前記散乱された電磁放射線からドップラーシフトされた信号を抽出すること、
前記ドップラーシフトされた信号を 1 つまたは 2 つ以上のフレームを有するデジタル運動信号に変換しデジタル化することであって、該 1 つまたは 2 つ以上のフレームはデジタル運動信号の時間標本化された直角位相値を有すること、

前記 1 つまたは 2 つ以上のフレームをプロセッサによって実行される復調アルゴリズムを使用して復調し、前記対象または前記対象の一部の生理学的動態に対応する信号を分離すること、

非心肺運動検出アルゴリズムを前記プロセッサで実行し、非心肺運動または他の信号干渉の有無に対応する 1 つまたは 2 つ以上の非心肺運動検出イベントまたは他の信号干渉イベントを、前記デジタル運動信号から識別すること、

速度推定アルゴリズムを前記プロセッサで実行し、前記生理学的動態の速度を推定すること、

前記対象または前記対象の一部の生理学的動態の少なくとも速度に関連した情報を、該情報を出力するように構成された出力装置に提供すること、を含む方法。

【請求項 49】

前記速度推定アルゴリズムは、

前記復調されたフレームから複数のサンプルを収集すること、

非心肺運動検出イベントに対応する前記複数のサンプルから 1 つまたは 2 つ以上のサンプルを識別し、前記複数のサンプルからの前記 1 つまたは 2 つ以上のサンプルを 0 に設定して前記複数のサンプルの少なくとも第 1 の部分集合を得ること、

前記第 1 の部分集合から前記第 1 の部分集合の平均値を前記プロセッサで差し引くこと、を含む、請求項 48 に記載の方法。

【請求項 50】

前記第 1 の部分集合に含まれる前記サンプルのフーリエ変換をプロセッサで計算して該第 1 の部分集合の前記サンプルの振幅スペクトルを得ることをさらに含む、請求項 49 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 5 1】

前記生理学的動態の推定周波数領域速度は、前記第 1 の部分集合の前記サンプルのスペクトルにおける最大の大きさの成分に対応する、請求項 5 0 に記載の方法。

【請求項 5 2】

前記第 1 の部分集合における、少なくとも 3 つの正のゼロ交差または少なくとも 3 つの負のゼロ交差のいずれかを特定すること、

第 1 および第 2 のゼロ交差内の前記サンプルの最大の大きさの正值または最大の大きさの負値である、少なくとも第 1 の値を特定すること、

第 2 および第 3 のゼロ交差内の前記サンプルの最大の大きさの正值または最大の大きさの負値である、少なくとも第 2 の値を特定すること、

10

前記第 1 および第 2 の値を閾値に対して比較すること、

前記第 1 の値が閾値よりも大きい場合、少なくとも第 1 の呼吸イベントを特定すること

、

前記第 2 の値が閾値よりも大きい場合、少なくとも第 2 の呼吸イベントを特定すること、

少なくとも、前記第 1 および第 2 の呼吸イベントと、前記第 1 のゼロ交差、第 2 のゼロ交差、および第 3 のゼロ交差の間の時間間隔とに基づいて、時間領域呼吸速度を推定すること、をさらに含む、請求項 4 9 に記載の方法。

【請求項 5 3】

前記第 1 の部分集合に含まれる前記サンプルのフーリエ変換をプロセッサで計算して該第 1 の部分集合の前記サンプルの振幅スペクトルを得ること、

20

前記第 1 の部分集合の前記サンプルの最大の大きさのスペクトルに対応する前記生理学的動態の周波数領域呼吸速度を推定すること、

前記時間領域呼吸速度と前記周波数領域呼吸速度とを比較して該時間領域呼吸速度および該周波数領域呼吸速度の精度を確認すること、をさらに含む、請求項 5 2 に記載の方法。

【請求項 5 4】

前記速度推定アルゴリズムは、

2 つの連続したピークの間には谷が含まれているように、前記複数のサンプルから少なくとも 3 つの連続したピークを特定すること、

30

検出された連続するピーク数、および最初のピークと最後のピークとの間の時間間隔に基づいて、呼吸速度を決定すること、を含む、請求項 4 8 に記載の方法。

【請求項 5 5】

前記速度推定アルゴリズムは、

2 つの連続した谷の間にピークが含まれているように、前記複数のサンプルから少なくとも 3 つの連続した谷を特定すること、

検出された連続する谷の数、および第 1 の谷と最後の谷との間の時間間隔に基づいて、呼吸速度を決定すること、を含む、請求項 4 8 に記載の方法。

【請求項 5 6】

前記速度アルゴリズムは、ピークまたは谷のいずれが最初に発生するかに基づいて、ピークを特定するかまたは谷を特定するかを選択する、請求項 5 4 または請求項 5 5 に記載の方法。

40

【請求項 5 7】

前記速度推定アルゴリズムは、連続したピーク数に基づいた呼吸速度と連続した谷に基づいた呼吸速度とを平均化し、速度推定のロバスト性を改善する、請求項 5 4 または請求項 5 5 に記載の方法。

【請求項 5 8】

生理的運動を感知するシステムであって、

電磁放射線を送るよう構成された 1 つまたは 2 つ以上のアンテナと、

電磁放射線を受け取るよう構成された 1 つまたは 2 つ以上のアンテナと、

50

非心肺運動検出アルゴリズム、速度推定アルゴリズム、奇異呼吸アルゴリズム、および到達方向アルゴリズムの少なくとも1つを実行することにより、心肺運動に関連した情報を抽出するように構成された少なくとも1つのプロセッサと、

心肺運動に関連した情報を出力するように構成された出力装置と通信するように構成された通信システムと、を有するシステム。

【請求項59】

請求項58に記載のシステムを有するバイタルサイン監視装置であって、

1つまたは2つ以上の対象の、呼吸速度、心拍速度、呼吸の深さ、呼吸波形、心拍波形、一回換気量活動、および非同調性呼吸の程度の少なくとも1つを監視するように構成されたバイタルサイン監視装置。

10

【請求項60】

請求項58に記載のシステムを有するバイタルサイン測定システムであって、

1つまたは2つ以上の対象の、呼吸速度、心拍速度、吸気時間対呼気時間の比、一回換気量、および呼吸の深さの少なくとも1つを測定するように構成されたシステム。

【請求項61】

請求項60に記載のシステムを有するバイタルサイン測定システムであって、

1つの時点でまたは断続的な複数の時点で測定を行うように構成されたシステム。

【請求項62】

請求項58に記載のシステムを有する無呼吸検出システムであって、

1つまたは2つ以上の対象の、呼吸速度、呼吸努力、心拍速度、呼吸の深さ、一回換気量および奇異呼吸、活動、位置の少なくとも1つを監視するように構成された、および呼吸の有無を検出するように構成された無呼吸検出システム。

20

【請求項63】

請求項58に記載のシステムを有する睡眠監視装置であって、

1つまたは2つ以上の対象の、呼吸速度、心拍速度、呼吸の深さ、一回換気量、奇異呼吸、および身体の動きの少なくとも1つを監視するように構成された睡眠監視装置。

【請求項64】

請求項58に記載のシステムを有する精神生理学的状態監視装置であって、

1つまたは2つ以上の外部刺激に呼応して、1つまたは2つ以上の対象の、呼吸速度、呼吸波形、心拍波形、活動、心拍速度、呼吸の深さ、一回換気量、吸気時間、呼気時間、および吸気時間対呼気時間比の少なくとも1つを監視するように構成された精神生理学的状態監視装置。

30

【請求項65】

情報を画像処理システムに送るように構成された請求項58に記載のシステムであって、

該画像処理システムは対象を画像化するように構成され、該情報は前記画像処理システムを前記対象の生理的運動に同期させるように構成された、システム。

【請求項66】

前記監視装置は呼吸運動の有無および心臓運動の有無の少なくとも1つを評価するように構成された、請求項58に記載のシステム。

40

【請求項67】

医療機器を動作させるように構成された情報を、該医療機器に送るように構成された請求項58のシステム。

【請求項68】

請求項58に記載のシステムを有する身体活動監視装置であって、

1つまたは2つ以上の対象の、呼吸速度、心拍速度、呼吸の深さ、一回換気量、非心肺運動の頻度、および非心肺運動の期間の少なくとも1つを監視するように構成された身体活動監視装置。

【請求項69】

前記加重和は算術平均である請求項31に記載の方法。

50

【請求項 7 0】

奇異呼吸の有無を、運動センサを使用して推定する方法であって、
周波数が無線周波数帯域にある電磁放射線を電磁放射線源から発生させること、
前記電磁放射線を対象に向けて1つまたは2つ以上の送信機を使用して送ること、
少なくとも前記対象によって散乱された電磁放射線を、1つまたは2つ以上の受信機を使用して受け取ること、

前記散乱された電磁放射線からドップラーシフトされた信号を抽出すること、

前記ドップラーシフトされた信号を1つまたは2つ以上のフレームを有するデジタル直交運動信号に変換することであって、該1つまたは2つ以上のフレームはデジタル運動信号の時間標本化された直角位相値を有すること、

非心肺運動検出アルゴリズムを前記プロセッサで実行し、非心肺運動または他の信号干渉の有無に対応する1つまたは2つ以上の非心肺運動検出イベントまたは他の信号干渉イベントを、前記デジタル運動信号から識別すること、

奇異呼吸表示アルゴリズムをプロセッサで実行し、奇異呼吸の有無を推定すること、
少なくとも奇異呼吸の有無、または程度に関連した情報を提供すること、を含む方法。

【請求項 7 1】

前記奇異呼吸表示アルゴリズムは、

前記フレームの部分集合を選択すること、

前記フレームを、ローパスフィルタを使用して濾過すること、

前記濾過されたフレームの複素配置プロットを得ること、を含む、請求項 7 0 に記載の方法。

【請求項 7 2】

前記複素配置プロットの第1の寸法の大きさが該複素配置プロットの第2の寸法よりも大きくなるような、前記複素配置プロットがほぼ線形の場合、奇異呼吸がないことが検出される、請求項 7 1 に記載の方法。

【請求項 7 3】

前記複素配置プロットが、第1および第2の寸法を持ち該第1および第2の寸法が同程度の大きさであるような場合、奇異呼吸があることが検出される、請求項 7 1 に記載の方法。

【請求項 7 4】

奇異呼吸の程度を推定するのに奇異因子が計算される請求項 7 1 に記載の方法。

【請求項 7 5】

前記奇異因子は、

前記部分集合の共分散行列を前記プロセッサで計算すること、

前記共分散行列の第1の主値および第2の主値を計算すること、

前記第1の主値に対応する第1の主ベクトル、および前記第2の主値に対応する第2の主ベクトルを計算すること、

前記第1の主ベクトル上に信号を投影し、該第1の主ベクトル上に投影された信号の最大のピークピーク値に対応する第1の振幅を決定すること、

前記第2の主ベクトル上に信号を投影し、該第2の主ベクトル上に投影された信号の最大のピークピーク値に対応する第2の振幅を決定すること、

前記第2の振幅に対する前記第1の振幅の第1の比を計算すること、

前記第2の主値に対する前記第1の主値の第2の比を計算すること、

前記第1の比と前記第2の比との積を計算すること、によって推定することができる、請求項 7 4 に記載の方法。

【請求項 7 6】

前記第1および第2の主値は前記共分散行列の固有値を含み、前記第1および第2の主ベクトルは該第1および第2の主値に対応する固有ベクトルを含む、請求項 7 5 に記載の方法。

【請求項 7 7】

10

20

30

40

50

奇異指標は前記奇異因子について行われた費用関数により計算されてもよい、請求項 7 4 に記載の方法。

【請求項 7 8】

奇異呼吸の有無は、前記費用関数の出力を閾値と比較することによって決定される、請求項 7 7 に記載の方法。

【請求項 7 9】

前記奇異指標は、奇異呼吸がないことに対する第 1 の表示、不確かな結果に対する第 2 の表示、および奇異呼吸があることに対する第 3 の表示を提供するように解析される、請求項 7 4 に記載の方法。

【請求項 8 0】

運動センサを使用して到来方向を推定する方法であって、
周波数が無線周波数帯域にある電磁放射線を電磁放射線源から発生させること、
前記電磁放射線を対象に向けて 1 つまたは 2 つ以上の送信機を使用して送ること、
少なくとも前記対象によって散乱された電磁放射線を、1 つまたは 2 つ以上の受信機を使用して受け取ること、

前記散乱された電磁放射線からドップラーシフトされた信号を抽出すること、
前記ドップラーシフトされた信号を 1 つまたは 2 つ以上のフレームを有するデジタル直交運動信号に変換することであって、該 1 つまたは 2 つ以上のフレームは各受信機からのデジタル運動信号の時間標本化された直交値を含んでいること、

到達方向アルゴリズムを前記プロセッサで実行し、標的数および対応する角度を推定すること、

1 つまたは 2 つ以上の対象または 1 つまたは 2 つ以上の対象の一部の心肺の動き、対象の数、および、1 つまたは 2 つ以上の対象の方向の少なくとも 1 つに対応する情報を、該情報を出力するように構成された出力装置に提供すること、を含む方法。

【請求項 8 1】

前記到来方向アルゴリズムは、

各フレームが前記複数の受信アンテナアレイの複数の受信チャネルからの信号から成る前記 1 つまたは 2 つ以上のフレームから選択されたフレームの部分集合を、ローパスフィルタを使用して濾過すること、

ローパスフィルタされたフレームの部分集合のすべてのチャネルの電力スペクトル密度を計算すること、

前記計算された電力スペクトル密度の周波数成分の電力を使用して、1 つまたは 2 つ以上の対象からの心肺信号を含む可能性が最もありそうな周波数成分を決定すること、

各周波数成分の角度方向を識別すること、

各角度方向が前記 1 つまたは 2 つ以上の受信機の角度分解能より大きいか等しい角距離だけ他の角度方向から隔てられるように、少なくとも第 1 および第 2 の角度方向を識別すること、

前記 1 つまたは 2 つ以上の受信機の角度分解能未満の角距離だけ隔てられた 1 つまたは 2 つ以上の角度を取り除くこと、

前記角度方向の各標的に対して単位大きさを持つ 1 つまたは 2 つ以上の DOA ベクトルを生成すること、

前記 DOA ベクトルをバッファ内の現在の DOA ベクトルおよび前の DOA ベクトルの加重平均で平滑化すること、を含む、請求項 8 0 に記載の方法。

【請求項 8 2】

空間的ヌル (s p a t i a l n u l l) を他の角度方向へ向けることによって各角度方向からの信号を分離すること、

非心肺運動検出アルゴリズムを前記プロセッサで実行し、非心肺運動の有無または各分離信号中の他の信号干渉の有無を検出すること、

前記分離信号の各々を復調して各復調信号を処理する復調アルゴリズムを前記プロセッサで実行し、非心肺運動がないことが検出された場合、心肺運動に対応する情報を得るこ

10

20

30

40

50

と、をさらに含む、請求項 8 1 に記載の方法。

【請求項 8 3】

空間的ヌルを他の角度方向へ向けることによって所望の対象からの信号を分離すること

、
非心肺運動検出アルゴリズムを前記プロセッサで実行し、非心肺運動の有無または分離信号中の他の信号干渉の有無を検出すること、

前記分離信号を復調し復調信号を処理する復調アルゴリズムを前記プロセッサで実行し、非心肺運動がないことが検出された場合、対象の心肺運動に対応する情報を得ること、をさらに含む、請求項 8 1 に記載の方法。

【請求項 8 4】

前記到来方向アルゴリズムは、

各フレームが前記複数の受信機アンテナアレイに含まれる複数の受信チャネルからの信号から成る前記 1 つまたは 2 つ以上のフレームから選択されたフレームの部分集合を、ローパスフィルタを使用して濾過すること、

ローパスフィルタされたフレームの部分集合のすべてのチャネルの電力スペクトル密度を計算すること、

前記計算された電力スペクトル密度の周波数成分の電力を使用して、1 つまたは 2 つ以上の対象からの前記心肺信号を含む可能性が最もありそうな周波数成分を決定すること、

各周波数成分の角度方向を識別すること、

各角度方向が前記複数の受信機アンテナアレイの角度分解能より大きいか等しい角距離だけ他の角度方向から隔てられるように、少なくとも第 1 および第 2 の角度方向を識別すること、

前記複数の受信機アンテナアレイの角度分解能未満の角距離だけ隔てられた 1 つまたは 2 つ以上の角度を取り除くこと、

前記角度方向の各標的に対して単位大きさを持つ DOA ベクトルを生成すること、

前記 DOA ベクトルをバッファ内の現在の DOA ベクトルおよび前の DOA ベクトルの加重平均で平滑化すること、

前記 DOA アルゴリズムを周期的に反復し前記 DOA ベクトルを更新すること、

前記 DOA ベクトルに対応する角度を出力装置へ伝えること、を含む、請求項 8 0 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【関連出願情報】

【0001】

本出願は、米国特許法第 119 条 (e) 項の下、2008 年 4 月 3 日に出願された「Doppler Radar System for Local and Remote Respiration Signals Monitoring」と題する米国仮出願番号第 61/072,983 号 (代理人事件番号第 KSENS.021PR 号)、2008 年 4 月 3 日に出願された「Method for Detection of Cessation of Breathing」と題する米国仮出願番号第 61/072,982 号 (代理人事件番号第 KSENS.023PR 号)、2008 年 4 月 3 日に出願された「Method for Detection of Motion Interfering with Respiration」と題する米国仮出願番号第 61/123,017 号 (代理人事件番号第 KSENS.024PR 号)、2008 年 4 月 3 日に出願された「Method for Detection of Presence of Subject」と題する米国仮出願番号第 61/123,135 号 (代理人事件番号第 KSENS.025PR 号)、2008 年 4 月 21 日に出願された「Non-contact Spirometry with a Doppler Radar」と題する米国仮出願番号第 61/125,021 号 (代理人事件番号第 KSENS.028PR 号)、2008 年 4 月 21 日に出願された「Monitoring Physical Activity with a Physiologic Monitor」と題する米

10

20

30

40

50

国仮出願番号第61/125,019号(代理人事件番号第KSENS.029PR号)、2008年4月21日出願された「Non-contact Method for Calibrating Tidal Volume Measured with Displacement Sensors」と題する米国仮出願番号第61/125,018号(代理人事件番号第KSENS.030PR号)、2008年4月21日出願された「Use of Empirical Mode Decomposition to Extract Physiological Signals from Motion Measured with a Doppler Radar」と題する米国仮出願番号第61/125,023号(代理人事件番号第KSENS.032PR号)、2008年4月21日出願された「Use of Direction of Arrival and Empirical Mode Decomposition Algorithms to Isolate and Extract Physiological Motion Measured with a Doppler Radar」と題する米国仮出願番号第61/125,027号(代理人事件番号第KSENS.033PR号)、2008年4月21日出願された「Data Access Architectures for Doppler Radar Patient Monitoring Systems」と題する米国仮出願番号第61/125,022号(代理人事件番号第KSENS.034PR号)、2008年4月21日出願された「Use of Direction of Arrival Algorithms to Isolate and Separate Physiological Motion Measured with a Doppler Radar」と題する米国仮出願番号第61/125,020号(代理人事件番号第KSENS.035PR号)、2008年4月22日出願された「Biometric Signature Collection Using Doppler Radar System」と題する米国仮出願番号第61/125,164号(代理人事件番号第KSENS.036PR号)、2008年5月23日出願された「Doppler Radar Based Vital Signs Spot Checker」と題する米国仮出願番号第63/128,743号(代理人事件番号第KSENS.037PR号)、2008年7月30日出願された「Doppler Radar Based Monitoring of Physiological Motion Using Direction of Arrival」と題する米国仮出願番号第61/137,519号(代理人事件番号第KSENS.039PR号)、2008年7月30日出願された「Doppler Radar Respiration Spot Checker with Narrow Beam Antenna Array」と題する米国仮出願番号第61/137,532号(代理人事件番号第KSENS.040PR号)、2008年9月29日出願された「Doppler Radar-Based Body Worn Respiration Sensor」と題する米国仮出願番号第61/194,838号(代理人事件番号第KSENS.041PR号)、2008年9月29日出願された「Wireless Sleep Monitor Utilizing Non-Contact Monitoring of Respiration Motion」と題する米国仮出願番号第61/194,836号(代理人事件番号第KSENS.042PR号)、2008年9月29日出願された「Continuous Respiratory Rate and Pulse Oximetry Monitoring System」と題する米国仮出願番号第61/194,839号(代理人事件番号第KSENS.043PR号)、2008年9月29日出願された「Separation of Multiple Targets' Physiological Signals Using Doppler Radar with DOA Processing」と題する米国仮出願番号第61/194,840号(代理人事件番号第KSENS.044PR号)、2008年9月30日出願された「Detection of Paradoxical Breathing with a Doppler Radar S

system」と題する米国仮出願番号第61/194,848号(代理人事件番号第KSENS.045PR号)、2008年10月17日に出願された「Monitoring of Chronic Illness Using a Non-contact Respiration Monitor」と題する米国仮出願番号第61/196,762号(代理人事件番号第KSENS.046PR号)、2008年12月2日に出願された「Detection of Paradoxical Breathing with a Paradoxical Breathing Indicator with a Doppler Radar System」と題する米国仮出願番号第61/200,761号(代理人事件番号第KSENS.047PR号)、2008年12月3日に出願された「Doppler Radar Based Monitoring of Physiological Motion Using Direction of Arrival and An Identification Tag」と題する米国仮出願番号第61/200,876号(代理人事件番号第KSENS.048PR号)、2008年12月29日に出願された「A Non-Contact Cardiorespiratory Sensor Device for Medical and Security Applications」と題する米国仮出願番号第61/141,213号(代理人事件番号第KSENS.049PR号)、2009年1月9日に出願された「Doppler Radar Based Continuous Monitoring of Physiological Motion」と題する米国仮出願番号第61/204,881号(代理人事件番号第KA1-00050号)、2009年1月9日に出願された「Doppler Radar Respiration Spot Checker with Narrow Beam Antenna Array」と題する米国仮出願番号第61/204,880号(代理人事件番号第KA1-00051号)、2009年1月30日に出願された「Doppler Radar Respiration Spot Check Device with Narrow Beam Antenna Array: Kai Sensors Non-Contact Respiratory Rate Spot Check」と題する米国仮出願番号第61/206,356号(代理人事件番号第KA1-00052号)、2009年2月20日に出願された「A Non-Contact Cardiorespiratory Monitoring Device for Medical Imaging System Applications」と題する米国仮出願番号第61/154,176号(代理人事件番号第KA1-00053号)、2009年2月23日に出願された「Doppler Radar-Based Measurement of Vital Signs for Battlefield Triage」と題する米国仮出願番号第61/154,728号(代理人事件番号第KAI-00054号)、2009年2月23日に出願された「Doppler Radar-Based Measurement of Presence and Vital Signs of Subjects for Home Healthcare」と題する米国仮出願番号第61/154,732号(代理人事件番号第KAI-00055号)、の利益を主張する。前述の出願の各々は全体として参照することによりここで援用される。

【技術分野】

【0002】

本出願は、一般に対象の生理的および精神的状態を評価することができる監視装置に関し、特に非接触でレーダーベースの生理センサおよびその使用方法に関する。

【背景技術】

【0003】

呼吸活動、心臓活動、心血管活動、および心肺活動のような、対象の生理学的情報を連続的にまたは断続的に得ることができる運動センサは、種々の医療的用途で有用になりえる。残念ながら、そのような生理活動は、例えば睡眠中の寝返り等のような種々の他の運動がある状態で発生する場合が多い。したがって、そのような運動センサからのデータは

10

20

30

40

50

、通常、測定されている生理学的活動に対応する所望の成分と、他の運動および雑音等に対応する不要な成分とを含んでいる。既存のシステムは、不要な成分から所望の成分を十分に分離していない。

【発明の概要】

【0004】

これらおよび他の問題は、生理的運動を感知するレーダーベースのセンサを使用したシステムと、該レーダーからのデータを分析し、種々の生理学的活動に対応する所望のデータ成分を他の活動、運動、雑音等によって生じる不要なデータ成分から識別する処理システムとによって解決される。該システムは、呼吸速度、心拍速度、および、心拍波形、脈拍波形、および/または呼吸波形を含むがこれらに限定されるものではない生理学的波形を得るのに使用することができる。こうした速度および波形を解析して、例えば、呼吸速度、心拍速度、呼吸努力、呼吸の深さ、一回換気量、バイタルサイン、病状、精神状態、または対象の位置等のような、種々の生理学的および医学的パラメータを評価することができる。これらの波形は、換気または医用画像を、呼吸器の運動および/または心臓の運動と同期させることにも使用することができる。これらの速度および波形の情報は、バイタルサイン測定、無呼吸監視、一般患者の監視、新生児の監視、火傷被害者の監視、高齢者または身体障害者の在宅監視、重症度判定検査、慢性病管理、手術後の監視、医用画像スキャン中の患者の監視、疾患検出、精神状態の評価、心理鑑定または精神鑑定、蘇生前評価、蘇生後評価、および/または嘘発見を含む多くの実施形態で使用することができる。運動センサの種々の実施形態は、病院、診療所、家庭、高度看護施設、介護施設、健康キオスク、緊急処置室、救急輸送機関、患者輸送機関、被災地、および戦場を含むがこれらに限定されるものではない種々の環境における医療的用途に使用することができる。運動センサの種々の実施形態は、空港や国境での手荷物検査、スポーツイベント、および他の公的なイベントを含むがこれらに限定されるものではないセキュリティ用途に、または嘘発見器として使用することができる。生理的運動センサの種々の実施形態は、心臓活動および呼吸活動の有効な測定値を、干渉、雑音、または他の運動から識別することができる。速度、特徴的な性質、および重要な変動量を認識することができる連続的な、ある時点の、間欠的な、および/または断片的なデータを提供することができる。生理的運動センサの種々の実施形態は、非接触で動作することができ、対象から離れて機能することができる。生理的運動センサのいくつかの実施形態は、体に接して被験者の胸に置かれた場合でも動作することができる。生理的運動センサの種々の実施形態は、横になっていること、もたれかかっていること、座っていること、または立っていることを含む任意の姿勢の対象に対して動作することができる。生理的運動センサの種々の実施形態は、対象の前から、対象の横から、対象の後ろから、対象の上から、および対象の下からを含む、対象に対して違った位置から対象に対して動作することができる。

【0005】

一実施形態は、運動センサを使用して運動を感知する方法を含み、該方法は、周波数が無線周波数帯域にある電磁放射線を電磁放射線源から発生させること、該電磁放射線を対象に向けて1つまたは2つ以上の送信機を使用して送ること、少なくとも対象によって散乱された電磁放射線を1つまたは2つ以上の受信機を使用して受け取ること、散乱された電磁放射線からドップラーシフトされた信号を抽出すること、ドップラーシフトされた信号を1つまたは2つ以上のフレームを有するデジタル運動信号に変換することであって、該1つまたは2つ以上のフレームはデジタル運動信号の時間標本化された直交値を含んでいること、1つまたは2つ以上のフレームをプロセッサによって実行される復調アルゴリズムを使用して復調し、対象または対象の一部の生理学的動態 (p h y s i o l o g i c a l m o v e m e n t) に対応する信号を分離すること、信号を分析して非心肺運動または他の信号干渉に対応する情報を得ること、信号を処理して、実質的に非心肺運動または他の信号干渉から分離された、対象または対象の一部の生理学的動態に対応する情報を得ること、該情報を、出力行動を行うように構成された出力システムに伝えること、を含む。

10

20

30

40

50

【0006】

一実施形態では、出力システムは情報を表示するように構成された表示ユニットを含む。一実施形態では、出力システムは、情報に基づいて該情報または警報を聞こえるように知らせるべく構成された可聴システムを含む。一実施形態では、出力システムは、情報に基づいた動作を行うように構成された外部医療システムを含む。一実施形態では、復調アルゴリズムは、線形復調アルゴリズム、弧ベースの(arc-based)復調アルゴリズム、または非線形復調アルゴリズムを含む。一実施形態では、情報は、少なくとも文字数字を使って、図表を使って、および波形として表示される。

【0007】

一実施形態では、対象とは人間または動物であり、生理学的動態は、対象の呼吸活動による運動、対象の心肺活動による運動、対象の心臓活動による運動、対象の心血管活動による運動、および対象の身体活動による運動の少なくとも1つを含む。

10

【0008】

種々の実施形態では、復調アルゴリズムは、複素平面の信号を最良適合線に投影すること、複素平面の信号を主固有ベクトルに投影することまたは信号の弧を最良適合円に位置合わせすること、最良適合円のパラメータを使用して信号の弧から角度情報を抽出すること、を含む。

【0009】

種々の実施形態では、復調することは、1つまたは2つ以上のフレームから選択されたフレームの第1の部分集合の共分散行列の第1の集合をプロセッサで算出すること、共分散行列の第1の集合の加重和を含む第1のA行列を決定すること、第1のA行列の第1の主値に対応する第1のパラメータベクトルを決定すること、第1のパラメータベクトルをプロセッサと通信する記憶装置に格納すること、を含む。一実施形態では、復調は、1つまたは2つ以上のフレームから選択されたフレームの第2の部分集合の共分散行列の第2の集合をプロセッサで算出すること、共分散行列の第2の集合の加重和を含む第2のA行列を決定すること、第2のA行列の第2の主値に対応する第2のパラメータベクトルを決定すること、第1のパラメータベクトルと第2のパラメータベクトルとの内積を計算すること、第2のパラメータベクトルに内積の符号を掛けること、第2のパラメータベクトル上に第2のフレームの値を投影して復調信号を得ること、を含む。一実施形態では、第1の主値は第1のA行列の最大固有値を含み、第1の主ベクトルは該固有値に対応する固有ベクトルを含む。一実施形態では、第2の主値は第2のA行列の最大固有値を含み、第2の主ベクトルは該固有値に対応する固有ベクトルを含む。

20

30

【0010】

一実施形態では、電磁放射線源は発振器を含む。一実施形態では、1つまたは2つ以上の送信機は1つまたは2つ以上のアンテナを含む。一実施形態では、1つまたは2つ以上の受信機は1つまたは2つ以上のアンテナまたはアンテナのアレイを含む。一実施形態では、送信アンテナおよび受信アンテナは同一のアンテナである。一実施形態では、受信機はホモダイン受信機を含む。一実施形態では、受信機はヘテロダイン受信機を含む。一実施形態では、受信機は、ドップラーシフトされた信号を、低中間周波数帯域に周波数を有するドップラーシフトされた信号に変換するように構成された低IF受信機を含み、該変換された信号はデジタル化され、デジタル運動信号にデジタル的に変換されている。

40

【0011】

一実施形態では、前記プロセッサは、デジタルシグナルプロセッサ、マイクロプロセッサ、およびコンピュータの少なくとも1つを含む。

【0012】

一実施形態では、出力システムは、遠隔地におけるユーザの生理学的動態に関する情報を表示するように構成された表示ユニットを含む。

【0013】

一実施形態では、信号を解析することは、該信号が単一安定源を含む場合には非心肺運動がないことを、または、少なくとも信号が不安定かまたは少なくとも信号が複数源を有

50

する場合には非心肺信号があることを検出するように構成された、非心肺運動検出アルゴリズムを実行することを含む。

【0014】

一実施形態では、信号を解析することは、該信号が心肺活動から対象の最大胸郭可動域よりも大きな可動域を示す場合には非心肺運動があることを検出するように構成された、非心肺運動検出アルゴリズムを実行することを含む。

【0015】

一実施形態では、信号を解析することは、線形復調に関連した最良適合ベクトルが著しく変化した場合には非心肺運動があることを検出するように構成された、非心肺運動検出アルゴリズムを実行することを含む。

【0016】

一実施形態では、信号を解析することは、該信号の複素配置 (complex constellation) と線形復調に関連した最良適合ベクトルとの間の RMS 差が著しく変化した場合には非心肺運動があることを検出するように構成された、非心肺運動検出アルゴリズムを実行することを含む。

【0017】

一実施形態では、信号を解析することは、弧ベースの復調に関連した最良適合円の原点または半径が著しく変化した場合には非心肺運動があることを検出するように構成された、非心肺運動検出アルゴリズムを実行することを含む。

【0018】

一実施形態では、信号を解析することは、該信号の複素配置と弧ベースの復調に関連した最良適合円との間の RMS 差が著しく変化した場合には非心肺運動があることを検出するように構成された、非心肺運動検出アルゴリズムを実行することを含む。

【0019】

一実施形態では、信号を解析することは、非心肺運動の有無または他の信号干渉の有無をデジタル運動信号から検出する、非心肺運動検出アルゴリズムをプロセッサによって実行することを含み、該非心肺運動検出アルゴリズムは、非心肺運動または他の信号干渉があることを検出する第1のモードと、非心肺運動または他の信号干渉の停止を検出する第2のモードとを含む。

【0020】

一実施形態は、非心肺運動または他の信号干渉があること、非心肺運動または他の信号干渉がないこと、非心肺運動または他の信号干渉の程度、信号対雑音比の評価、低信号電力の検出、または、信号クリッピングまたは他の信号干渉の検出の少なくとも1つに基づいて、心肺運動信号の信号品質に関連した情報を、該情報を出力するように構成された出力システムに伝えること、を含む。

【0021】

一実施形態では、第1のモードは、1つまたは2つ以上のフレームからフレームの第1の部分集合を選択し、ローパスフィルタで濾過された該フレームの第1の部分集合の共分散行列の第1の集合をプロセッサで算出すること、共分散行列の第1の集合の加重和を含む第1のA行列を決定すること、第1のA行列の第1の主値に対応する第1のパラメータベクトルを決定すること、第1のパラメータベクトルをプロセッサと通信する記憶装置に格納すること、を含む。一実施形態は、ローパスフィルタで濾過されたフレームの第2の部分集合の共分散行列の第2の集合をプロセッサで算出すること、共分散行列の第2の集合の加重和値を含んだ第2のA行列を決定すること、第2のA行列の第1および第2の主値を決定すること、第2のA行列の第1の主値に対応する第2のパラメータベクトルを決定すること、第1のパラメータベクトルと第2のパラメータベクトルとの内積を計算すること、第2のA行列の第2の主値に対する第2のA行列の第1の主値の比を計算すること、ハイパスフィルタで濾過されたフレームの第3の部分集合の平均エネルギーに対応する第1のエネルギー、およびハイパスフィルタで濾過されたフレームの第4の部分集合の平均エネルギーに対応する第2のエネルギーを計算すること、第1のエネルギーに対する第

10

20

30

40

50

2のエネルギーの比を計算すること、をさらに含む。一実施形態では、第1の主値は第1のA行列の最大固有値を含み、第1の主ベクトルは該固有値に対応する固有ベクトルを含む。一実施形態では、第2のA行列の第1の主値は該第2のA行列の2番目に大きい固有値を含み、第2のA行列の第2の主値は該第2のA行列の最大固有値を含み、第2のA行列の第2の主ベクトルは該第2のA行列の第1の主値に対応する固有ベクトルを含む。

【0022】

一実施形態は、第1の条件をプロセッサで算出することを含み、内積である第1の条件は第1の閾値未満であり、または第2のA行列の第2の主値に対する該第2のA行列の第1の主値の比は第2の閾値未満であり、または第1のエネルギーに対する第2のエネルギーの比は第3の閾値よりも大きく、第1の条件が当てはまり、かつ第1のエネルギーに対する第2のエネルギーの比が第4の閾値よりも大きい場合、非心肺運動または他の信号干渉があることが検出される。一実施形態では、第1の閾値はほぼ0.6と1の間である。一実施形態では、第2の閾値はほぼ4と12の間である。一実施形態では、第3の閾値はほぼ4と20の間である。一実施形態では、第4の閾値はほぼ0.1と0.8の間である。

10

【0023】

一実施形態では、第2のモードは、フレームの第5の部分集合内のありとあらゆる連続するフレームの部分集合をプロセッサで選択すること、すべてのフレームの部分集合の共分散行列をプロセッサ計算すること、フレームの各部分集合のA'行列をプロセッサで算出することであって、該A'行列は部分集合の共分散行列の加重平均であること、 α -行列をプロセッサで算出することであって、該 α -行列の各要素は対応する前記A'行列の第1の主ベクトルに対応すること、 β -行列の各主ベクトル対の内積を算出し、該内積の最小絶対値を選ぶこと、フレームの第6の部分集合の共分散行列の和であるA行列を計算すること、A行列の第1の主値および該A行列の第2の主値を決定すること、A行列の第2の主値に対する該A行列の第1の主値の比を計算すること、を含む。

20

【0024】

一実施形態は、第2の条件をプロセッサで算出することを含み、内積の最小絶対値である該第2の条件は第1の閾値よりも大きく、第2の主値に対する第1の主値の比は第2の閾値よりも大きく、第2の条件が当てはまる場合、非心肺運動または他の信号干渉の停止が検出される。一実施形態では、第5の閾値はほぼ0.6と1の間である。一実施形態では、第6の閾値はほぼ4と12の間である。一実施形態では、第1の主ベクトルは、対応する前記A'行列の最大固有値に対応する固有ベクトルを含む。一実施形態では、第1の主値はA行列の最大固有値を含み、第2の主値はA行列の2番目に大きい固有値を含む。一実施形態は、非心肺運動が実質的に停止した場合、1つまたは2つ以上のフレームからフレームを算出することを含む。一実施形態では、該フレームに先行する1つまたは2つ以上のフレームは廃棄される。

30

【0025】

一実施形態は、運動センサを使用して生理的運動の速度を推定する方法であって、周波数が無線周波数帯域にある電磁放射線を電磁放射線源から発生させること、該電磁放射線を対象に向けて1つまたは2つ以上の送信機を使用して送ること、少なくとも対象によって散乱された電磁放射線を、1つまたは2つ以上の受信機を使用して受け取ること、散乱された電磁放射線からドップラーシフトされた信号を抽出すること、ドップラーシフトされた信号を1つまたは2つ以上のフレームを有するデジタル運動信号に変換しデジタル化することであって、該1つまたは2つ以上のフレームはデジタル運動信号の時間標本化された直交値を含んでいること、1つまたは2つ以上のフレームをプロセッサによって実行される復調アルゴリズムを使用して復調し、対象または対象の一部の生理学的動態に対応する信号を分離すること、非心肺運動検出アルゴリズムをプロセッサで実行し、非心肺運動または他の信号干渉の有無に対応する1つまたは2つ以上の非心肺運動検出イベントまたは他の信号干渉イベントを、デジタル運動信号から識別すること、速度推定アルゴリズムをプロセッサで実行し、生理学的動態の速度を推定すること、対象または対象の一部の

40

50

生理学的動態の少なくとも速度に関連した情報を、該情報を入力するように構成された出力装置に提供すること、を含む。

【0026】

一実施形態では、速度推定アルゴリズムは、復調されたフレームから複数のサンプルを収集すること、非心肺運動検出イベントに対応する複数のサンプルから1つまたは2つ以上のサンプルを識別し、該複数のサンプルからの1つまたは2つ以上のサンプルを0に設定して複数のサンプルの少なくとも第1の部分集合を得ること、第1の部分集合から第1の部分集合の平均値をプロセッサで差し引くこと、を含む。一実施形態は、第1の部分集合に含まれるサンプルのフーリエ変換をプロセッサで計算して該第1の部分集合のサンプルの振幅スペクトルを得ることを含む。一実施形態では、生理学的動態の推定周波数領域速度は、第1の部分集合のサンプルのスペクトルにおける最大の大きさの成分に対応する。一実施形態は、第1の部分集合における、少なくとも3つの正のゼロ交差または少なくとも3つの負のゼロ交差のいずれかを特定すること、第1および第2のゼロ交差内のサンプルの最大の大きさの正值または最大の大きさの負値である、少なくとも第1の値を特定すること、第2および第3のゼロ交差内のサンプルの最大の大きさの正值または最大の大きさの負値である、少なくとも第2の値を特定すること、第1および第2の値を閾値に対して比較すること、第1の値が閾値よりも大きい場合、少なくとも第1の呼吸イベントを特定すること、第2の値が閾値よりも大きい場合、少なくとも第2の呼吸イベントを特定すること、少なくとも、第1および第2の呼吸イベントと、第1のゼロ交差、第2のゼロ交差、第3のゼロ交差の間の時間間隔とに基づいて、時間領域呼吸速度を推定すること、を含む。一実施形態は、第1の部分集合に含まれるサンプルのフーリエ変換をプロセッサで計算して該第1の部分集合のサンプルの振幅スペクトルを得ること、第1の部分集合のサンプルの最大の大きさのスペクトルに対応する生理学的動態の周波数領域呼吸速度を推定すること、時間領域呼吸速度と周波数領域呼吸速度とを比較して該時間領域呼吸速度および該周波数領域呼吸速度の精度を確認すること、を含む。

10

20

【0027】

一実施形態では、速度推定アルゴリズムは、2つの連続したピークの間谷が含まれているように、複数のサンプルから少なくとも3つの連続したピークを特定すること、検出された連続するピーク数、および最初のピークと最後のピークとの間の時間間隔に基づいて、呼吸速度を決定すること、を含む。

30

【0028】

一実施形態では、速度推定アルゴリズムは、2つの連続した谷の間にピークが含まれているように、複数のサンプルから少なくとも3つの連続した谷を特定すること、検出された連続する谷の数、および第1の谷と最後の谷との間の時間間隔に基づいて、呼吸速度を決定することを含む。一実施形態では、速度アルゴリズムは、ピークまたは谷のいずれが最初に発生するかに基づいて、ピークを特定するかまたは谷を特定するかを選択する。一実施形態では、速度推定アルゴリズムは、連続したピーク数に基づいた呼吸速度と連続した谷に基づいた呼吸速度とを平均化し、速度推定のロバスト性を改善する。

【0029】

一実施形態は、生理的運動を感知するシステムを含み、該システムは、電磁放射線を送るように構成された1つまたは2つ以上のアンテナと、電磁放射線を受け取るように構成された1つまたは2つ以上のアンテナと、非心肺運動検出アルゴリズム、速度推定アルゴリズム、奇異呼吸アルゴリズム、および到来方向アルゴリズムの少なくとも1つを実行することにより、心肺運動に関連した情報を抽出するように構成された少なくとも1つのプロセッサと、心肺運動に関連した情報を入力するように構成された出力装置と通信するように構成された通信システムと、を含む。一実施形態では、バイタルサイン監視装置が、1つまたは2つ以上の対象の、呼吸速度、心拍速度、呼吸の深さ、呼吸波形、心拍波形、一回換気量活動、および非同調性呼吸の程度の少なくとも1つを監視するように構成される。一実施形態では、無呼吸検出システムが、1つまたは2つ以上の対象の、呼吸速度、心拍速度、呼吸の深さ、一回換気量、および奇異呼吸の少なくとも1つ、および呼吸の有

40

50

無を監視するように構成される。一実施形態では、睡眠監視装置が、1つまたは2つ以上の対象の、呼吸速度、呼吸努力、心拍速度、呼吸の深さ、一回換気量、奇異呼吸、活動、位置、および身体の動きの少なくとも1つを監視するように構成される。一実施形態では、バイタルサイン測定システムが、1つまたは2つ以上の対象の、呼吸速度、心拍速度、吸気時間対呼気時間の比、一回換気量、および呼吸の深さの少なくとも1つを測定するように構成される。一実施形態では、バイタルサイン測定システムが、1つの時点でまたは断続的な複数の時点で測定を行うように構成される。

【0030】

一実施形態は、1つまたは2つ以上の外部刺激に呼応して、1つまたは2つ以上の対象の、呼吸速度、心拍速度、呼吸波形、心拍波形、活動、心拍速度、呼吸の深さ、一回換気量、吸気時間、呼気時間、および吸気時間対呼気時間比の少なくとも1つを監視するように構成された精神生理学的状態監視装置を含む。

10

【0031】

一実施形態では、システムは、対象を画像化するように構成された画像処理システムに、該画像処理システムを対象の生理的運動に同期させるように構成された情報を送る。

【0032】

一実施形態では、システムは、医療機器を動作させるように構成された情報を該医療機器に送るよう構成される。一実施形態では、医療機器は除細動器を含む。一実施形態では、システムは、呼吸運動の有無および心臓運動の有無の少なくとも1つを評価するように構成される。

20

【0033】

一実施形態は、1つまたは2つ以上の対象の、呼吸速度、心拍速度、呼吸の深さ、一回換気量、非心肺運動の頻度、および非心肺運動の期間の少なくとも1つを監視するように構成された身体活動監視装置を含む。

【0034】

一実施形態では、加重和は算術平均を含む。

【0035】

一実施形態では、医療機器は人工呼吸器を含む。

【0036】

一実施形態は、周波数が無線周波数帯域にある電磁放射線を電磁放射線源から発生させること、該電磁放射線を対象に向けて1つまたは2つ以上の送信機を使用して送ること、少なくとも対象によって散乱された電磁放射線を、1つまたは2つ以上の受信機を使用して受け取ること、散乱された電磁放射線からドップラーシフトされた信号を抽出すること、ドップラーシフトされた信号を1つまたは2つ以上のフレームを有するデジタル直交運動信号に変換することであって、該1つまたは2つ以上のフレームはデジタル運動信号の時間標本化された直交値を含んでいること、非心肺運動検出アルゴリズムをプロセッサで実行し、非心肺運動または他の信号干渉の有無に対応する1つまたは2つ以上の非心肺運動検出イベントまたは他の信号干渉イベントを、デジタル運動信号から識別すること、奇異呼吸表示アルゴリズムをプロセッサで実行し、奇異呼吸の有無を推定すること、少なくとも奇異呼吸の有無、または程度に関連した情報を提供すること、によって、奇異呼吸の有無を、運動センサを使用して推定する方法を含む。一実施形態では、奇異呼吸表示アルゴリズムは、フレームの部分集合を選択すること、該フレームを、ローパスフィルタを使用して濾過すること、濾過されたフレームの複素配置プロットを得ることを含む。

30

40

【0037】

一実施形態では、複素配置プロットの第1の寸法の大きさが該複素配置プロットの第2の寸法よりも大きくなるような、複素配置プロットがほぼ線形の場合、奇異呼吸がないことが検出される。

【0038】

一実施形態では、複素配置プロットが、第1および第2の寸法を持ち該第1および第2の寸法が同程度の大きさであるような場合、奇異呼吸があることが検出される、

50

一実施形態では、奇異呼吸の程度を推定するのに奇異因子が計算される。一実施形態では、奇異因子は、部分集合の共分散行列をプロセッサで計算すること、共分散行列の第1の主値および第2の主値を計算すること、第1の主値に対応する第1の主ベクトル、および第2の主値に対応する第2の主ベクトルを計算すること、第1の主ベクトル上に信号を投影し、該第1の主ベクトル上に投影された信号の最大のピークピーク値に対応する第1の振幅を決定すること、第2の主ベクトル上に信号を投影し、該第2の主ベクトル上に投影された信号の最大のピークピーク値に対応する第2の振幅を決定すること、第2の振幅に対する第1の振幅の第1の比を計算すること、第2の主値に対する第1の主値の第2の比を計算すること、第1の比と第2の比との積を計算すること、によって推定することができる。一実施形態では、第1および第2の主値は共分散行列の固有値を含み、第1および第2の主ベクトルは該第1および第2の主値に対応する固有ベクトルを含む。

10

【0039】

一実施形態では、奇異指標は奇異因子について行われた費用関数により計算される。一実施形態では、奇異呼吸の有無は、費用関数の出力を閾値と比較することによって決定される。

【0040】

一実施形態では、奇異指標は、奇異呼吸がないことに対する第1の表示、不確かな結果に対する第2の表示、および奇異呼吸があることに対する第3の表示を提供するように解析される。

【0041】

一実施形態は、周波数が無線周波数帯域にある電磁放射線を電磁放射線源から発生させること、該電磁放射線を対象に向けて1つまたは2つ以上の送信機を使用して送ること、少なくとも対象によって散乱された電磁放射線を、1つまたは2つ以上の受信機を使用して受け取ること、散乱された電磁放射線からドップラーシフトされた信号を抽出すること、ドップラーシフトされた信号を1つまたは2つ以上のフレームを有するデジタル直交運動信号に変換することであって、該1つまたは2つ以上のフレームは各受信機からのデジタル運動信号の時間標本化された直交値を含んでいること、到来方向アルゴリズムをプロセッサで実行し、標的数および対応する角度を推定すること、1つまたは2つ以上の対象または1つまたは2つ以上の対象の一部の心肺の動き、対象の数、および、1つまたは2つ以上の対象の方向の少なくとも1つに対応する情報を、該情報を出力するように構成された出力装置に提供すること、によって、運動センサを使用して到来方向を推定する方法を含む。一実施形態では、到来方向アルゴリズムは、各フレームが複数の受信アンテナアレイの複数の受信チャンネルからの信号から成る1つまたは2つ以上のフレームから選択されたフレームの部分集合を、ローパスフィルタを使用して濾過すること、ローパスフィルタされたフレームの部分集合のすべてのチャンネルの電力スペクトル密度を計算すること、計算された電力スペクトル密度の周波数成分の電力を使用して、1つまたは2つ以上の対象からの心肺信号を含む可能性が最もありそうな周波数成分を決定すること、各周波数成分の角度方向を識別すること、各角度方向が1つまたは2つ以上の受信機の角度分解能より大きいか等しい角距離だけ他の角度方向から隔てられるように、少なくとも第1および第2の角度方向を識別すること、1つまたは2つ以上の受信機の角度分解能未満の角距離だけ隔てられた1つまたは2つ以上の角度を取り除くこと、角度方向の各標的に対して単位大きさを持つ1つまたは2つ以上のDOAベクトルを生成すること、DOAベクトルをバッファ内の現在のDOAベクトルおよび前のDOAベクトルの加重平均で平滑化すること、を含む。一実施形態は、空間的ヌル(spatial null)を他の角度方向へ向けることによって各角度方向からの信号を分離すること、非心肺運動検出アルゴリズムをプロセッサで実行し、非心肺運動の有無または各分離信号中の他の信号干渉の有無を検出すること、分離信号の各々を復調して各復調信号を処理する復調アルゴリズムをプロセッサで実行し、非心肺運動がないことが検出された場合、心肺運動に対応する情報を得ること、をさらに含む。一実施形態は、空間的ヌルを他の角度方向へ向けることによって所望の対象からの信号を分離すること、非心肺運動検出アルゴリズムをプロセッサで実行し

20

30

40

50

、非心肺運動の有無または分離信号中の他の信号干渉の有無を検出すること、分離信号を復調し復調信号を処理する復調アルゴリズムをプロセッサで実行し、非心肺運動がないことが検出された場合、対象の心肺運動に対応する情報を得ること、をさらに含む。

【0042】

一実施形態では、到来方向アルゴリズムは、各フレームが複数の受信機アンテナアレイに含まれた複数の受信チャネルからの信号から成る1つまたは2つ以上のフレームから選択されたフレームの部分集合を、ローパスフィルタを使用して濾過すること、ローパスフィルタされたフレームの部分集合のすべてのチャネルの電力スペクトル密度を計算すること、計算された電力スペクトル密度の周波数成分の電力を使用して、1つまたは2つ以上の対象からの心肺信号を含む可能性が最もありそうな周波数成分を決定すること、各周波数成分の角度方向を識別すること、各角度方向が複数の受信機アンテナアレイの角度分解能より大きいか等しい角距離だけ他の角度方向から隔てられるように、少なくとも第1および第2の角度方向を識別すること、複数の受信機アンテナアレイの角度分解能未満の角距離だけ隔てられた1つまたは2つ以上の角度を取り除くこと、角度方向の各標的に対して単位大きさを持つDOAベクトルを生成すること、該DOAベクトルをバッファ内の現在のDOAベクトルおよび前のDOAベクトルの加重平均で平滑化すること、DOAアルゴリズムを周期的に反復しDOAベクトルを更新すること、DOAベクトルに対応する角度を出力装置へ伝えること、を含む。

【図面の簡単な説明】

【0043】

【図1A】レーダーを有する生理的運動センサシステムの実施形態の概略図である。

【図1B】図1Aに示したシステムによって得られた測定値である。

【図1C】図1Aに示したシステムによって得られた測定値である。

【図1D】図1Aに示したシステムによって得られた測定値である。

【図1E】図1Aに示したシステムによって得られた測定値である。

【図1F】図1Aに示したシステムによって得られた測定値である。

【図2】リモートインタフェースと統合されたレーダーベースの生理的運動センサシステムのブロックダイアグラムの概略図である。

【図3】アドオンモジュールを含むレーダーベースの生理的運動センサを含んだシステムのブロックダイアグラムの概略図である。

【図4】病院ネットワークと通信するように構成されたスタンドアロンのレーダーベースのセンサ装置のブロックダイアグラムの概略図である。

【図5】無線接続を持つスタンドアロンのレーダーベースのセンサ装置の他の実施形態の概略図である。

【図6】プロセッサおよび表示装置を有するレーダーベースの生理的運動センサの他の実施形態の概略図である。

【図7】送信機および複数の受信機を有するレーダーベースの生理的運動センサの実施形態の概略図である。

【図8】DC除去を行うように構成された方法の実施形態のフローチャートである。

【図9】線形復調アルゴリズムの実施形態である。

【図10A】周波数領域速度推定および時間領域速度推定を含む速度推定アルゴリズムの実施形態である。

【図10B】周波数領域速度推定および時間領域速度推定を含む速度推定アルゴリズムの実施形態である。

【図10C】周波数領域速度推定および時間領域速度推定を含む速度推定アルゴリズムの実施形態である。

【図10D】周波数領域速度推定および時間領域速度推定を含む速度推定アルゴリズムの実施形態である。

【図11A】正常呼吸および奇異呼吸の位相ベクトル図である。

【図11B】正常呼吸および奇異呼吸の位相ベクトル図である。

【図 1 1 C】奇異因子を奇異指標に変換するように構成された費用関数の実施形態である。

【図 1 1 D】身体部分が同時の膨張と収縮を示す場合にマルチパス遅延信号を持つベースバンド出力である。

【図 1 1 E】身体部分が同時の膨張と収縮を示す場合にマルチパス遅延信号を持つベースバンド出力である。

【図 1 1 F】身体部分が異なる位相遅延を持つ膨張または収縮を示す場合にマルチパス遅延信号を持つベースバンド出力である。

【図 1 1 G】身体部分が異なる位相遅延を持つ膨張または収縮を示す場合にマルチパス遅延信号を持つベースバンド出力である。

【図 1 2 A】非心肺運動を検出するように構成された方法の実施形態である。

【図 1 2 B】非心肺運動を検出するように構成された方法の実施形態である。

【図 1 2 C】非心肺運動を検出するように構成された方法の実施形態である。

【図 1 2 D】非心肺運動を検出するように構成された方法の実施形態である。

【図 1 3】セルフテスト回路の実施形態のブロックダイアグラムの概略図である。

【図 1 4 A】複数の心肺信号を分離する方法の実施形態である。

【図 1 4 B】複数の心肺信号を分離する方法の実施形態である。

【図 1 5】2つの標的からの呼吸信号の分離を示す測定値である。

【図 1 6 A】1つまたは2つ以上の心肺信号の方向を追跡する実施形態アルゴリズムである。

【図 1 6 B】1つまたは2つ以上の心肺信号の方向を追跡する実施形態アルゴリズムである。

【図 1 7】レーダーベースの生理的運動センサシステムの代替の実施形態である。

【図 1 8】センサ装置、計算ユニット、および表示ユニットを有するレーダーベースの生理的運動センサの実施形態である。

【図 1 9】心肺または心血管の関連情報を出力するように構成されたインタフェース（例えば表示スクリーン）の実施形態である。

【図 2 0】呼吸速度を示す表示装置のスクリーンショットである。

【図 2 1】センサ装置、計算ユニット、および表示ユニットを有するレーダーベースの生理的運動センサの代替の実施形態である。

【図 2 2】センサ装置およびプロセッサを有するレーダーベースの生理的運動センサの代替の実施形態である。

【図 2 3】他の情報に加えて呼吸信号および心拍信号を表示するように構成された表示装置の実施形態のスクリーンショットである。

【図 2 4】眠っている対象の呼吸速度、活動指標、および位置を示す表示装置またはユニットのスクリーンショットである。

【図 2 5 A】患者の呼吸活動および/または心臓活動を測定する病院環境へのシステムの適用例である。

【図 2 5 B】図 2 5 A に示した表示装置のスクリーンショットである。

【図 2 6 A】装置によって提供されたバイタルサインを見るのに使用することができる表示装置のスクリーンショットである。

【図 2 6 B】装置によって提供されたバイタルサインを見るのに使用することができる表示装置のスクリーンショットである。

【図 2 7】DC 消去回路の実施形態である。

【図 2 8】奇異呼吸指標を決定する方法の実施形態である。

【図 2 9】奇異呼吸を検出するように構成されたシステムからの出力を表示するように構成された表示装置のスクリーンショットである。

【図 3 0】奇異呼吸を検出するように構成されたシステムからの出力を表示するように構成された表示装置のスクリーンショットである。

【図 3 1】コンパクトなアンテナアレイを含むシステムの実施形態である。

10

20

30

40

50

- 【図 3 2】 2つの受信アンテナを含むシステムの実施形態である。
- 【図 3 3】 2人の呼吸信号が分離された D O A 処理後の、該 2人の心肺情報を出力するように構成された表示装置のスクリーンショットである。
- 【図 3 4】 呼吸波形および一回換気量を表示するように構成された表示装置のスクリーンショットである。
- 【図 3 5】 2人の呼吸運動波形を表示するように構成された表示装置のスクリーンショットである。
- 【図 3 6 A】 信号の直交位相成分および同相成分の複素配置プロット (c o m p l e x c o n s t e l l a t i o n p l o t) である。
- 【図 3 6 B】 レーダーベースの生理的運動センサおよび従来の運動センサ (例えば胸ストラップ) によって測定された呼吸の深さ対時間のプロットである。 10
- 【図 3 6 C】 一回換気量、呼吸活動に対応する波形、および呼吸速度を示す表示装置のスナップショットである。
- 【図 3 7】 送信アンテナと少なくとも 4つの受信アンテナとを含んだアレイエレメントの概略レイアウトである。
- 【図 3 8 A】 対象に接する着用可能なドップラーレーダーシステムによって測定されるような心肺活動に関連した情報である。
- 【図 3 8 B】 対象に接する着用可能なドップラーレーダーシステムによって測定されるような心肺活動に関連した情報である。
- 【図 3 8 C】 対象に接する着用可能なドップラーレーダーシステムによって測定されるような心肺活動に関連した情報である。 20
- 【図 3 8 D】 非接触ドップラーレーダーシステムによって測定されるような心肺活動に関連した情報である。
- 【図 3 8 E】 心肺活動に関連した測定値を表示し、対象の存在を示すように構成された表示装置の実施形態である。
- 【図 3 8 F】 心肺活動に関連した測定値を表示し、対象の存在を示すように構成された表示装置の実施形態である。
- 【図 3 8 G】 心肺活動に関連した測定値を表示し、対象の存在を示すように構成された表示装置の実施形態である。
- 【図 3 8 H】 心肺活動に関連した測定値を表示し、対象の存在を示すように構成された表示装置の実施形態である。 30
- 【図 3 8 I】 心肺活動に関連した測定値を表示し、対象の存在を示すように構成された表示装置の実施形態である。
- 【図 3 8 J】 心肺活動に関連した測定値を表示し、対象の存在を示すように構成された表示装置の実施形態である。
- 【図 3 9 A】 レーダーベースの生理的運動センサを含んだ複数のクラスタのネットワークポロジの実施形態の説明である。
- 【図 3 9 B】 レーダーベースの生理的運動センサを含んだ複数のクラスタのネットワークポロジの実施形態の説明である。
- 【発明を実施するための形態】 40
- 【 0 0 4 4 】
- 図 1 A は、レーダー 1 0 1 が対象 1 0 2 の運動および / または生理活動を感知する生理的運動センサシステム 1 0 0 を示している。レーダー 1 0 1 からのデータは、レーダデータを解析して種々の必要な生理的パラメータを決定し、該生理的パラメータに関する出力情報を、出力行動を行うように構成された出力システムまたは装置に提供する処理システム 1 0 3 に提供される。種々の実施形態では、出力装置は、情報を知らせるまたは警報を出すように構成された可聴システムを表示するように構成された表示システム、または情報に基づいた機能を行うように構成された医療機器を含むことができる。システム 1 0 0 は、有線または無線の通信リンクを使用して通信するように構成された通信システムをさらに含むことができる。通信システムは標準または専用のプロトコルを使用することができる。 50

。図 1 B は、表示ユニットに表示されるような、システム 1 0 0 によって得られた測定値の例を示している。

【 0 0 4 5 】

図 1 B ~ 図 1 F は、システム 1 0 0 によって得られた測定値の例を示している。測定は、表示ユニットに表示される対象 1 0 2 の心肺活動による波形を含むことができる。

【 0 0 4 6 】

図 1 B は、23 の肥満度指数 (B M I) を持った、高血圧症および鬱血性心不全の 5 4 歳の男性の対象について、上述のシステム 1 0 0 の実施形態によって得られた波形を示している。図 1 B のプロット 1 0 4 は、レーダーベースの生理的運動センサシステムによって検出された生理的運動信号 (例えば呼吸速度および呼吸の振幅) を示している。プロット 1 0 5 は、従来の接触型生理的運動センサ (例えば胸ストラップ) によって検出された生理的運動信号を示している。プロット 1 0 6 は、レーダーベースの生理的運動センサによって検出された正規化運動信号と従来のセンサによって検出された正規化運動信号との間の比較を示している。プロット 1 0 6 は、2 つの信号間で良好な一致があることを示している。

10

【 0 0 4 7 】

図 1 C は、40 の B M I を持った、糖尿病、高血圧症、および C A D の 4 4 歳の男性について、上述のシステムの実施形態によって得られた呼吸速度および呼吸の振幅の変動量を示している。図 1 C のプロット 1 0 7 は、レーダーベースの生理的運動センサシステムによって検出された生理的運動信号 (例えば呼吸速度および呼吸の振幅) を示している。プロット 1 0 8 は、従来の接触型生理的運動センサ (例えば胸ストラップ) によって検出された生理的運動信号を示している。プロット 1 0 9 は、レーダーベースの生理的運動センサによって検出された正規化運動信号と従来のセンサによって検出された正規化運動信号との間の比較を示している。上で観測されたように、プロット 1 0 9 は、2 つの信号間で良好な一致があることを示している。

20

【 0 0 4 8 】

図 1 D は、40 の B M I を持った、高コレステロール、高血圧症、および C A D の 5 5 歳の男性のいびきをかいている間の生理的運動信号を示している。プロット 1 1 0 は、レーダーベースの生理的運動センサによって検出された運動信号を示し、無呼吸 (呼吸停止) の検出および呼吸信号ベースラインの変動量を示している。プロット 1 1 1 は従来の監視装置によって得られた対応する測定値であり、一方プロット 1 1 2 は従来の監視装置とシステム 1 0 0 との間の比較を示している。

30

【 0 0 4 9 】

図 1 E は、30 の B M I を持った、C O P D および C H F の 5 9 歳の女性の生理的運動信号を示している。プロット 1 1 3 は、システム 1 0 0 の生理的運動センサによって得られた測定値を示している。プロット 1 1 4 は従来のセンサによって得られた対応する測定値を示し、プロット 1 1 5 は 2 つの測定値の間の比較を示している。

【 0 0 5 0 】

図 1 F は、38 の B M I を持った、C H F および C A D の 5 7 歳の女性の生理的運動信号を示している。プロット 1 1 6 は、対象の無呼吸 (呼吸停止) の検出および呼吸信号ベースラインの変動量を示している。プロット 1 1 7 は従来のセンサによって得られた対応する測定値を示し、プロット 1 1 8 は両者間の比較を示している。

40

【 0 0 5 1 】

種々の実施形態では、レーダーベースの生理学的センサは、ユーザが情報を入力することを可能にする、または、ユーザが命令および / または指示を入力することを可能にするユーザインタフェースを含むことができる。種々の実施形態では、ユーザインタフェースは、全体としてここで援用される米国特許仮出願番号第 6 1 / 1 2 8 , 7 4 3 号に開示されているような、スタートボタン (s t a r t b u t t o n) およびストップボタン (s t o p b u t t o n) を含むことができ、該仮特許では、これらはスターティングボタン (s t a r t i n g b u t t o n) およびストップボタン (s t o p p i n g

50

button)と記載されている。種々の実施形態では、ユーザインタフェースはクリアボタンを含むことができる。種々の実施形態では、ユーザインタフェースは付加のボタン(例えば保存ボタン、印刷ボタン等)またはキーパッドを含むことができる。

【0052】

種々の実施形態では、システム100は、情報を遠隔表示装置、および/または、センターサーバまたはコンピュータに送ることができる。いくつかの実施形態では、SOAPウェブサービスがデータをサーバに送ることができる。全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/072,983号に開示されているように、呼吸データは、ブラウザおよびインターネット接続を持つリモートクライアントによって該サーバからアクセスすることができる。図2は、リモートインタフェース200と統合されたシステムのブロックダイアグラムを示している。図2に示したシステムは、シグナルプロセッサ202と電氣的通信を行う、レーダーベースの生理学的センサ201を含んでいる。シグナルプロセッサからの情報は、ローカルディスプレイ203に局所的に表示することができ、またはウェブサービス204のサーバ205に格納することができる。リモートクライアント207は、インターネット206または他のある通信プロトコルを使用して、サーバに格納された情報にアクセスすることができる。

10

【0053】

種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,022号に開示されているように、システム100は、無線接続を持つアドオンモジュールを含むことができる。図3は、アドオンモジュールを含むレーダーベースの生理学的センサを含んだシステム300のブロックダイアグラムを示している。図3に示すように、装置301が、ブルートゥース、ウルトラワイドバンド、ワイヤレスUSB等のようなパーソナルエリアネットワーク技術を使って、患者監視装置302にネットワーク接続されている。患者監視装置302は、該患者監視装置のローカルインタフェース上に心肺運動情報を表示することができ、および/または、リモートクライアント305がインターネット304または病院ネットワーク303上のリモートデータベースにアクセスできるように、該リモートデータベースにデータを送出することができる。

20

【0054】

図4は、病院ネットワークと通信するように構成されたスタンドアロンの装置のブロックダイアグラムを示している。図4に示したシステム400は、上述のデジタルシグナルプロセッサを含んだシステム100に類似したレーダーベースの生理学的センサシステム401を含んでいる。システム401はアクセスポイント403と無線通信を行う。レーダーベースの生理学的センサシステム401は、生理的運動または心肺運動に関連した情報を、アクセスポイント403を通して病院ネットワーク404に接続されたリモートサーバと、ブルートゥース、ワイヤレスUSB等のような無線通信技術を使用して通信することができる。アクセスポイント403は有線または無線ネットワークを通して病院ネットワーク404(例えば病院LAN)に接続することができる。ローカルクライアント402または405は、システム401またはサーバから無線で、または病院ネットワーク404を通して情報にアクセスすることができる。リモートクライアント407も、インターネット406を通して情報にアクセスすることができる。種々の実施形態では、システム403からの情報は、インターネット406を通して電子カルテを保持する集中データベース408に伝えることができる。

30

40

【0055】

システム100の種々の実施形態は、イーサネット接続によるTCP/IPを使用して、またはシリアルRS-232接続で、情報を通信することができる。図5は、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,022号に開示されているような、無線接続500を持つスタンドアロンの装置の他の実施形態を示している。システム100に類似した上述のレーダシステム501は、いくつかの無線技術のいずれかを使用して、中央の医療関係者のステーション、患者情報データベース、お

50

よび/または電子カルテ505と接続することができる。ネットワークは、インターネット503を通してリモートクライアント504のPC、PDA、または医療用タブレットPC上にデータを送出、または表示するように構成することができる。病院環境では、システム501は、802.11のような通信プロトコル、または病院がネットワーキングに使用する他の通信プロトコルを使用することができる。システム501が家庭または現場環境で使用される場合、LAN技術の代わりに3GセルラまたはWiMax接続を使用して、インターネット503を通じて電子カルテ505、リモートクライアント504、または他のデータベースにデータを送ることができる。種々の実施形態では、システム501によって送られた情報は、医療関係者によって見ることができる。

【0056】

種々の実施形態では、装置501は、該装置がBluetoothまたはUSBを使用して、保存用または診察用の医療サービス提供者のネットワークにデータを広める管理コンピュータと接続するような方式に従うことによって、コンティニユアヘルスアライアンス(Continua Health Alliance)に明記された標準に準拠するように構築することもできる。

【0057】

図6は、コンソールドisplay603を含んだコンピュータと通信を行う、上述のシステム100に類似した生理的運動センサ601を含んだシステム600を示している。いくつかの実施形態では、コンピュータ603は外部ディスプレイ602と通信を行うことができる。いくつかの実施形態では、センサ601は、生理的運動に関連した情報を保存および/または表示用のコンピュータと通信することができる。リモートクライアントは、コンピュータからの情報にインターネットを通してアクセスすることができる。

【0058】

ここで説明している生理的運動センサシステム100の種々の実施形態は、連続監視装置およびシステムとして使用することができる。システム100の種々の実施形態は、遠方から体と接触する点にいたる距離の範囲で、心肺運動を測定するように使用することができる。システム100の種々の実施形態は、生理学的波形、生理学的変数の表示、生理学的変数の履歴プロット、信号品質の表示、および/または特定の条件の表示を提供する。種々の実施形態は、呼吸波形、心拍波形、および/または脈拍波形を含んだ生理学的波形を含むことができる。種々の実施形態は、呼吸速度、心拍速度、一回換気量、呼吸の深さ、吸気時間、呼気時間、吸気時間対呼気時間比、空気流率、心拍間隔、および/または心拍速度変動を含んだ生理学的変数を含むことができる。種々の実施形態は、高品質または低品質のような一般的になりえる、または低信号電力、信号干渉、非心肺運動、または回線雑音の表示を含むような具体的になりえる、信号品質の表示を含むことができる。特定の条件の表示は、健康状態についての一般的表示、正常範囲外にある生理学的変数についての警告、異常呼吸パターンについての表示、または奇異呼吸の表示を含むことができる。

【0059】

以下の図21に示すように、種々の実施形態では、連続バイタルサイン監視装置はボタンおよびディスプレイを含むローカルインタフェースを持つことができ、該装置は集中監視サイト(中央の看護婦のステーションのような)または集中データベース(電子カルテのような)と電子通信を行うことができる。種々の実施形態では、システム100はスタンドアロンの装置になりえ、該システムは他のバイタルサイン監視装置(例えば病院監視システム)に統合されたモジュールでありえる。全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/154,176号に開示されているように、連続バイタルサイン監視装置の種々の実施形態は、一般患者の監視用に、手術後の患者の監視用に、患者の呼吸抑制のリスクを高くする鎮痛剤が投与された該患者の監視用に呼吸器疾患または障害を持つ患者の監視用に、侵襲性または非侵襲性人工呼吸器を使用している患者の監視用に、および、医用画像スキャン中の患者の監視用に病院または診療所で使用することができる。連続バイタルサイン監視システム100の種々の実施形態は、小児科およ

10

20

30

40

50

び/または病院の新生児病棟で使用することができる。

【0060】

全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/072,983号に、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/196,762号に開示されているように、連続バイタルサイン監視装置の種々の実施形態は家庭で使用することができる。該装置の種々の実施形態は、ローカルに、リモートで、またはその両方で動作することができる。装置の種々の実施形態は、個人用健康機器、他の家庭用健康管理機器、パーソナルコンピュータ、携帯電話器、セットトップボックス、またはデータ集積器を含むがこれらに限定されるものではない、他の装置に接続することができる。装置の種々の実施形態は、遠隔地(家庭から離れた)の中央局と有線または無線の接続を介して接続することができる。種々の実施形態では、システム100は、ディスプレイ上に得られたデータの一部またはすべてを表示するローカルディスプレイを持つことができる。種々の実施形態では、システム100は家庭の他の装置と情報を通信することができ、および/または、該システムは有線または無線の接続を介して遠隔の(例えば家庭から離れた)集中データベースと情報を通信することができる。種々の実施形態では、装置は局所制御で動作することができ、有線または無線の接続を介して他の装置によって制御することができ、自動的に動作することができ、または遠隔の(例えば家庭から離れた)集中システムによって制御することができる。種々の実施形態では、この家庭用機器は一般的なバイタルサイン監視用に使用することができ、または該機器は、糖尿病、慢性閉塞性肺疾患、および鬱血性心不全を含むがこれらに限定されるものではない、心肺系に影響を与える慢性病を監視するのに使用することができる。種々の実施形態では、非接触連続バイタルサイン監視装置は、ディスプレイおよび通信を共有する、個人用健康機器または他の家庭用健康管理機器に統合された1つのモジュールでありえる。システム100の種々の実施形態は、コンティニユアヘルスアライアンス(Continua Health Alliance)のガイドラインに準拠することができる。

10

20

【0061】

種々の実施形態では、連続バイタルサイン監視装置は、病院監視装置と類似した実施形態で、高度看護施設でも使用することができる。この装置の実施形態は、高齢者または病人の一般的なバイタルサイン監視用に使用することができ、肺炎の早期発見にも使用することができる。連続バイタルサイン監視装置の実施形態は、救急輸送中の患者を監視する救急車両(例えば救急車、ヘリコプタ等)でも使用することができる。システム100の種々の実施形態は、対象の活動の継続時間、または対象が活動している時間の割合も決定することができる。この情報は活動指数を提供するのに使用することができる。活動指数の変化は、健康状態の変化の指標として使用することができる。種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/001,995号に開示されているように、生理的運動センサは戦場の生存者を検出し、該生存者の生理学的信号を監視するのに使用することができる。種々の実施形態では、プロセッサによって実行可能なソフトウェアに基づいたアレイ配置をドップラーレーダーに適用して、検出モードで生存者を捜し、ビームを収束させることによって標的モードで該生存者を追跡することができる。生存者の位置は、二重周波数または多重周波数でDOA処理から決定することができる。

30

40

【0062】

以下により詳細に説明するように、システム100は、呼吸速度および呼吸速度の精度を計算するアルゴリズムと、不正確なデータを見分ける、干渉運動を見分ける、電気的信号干渉を見分ける、電気的雑音を見分ける、変動率を知らせる、呼吸速度の規則性または不規則を解析する、および呼吸速度が速いかまたは遅い場合等にユーザに信号を送るかまたは警報を出すアルゴリズムとを含むことができる。

【0063】

以下により詳細に説明するように、システム100は、ハードウェア、および/または、例えばRF漏洩除去、DC消去、雑音除去、低IFアーキテクチャ、ホモダインシステ

50

ム平衡化等のような信号品質を改善するためにプロセッサによって実行可能なソフトウェアを含むことができる。ここで説明しているシステム100の種々の実施形態は、心肺運動と他の運動とを識別する能力を持つことができる。システム100の種々の実施形態では、運動識別および運動検出の方法およびアルゴリズムは、心肺機能データの精度を向上させることができる。ここで説明している種々の実施形態は、DC消去および高速データ取得によって、イベントの発生と該イベントの報告および表示との間の遅延を減少させる方法を用いる。小さな時間遅延は、通常、他の装置が他のアクションを開始またはトリガするために、報告されたイベントを使用する用途にとって重要である。小さな時間遅延は他の測定値との同期も改善する。ここで説明している種々の実施形態によって生成される呼吸波形または心拍波形を使用して、他のシステムによって行われるアクションをトリガすることができる。例えば、種々の実施形態は、心臓または呼吸の変位に基づいて医用画像（例えばCTまたはMRIのスキャンによる）をトリガすること、および自発的な呼吸努力に基づいて補助換気をトリガすることについて説明している。ここで説明している種々の実施形態によって生成される呼吸波形または心拍波形を使用して、他のシステムに生理学的同期を提供することができる。例えば、種々の実施形態は、心肺運動または他の運動を、医用画像化（例えばCTスキャンまたはMRI）システム、補助換気システム、ポリグラフシステム、手荷物検査システム、バイオフィードバックシステム、慢性病管理システム、および運動器具に同期させることについて説明している。

10

20

30

40

50

【0064】

システム100の種々の実施形態は、到来方向(DOA: Direction of Arrival)に関連したアルゴリズムを使用して、対象がベッドで、例えば上下に動き回るにつれて、対象の生理学的信号を自動的に追跡することができる。システム100の種々の実施形態は、DOAに関連したアルゴリズムを使用して、対象がベッドで、例えば上下に動き回るにつれて、対象の位置を自動的に追跡することができる。システム100の種々の実施形態は、心肺運動を抽出するときに該運動とは無関係の運動を取り消すように構成することができる、この結果読み取り値の精度をより高めることができる。システム100の種々の実施形態は、DOAのようなアルゴリズムを使用して、第2のまたは複数の心肺運動源を分離、監視する、または測定することもできる(例えば、近くの第2または複数の対象の心肺運動を同時に報告することができる)。システム100の種々の実施形態は、DOAのようなアルゴリズムを使用して、第2のまたは複数の心肺運動源を分離、抑止することもできる(例えば、意図した対象のみが測定されるように近くの第2または複数の対象の心肺運動を抑止することができる)。システム100の種々の実施形態は、所望の対象の追跡を確保するのにDOAと運動する無線自動識別(RFID: radio frequency identification)タグを含むことができる。

【0065】

ここで説明している種々の実施形態は、経験的モード分解(EMD: empirical mode decomposition)、到来方向(DOA)処理による第2の運動源の抑止、ブラインド信号分離(BSS: blind signal separation)、独立成分分析(ICA: independent component analysis)、および高周波受信信号の方向の運動の抑止のような、種々の手法を運動補償に使用することができる。

【0066】

システム100の種々の実施形態は、監視対象の確実な識別(positive identification)を可能にするように構成された無線自動識別(RFID)タグを含むことができる。システム100の種々の実施形態は、ベッドサイドユニット、手持式ユニット、PDA、より大きな医療システムの一部としてのモジュール等に収容するのに適した、種々の大きさ、形状因子、および物理的寸法を持つように適応させることができる。システム100の種々の実施形態は、情報をローカルにまたはリモートで見て制御することができるように、1つまたは2つ以上の出力を含むことができる。種々の実施形態では、システム300は、システム100がセンサ、データ取得および通信、および

復調、処理を含み、出力システムが他の装置にあるような、シンククライアントアプリケーションでありえる。例えば、いくつかの実施形態では、システム100は、制御および処理がセンサのネットワーク用に集中化され、センサおよびネットワーキング/通信部が対象の近くの現場にある、ネットワークシステムに提供される。いくつかの実施形態では、システム300は、ある所定の環境、例えば人が設定時間間隔で部屋に検出されるとき等の下では自動的に測定を開始する。種々の実施形態では、システム100は、呼吸の深さ、および、相対一回換気量または絶対一回換気量の非接触測定を行うのに使用することができる。システム100の種々の実施形態は、心肺機能監視装置および/または心肺活動監視装置として使用することができる。

【0067】

種々の実施形態では、システム100は、例えばパルスオキシメータ、血圧測定用カフ等のような他の接触または非接触医療監視装置と統合することができる。種々の実施形態では、システム100は、Type3 Home Sleep Testの要件を満たす気流センサおよびパルスオキシメータと統合することができる。種々の実施形態では、睡眠時無呼吸検出は、システム100のみまたは他方の装置との組み合わせのいずれかで行うことができる。いくつかの実施形態では、システム100は、特定の刺激、例えば質問、画像、音、娯楽、活動、教育に対する生理学的反応を測定するのに使用することができる。種々の実施形態では、システム100は、動物の非接触心肺機能監視装置として、獣医によって使用することができる。種々の実施形態では、システム100は、例えば動物の冬眠中のまたは手術後監視中のバイタルサインを研究する、動物の非接触心肺機能監視装置として、研究者によって使用することができる。システム100のいくつかの実施形態は、重症度判定検査の用途(例えば戦場重症度判定検査、被災地重症度判定検査)に使用することができる。システム100の種々の実施形態は、幼児および新生児の心臓、心肺、および/または呼吸活動を監視するのに使用することができる。

【0068】

ここで説明している種々の実施形態による非接触の生理的運動センサは、呼吸運動の測定値を得るのに使用することができ、連続呼吸監視装置として使用することができる。この連続呼吸監視装置は、該装置自身のディスプレイおよびボタン、および/または外部通信を持つスタンドアロンの装置になりえ、または該連続呼吸監視装置は、他のバイタルサイン監視装置または他の医療機器と統合されたモジュールでありえる。この連続呼吸監視装置は呼吸波形を提供することができる。この連続呼吸監視装置は、呼吸速度、一回換気量、吸気時間、呼気時間、吸気時間対呼気時間比、呼吸の深さ、腹部可動域対胸郭可動域比、および/または、空気流率を含んだ、呼吸値の現在の値および過去のプロットを提供することができる。この連続呼吸監視装置は、呼吸速度、一回換気量、吸気時間、呼気時間、吸気時間対呼気時間比、呼吸の深さ、腹部可動域比、および/または空気流率の、各々種々の周波数帯域における、変動および過去の変動についての情報を提供することができる。この連続呼吸監視装置は、奇異呼吸があることおよびその程度、妨害呼吸があることおよびその程度、および/または、困難呼吸があることおよびその程度の表示および表示の履歴を提供することができる。この連続呼吸監視装置は、息切れおよびため息の頻度、深さ、および長さについての情報を提供することができる。この連続呼吸監視装置は、非心肺運動の頻度および期間についての情報を提供することができる。この連続呼吸監視装置は、呼吸波形の形状の変化についての情報、または呼吸波形の高調波成分の変化を提供することができる。連続呼吸監視装置システムの種々の実施形態は、高呼吸速度および低呼吸速度、呼吸速度の履歴、一回換気量の履歴、吸気/呼気間隔に関連した情報、奇異呼吸の表示、妨害呼吸の表示、対象の位置、活動水準/運動と測定された心肺活動とを識別する監視、健康状態のランキング(例えば、高、中、および低)、および信号品質ランキング(例えば信号が低すぎるときの警報)に対する警報を提供するインタフェースを含む。システム100の種々の実施形態は、高呼吸速度、低呼吸速度、呼吸速度の大きな変動、呼吸速度の小さな変動、呼吸パターンの不規則性、呼吸パターンの変化、高い吸気時間対呼気時間比、低い吸気時間対呼気時間比、および吸気時間対呼気時間比の変化に対す

10

20

30

40

50

る警報を提供することができる。これらの警報に対する閾値は、事前設定された値、ユーザによって設定された値、患者のベースライン呼吸速度に基づいて計算された値、または患者のベースライン呼吸速度と患者の呼吸速度の過去の変動に基づいて計算された値でありえる。

【0069】

システム100は対象の睡眠を監視するシステムで使用することができる。例えばいくつかの実施形態では、システム100は、呼吸努力および/または呼吸速度を測定するのに、圧電性または誘導性の胸ストラップに取って代わる非接触手法を提供することができる。種々の実施形態では、システム100は、体の異なる部分の呼吸に関連した運動の違いを測定する(例えば奇異呼吸の指標として)圧電性または誘導性の胸ストラップに取って代わる非接触手法を提供することができる。種々の実施形態では、生理的運動センサは、閉塞性睡眠時無呼吸、中枢性睡眠時無呼吸、または他の睡眠障害を検出するのに、単独でまたは他方の装置との組み合わせのいずれかで使用することができる。種々の実施形態では、システム100は、気流センサおよび/またはType 3 Home Sleep Test用のパルスオキシメータと共に使用することができる。種々の実施形態では、システム100は、患者との接触が最小である、無線の気流センサ、および/または、無線のType 3 Home Sleep Test用の無線のパルスオキシメータと共に使用することができる。種々の実施形態では、システム100は、Type 4 Home Sleep Testとして単独で使用することができる。種々の実施形態では、システム100は、対象との接触を含んでおらず、遠距離から作動する、Type 4 Home Sleep Testとして単独で使用することができる。種々の実施形態では、システム100は、睡眠中の手足の動作および他の身体動作だけでなく心肺活動も測定する非接触法を提供することができる。システム100の種々の実施形態は、コンティニュアヘルスアライアンス(Continuous Health Alliance)のガイドラインに準拠することができる。種々の実施形態では、システム100は乳幼児突然死症候群(SIDS)の監視または検査(例えば乳児または新生児の)に使用することができる。システム100の種々の実施形態は、乳児および新生児の心肺活動および/または心臓活動を監視するのに使用することができる。システム100の種々の実施形態は、新生児、乳児、子供、大人、および高齢の対象者に使用することができる。

10

20

30

【0070】

ここで説明している生理的運動センサの種々の実施形態は、呼吸努力波形を得るのに使用することができる。それゆえ、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/194,836号に開示されているように、中枢性無呼吸および閉塞性睡眠時無呼吸の両方を検出し該両者を区別するパルスオキシメトリおよび鼻の気流センサを含んだ上記センサは、家庭用睡眠検査の一部として使用することができる。呼吸努力センサの種々の実施形態は、睡眠検査室での睡眠評価の一部としてまたは家庭で使用される睡眠時無呼吸検査装置の一部としても使用することができる。全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/200,761号に開示されているように、呼吸努力情報は奇異呼吸の程度に関する情報も含むことができる。ここで説明している非接触生理的運動センサの種々の実施形態は、呼吸努力波形、呼吸速度、奇異呼吸の表示、活動の表示、および心拍速度を得るのに使用することができる。全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/194,836号に、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/200,761号に開示されているように、システム100の種々の実施形態は、家庭用診断試験として閉塞性睡眠時無呼吸に使用することができる。

40

【0071】

ここで説明している種々の実施形態では、生理的運動を測定するように特に構成されたレーダーベースのシステムで対象に接触することなく呼吸運動を測定することは可能であり、呼吸運動は生理的運動信号から導き出すことができる。該運動から呼吸速度を検出することに加えて、呼吸運動は、呼吸努力を測定するように設計された圧電性または誘導性

50

の胸ベルトによって提供される呼吸努力に類似した、呼吸努力の基準を提供することもできる。種々の実施形態では、呼吸努力の測定はイベントが中枢性無呼吸かまたは閉塞性無呼吸かどうかを判定するのに必要になりえる。種々の実施形態では、呼吸運動は、ベッドでの対象の位置に関係なく、ここで説明しているレーダーベースのシステムで夜通し測定することができる。

【0072】

種々の実施形態では、生理的運動センサは、奇異呼吸を検出する（例えば、胸郭が膨張するにつれて腹部が収縮し、または腹部が膨張するにつれて胸郭が収縮するとき）ように構成することができる、レーダーベースの装置を含むことができる。ほとんどの場合、奇異呼吸は気道閉塞を示すことはないが、閉塞性無呼吸中に奇異呼吸が示される場合がある。種々の実施形態では、奇異呼吸、および奇異呼吸の程度の表示は、閉塞性無呼吸の検出に有用になりえる。

10

【0073】

レーダーベースの生理的運動センサの種々の実施形態は、非心肺運動（例えばベッドで寝返りを打つおよび回転するような活動、覚醒状態、または睡眠中の無意識の動作）も測定することができる。活動水準は睡眠の品質を推定するのに使用することができ、該活動水準は対象の睡眠状態を決定する際に有用になりえる。システム100の種々の実施形態を使用して、人がいつベッドにいるかまたはベッドから離れているかを決定することができ、対象が夜間どれくらい頻りにベッドから出ているか等を追跡することができる。システム100の種々の実施形態は心拍速度を測定することもできる。無呼吸的イベント中、心拍速度は増加することができ、いくつかの実施形態では、心拍速度を用いて、他の測定によって示される無呼吸を確認することができる。

20

【0074】

システム100の種々の実施形態は、一回換気量、または、各呼吸での吸気量および呼気量を推定するのに使用することができる。一回換気量が正確に測定された場合、該一回換気量は空気流を推定するのに使用することができる。システム100の種々の実施形態は、該システムが、対象となる彼/彼女が夜間ベッドで動くにつれて該対象を追跡することができるように、複数のアンテナのハードウェアと、プロセッサによって実行可能なソフトウェアとを含むことができる。このことは対象がベッド内でどれくらい移動しているかに関する情報を提供することができ、これは呼吸および活動に関するレーダーベースの測定値を改善することができる。生理的運動センサを他のセンサと協力して使用し、睡眠中の呼吸の詳細を提供することができる。システム100の種々の実施形態は、鼻/口の気流センサおよびパルスオキシメータを含むがこれらに限定されるものではない、追加センサを含むことができる。

30

【0075】

種々の実施形態では、鼻/口の気流センサは、患者が呼吸しているかどうかの表示、または、さらに高度なセンサで、気流の速度の推定値のいずれかを提供することができる。該センサは無呼吸を正確に検出するのに使用することができ、さらに、高度なセンサで、該センサは呼吸低下（空気流の減少）を検出するのに使用することもできる。空気流の正確な測定は、イベントが呼吸低下なのかまたは無呼吸なのかを判定するのに重大である。鼻/口の気流センサは1つまたは2つ以上のサーミスタ、熱線風速計、または圧力センサを含むことができる。いくつかの実施形態では、鼻/口の気流センサは、各鼻孔および口を通った気流を独立して測定するように提供することができる。ほとんどの実施形態では、気流センサは、無呼吸が中枢性なのか閉塞性なのかを単独で判定することができない。

40

【0076】

種々の実施形態では、パルスオキシメータは、動脈のヘモグロビン飽和による呼吸の有効性、または血液酸素化の評価についての情報を提供することができる。血液酸素化の減少は、無呼吸的イベントまたは呼吸低下的イベントの重症度を示すことができ、臨床的判断にとって重要である。パルスオキシメータは心拍速度を提供することもできる。種々の実施形態では、ほとんどの実施形態でだがパルスオキシメトリは指または耳で記録するこ

50

とができ、通常指測定がより正確であると考えられている。

【0077】

種々の実施形態では、パルスオキシメータおよび口/鼻の気流センサは、患者との接触を必要とする場合がある。種々の実施形態では、パルスオキシメータおよび口/鼻の気流センサは、データをデータ記録装置に無線で伝送するように構成することができる。種々の実施形態では、該記録装置はレーダーベースの生理的運動センサ装置と統合することができる。

【0078】

システム100の種々の実施形態は、レーダーベースの生理的運動センサ、無線通信を備えたパルスオキシメータ、および無線通信を備えた鼻/口の気流センサを含む、患者と電線なしでおよび患者との最小の接触で動作する、無線の家庭用睡眠監視装置を含むことができる。家庭用睡眠監視装置の種々の実施形態は、睡眠中の呼吸の詳細(例えば空気流、呼吸努力、および酸素投与)を提供することができる。種々の実施形態では、家庭用睡眠監視装置システム100は、心拍速度、心拍速度の変動、および睡眠中の運動に関する情報も提供することができる。種々の実施形態では、パルスオキシメータおよび口/鼻の気流センサは、電線が必要でないように、それらのデータをハブに独立して無線で送るように構成することができる。このことは、記録装置への電線を必要とする、または、後でデータを記録装置に無線で送信する単一の装着式装置への電線を必要とする、他の市販の家庭用睡眠監視装置に優る利点を提供することができる。

【0079】

生理的運動センサシステム100の種々の実施形態は、呼吸速度および心拍速度のようなバイタルサインのスポットチェックを、1つの時点でまたは断続的に(例えば、一定間隔で、所定の時間で、要求に応じて等)得るのに使用することができる。種々の実施形態では、システム100は、呼吸速度を測定することができる、異なるユーザ選択可能な時間間隔(例えば15秒、30秒、60秒等)、選択された呼吸周期数(例えば2、3、5等)、または測定長さのより一般的な表示(例えば、「速く」、「普通に」、「延長して」)を持つことができる。種々の実施形態では、システム100は、信号品質、呼吸速度、呼吸速度変動、および呼吸波形形状変動を使用して、自動的に測定期間を選択することができる。種々の実施形態では、システム100は、非心肺運動、振動、他のRF信号、または回線雑音からの干渉を持つデータを見分けることができ、速度計算に該データを含むことができない。これにより速度読み取り値の精度を改善することができる。種々の実施形態では、速度読み取り値の精度は、精度チェックを含んだ速度推定アルゴリズムによってさらに改善することができる。システム100の種々の実施形態は、心肺運動を抽出するとき、対象による非心肺運動または対象の近くの他の運動を識別するように構成することができる、これにより、読み取り値の精度をより高めることができ、および/または非心肺運動検出による誤りを表示しないようにすることができる。

【0080】

種々の実施形態では、時間領域手法および周波数領域手法はいずれも、呼吸速度計算の妥当性の評価に使用することができる。種々の実施形態では、システム100は、測定中および測定後に信号品質フィードバック系を提供することができる。該信号品質フィードバックは、非心肺運動、信号干渉、低信号電力、および/または過重信号によるクリッピングを示すことができる。種々の実施形態では、測定前のシステムのセルフテストおよび環境チェックを行うことができる。種々の実施形態では、システム100はRF干渉を阻止するのに自走信号源を使用することができる、例えば、ランダムな周波数ずれが、同一の周波数帯域で動作する信号源からの干渉に対する耐性を提供することができる。種々の実施形態では、システム100は、他の装置、手法、および家庭での慢性管理および他のリモート設定に使用される周辺装置と統合することができる。例えば、システム100は血圧測定用カフ、家庭医療管理ユニットの体温計と共に使用することができる。システム100の種々の実施形態は、健康キオスクの一部として心肺情報を提供することができる。システム100の種々の実施形態は、各呼吸での吸気量/呼気量(相対的一回換気量

10

20

30

40

50

)、および呼吸の深さを測定するのに使用することができる。システム100の種々の実施形態は、高いまたは低い心拍速度または呼吸速度、または、不規則な心拍速度または呼吸速度の警報を提供することができる。種々の実施形態では、システム100は、心臓不整脈または呼吸性洞性不整脈を検出するのに使用することができる。システム100の種々の実施形態は、ユーザがシステムを正確な測定値を得る方向へ正しく向けるのを助ける目標要素または集束要素を持つことができる。種々の実施形態では、オンデマンドのスポットチェック測定が提供される。種々の実施形態では、測定はローカルにまたはリモートで開始することができる。システム100の種々の実施形態は、視聴覚装置または他のマルチメディア装置と統合することができる。

【0081】

システム100は、1つまたは2つ以上の対象の呼吸速度、および/または心拍速度を得る非接触バイタルサインスポットチェックとして使用することができる。バイタルサインスポットチェックシステム100の実施形態は、入院患者の規則的なバイタルサイン測定のために病院または高度看護施設で、または検査の処置のためにチェックインする患者のバイタルサイン測定のための任意の臨床設定で、使用することができる。バイタルサインスポットチェックシステム100の実施形態は、乳児および新生児の心肺活動の監視のために、小児科または新生児病棟で使用することができる。システム100の種々の実施形態は、ボタンおよびディスプレイを含んだローカルインタフェースを含むことができ、中央側(中央ナースステーションのような)、または集中データベース(電子カルテのような)との電子通信を行うことができる。種々の実施形態では、システム100はスタンドアロンの装置でありえる、または該システムは、他のバイタルサインスポットチェック装置と統合された、1つの測定(呼吸速度のような)または複数の測定(呼吸速度および一回換気量、または、呼吸速度および心拍速度のいずれかのような)を提供するモジュールでありえる。種々の実施形態では、バイタルサインスポットチェックシステム100は1つの速度のみを、または測定された複数の速度を表示することができる。いくつかの実施形態では、システム100は、心臓のスナップショットおよび/または呼吸波形を表示するように構成することができる。種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/154,728号に開示されているように、非接触バイタルサインスポットチェックは、緊急処置室、被災地、または戦場での重症度判定検査に使用することができる。

【0082】

ここで説明しているバイタルサインスポットチェックシステムの種々の実施形態は、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/196,762号に開示されているように、COPD、糖尿病、および鬱血性心不全を含む家庭での慢性病の管理に使用することができる。上述のように、種々の実施形態では、システム100は、個人用健康機器、他の家庭用健康管理機器、パーソナルコンピュータ、携帯電話、セットトップボックス、またはデータ集積器を含むがこれらに限定されるものではない、他の装置に接続することができる。システムの種々の実施形態では、装置は、遠方の(例えば家庭から離れた)中央局と、有線または無線の接続を介して接続することができる。種々の実施形態では、システム100はローカルディスプレイを備えることができ、一部またはすべての取得データは該ローカルディスプレイに表示される。いくつかの実施形態では、システム100は、遠方の(例えば家庭から離れた)集中データベースとの有線または無線の接続を介して、他の装置に情報を伝えることができる。種々の実施形態では、装置はローカル制御で動作することができ、または、有線または無線の接続を介して他の装置によって制御することができる。種々の実施形態では、システム100は自動的に動作することができ、または遠方の(例えば家庭から離れた)集中システムによって制御することができる。システムの種々の実施形態では、バイタルサインスポットチェックシステム100は、ディスプレイおよび通信を共有する個人用健康機器または他の家庭用健康管理機器に統合された1つのモジュールでありえる。

【0083】

10

20

30

40

50

種々の実施形態では、全体としてここで援用される米国特許仮出願番号第61/128,743号に開示されているように、バイタルサインスポットチェックシステム100は健康キオスクに含むことができる。キオスクバイタルサインスポットチェックシステム100の種々の実施形態は、バイタルサイン情報をキオスクコンピュータに送るスタンドアロンの装置になりえる。システム100の種々の実施形態は、動作を開始するのに、装置のボタンを押すことを該装置の近くにいる人に要求することができる。いくつかの実施形態では、システム100は、キオスクコンピュータを通して装置に送られた開始信号を使用して、遠方の医療関係者によって制御することができる。いくつかの実施形態では、システム100は、患者がキオスク領域に入ると測定を自動的に開始することができる、すなわちシステム100は患者の存在を感知することができる、またはシステム100は患者の存在を感知する他の装置からのデータを使用することができる。キオスクバイタルサインスポットチェックシステム100の種々の実施形態は、患者がその存在に気づいていないような、キオスクに統合された1つのモジュールでありえる。そのような実施形態では、システム100は、遠方の医療関係者によって開始される測定、または恐らく患者がキオスクに入るかまたは座った後の一定時間に自動的に開始される測定のいずれかで、キオスクコンピュータによって制御することができる。種々の実施形態では、システム100は呼吸速度を一回だけ測定することができる、または該システムは患者がキオスクにいる間、断続的に測定し続けることができ、患者がキオスクにいた間の呼吸速度履歴を遠方の医療サービス提供者に提供する。

10

20

30

40

50

【0084】

種々の実施形態では、システム100によって収集された心肺情報、活動、および他の生理的運動データは、心理的または精神生理学的状態、または心理的または精神生理学的状態の変化を測定し、監視するのに使用することができる。種々の実施形態では、システム100は、外部刺激（例えば質問、音、画像等）によって誘発された精神生理学的状態の変化を監視することができる。

【0085】

全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第63/141,213号に開示されているように、非接触の生理学的センサシステム100の種々の実施形態は、測定対象の精神状態の評価支援に解析することができる呼吸速度、心拍速度、および生理学的波形を得るのに使用することができる。心理学的情報は、種々の医療的用途、空港、国境、スポーツイベント、および他の公共区域での対象の手荷物検査、嘘発見、および、心理鑑定または精神鑑定を含むがこれらに限定されるものではない、多くの用途に使用することができる。手荷物検査用途で使用されるシステム100の種々の実施形態では、システム100からの情報出力は悪意図の検出支援に使用することができる。

【0086】

全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/154,176号に開示されているように、生理的運動センサシステム100の種々の実施形態は、胸郭運動または臓器運動と医用画像との同期に使用することができる、生理的運動波形を提供するのに使用することができる。

【0087】

ここで説明しているシステムの種々の実施形態は、非侵襲性換気を含んだ機械呼吸と呼吸努力との同期に使用することができる、生理的運動波形を提供するのに使用することができる。

【0088】

種々の実施形態では、システム100はパルスオキシメータと統合することができる。ここで説明している種々の実施形態では、生理的運動センサ100は呼吸器に関する情報を感知するのに使用することができ、患者の酸素飽和度を測定するパルスオキシメータに接続して動作することができる。種々の実施形態では、2つのセンサシステムの組み合わせは、換気および酸素投与についての情報を提供することができ、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/194,839号に開示されてい

るように、呼吸器の有効性についてどちらかが単独で与えるよりもさらに完全な測定を与える。これらの実施形態は、手術後の患者、オピオイドに基づいた薬剤を使用する患者、呼吸抑制を起こす恐れがある患者等の監視に用途がある。

【0089】

システム100の種々の実施形態は、自己調節鎮痛システムと統合されるかまたは該システムに接続することができ、呼吸速度がオピオイドに誘発された呼吸抑制の発症を示す閾値以下に低下した場合、無痛覚症の追加投与を回避することができる。種々の実施形態は、無痛覚症薬の追加投与をいつ停止すべきかについての計算の際、一回換気量、吸気時間対呼気時間比、呼吸の深さ、非心肺運動の頻度、非心肺運動の期間、呼吸停止の長さ、息切れの頻度、深さ、および長さ、兆候の頻度、深さ、および長さ、および/または呼吸波形の形状を含んだ付加の呼吸器の変数も使用することができる。そのような実施形態の閾値は、工場での事前設定、患者のベースライン値に基づいて計算された医療従事者による設定の少なくとも1つでありえる。種々の実施形態は警報も含むことができる。

10

【0090】

種々の実施形態では、システム100は、対象が呼吸しているかどうか、および/または彼/彼女の心臓が鼓動しているかどうかを決定するのに使用することができる。種々の実施形態では、システム100は、対象から数メートル離れたところから接触点までの心肺情報(呼吸器のおよび/または心臓の)の存在を検出することができる、および/または、該心肺情報を監視することができる。種々の実施形態では、システム100は、対象の体に接触しながら、心肺情報(呼吸器のおよび心臓の)を検出し監視することができる。種々の実施形態では、システム100は心肺活動に関連した体表面運動を測定することができる。種々の実施形態では、システム100は心肺活動に関連した体内運動を測定することができる。種々の実施形態では、システム100は、インピーダンス変化を含むがこれに限定されるものではない、心肺活動に関連した測定可能な体内変化および/または体外変化を電磁的に測定することができる。種々の実施形態では、システム100は、上述の機能を単独でまたは他の監視装置と組み合わせて行うことができる。

20

【0091】

種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/194,838号に開示されているように、ここで説明している生理的運動センサは、患者に心拍があるかどうかを検出することによって、対象が心肺蘇生術または除細動器(自動体外式除細動器または病院除細動器のいずれか)の使用を必要とするかどうかを決定するのに使用することができる。種々の実施形態では、システム100は、システムからの情報を他のセンサからの情報に統合して蘇生が必要かどうかを判定できるように、外部医療機器に信号を送ることができる。この判定は、ユーザの目に見えるようにまたは耳に聞こえるように示すことができる。種々の実施形態では、システム100は、心拍が検出された場合患者に電気ショックを与えることができないように、信号を除細動器に提供することができる。種々の実施形態では、システム100は、外部医療機器(例えば除細動器、呼吸器、酸素ポンプ、体外式呼吸器等)をトリガする信号を送ることができる。非接触の生理的運動センサは、除細動器を患者に使用して人工心臓の活動が再開したかどうかを判定した後、使用することができる。

30

40

【0092】

種々の実施形態では、生理的運動センサシステム100は、ある距離をおいておよび/またはレーダー貫通可能な障壁を通して、人間の動作を検出するのに使用することができる。種々の実施形態では、この動作は、もじもじすることまたは口をきくことによる小さな動作だけでなく、歩行のような全体的動作、および心肺活動に起因する微細な表面変位を含むことができる。種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,164号に開示されているように、異なる信号源からの信号は、高度な信号処理によって分離し、各個人に対して一意なバイオメトリック署名に分類することができる。種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,023号に開示されているような経

50

験的モード分解は、心臓運動波形および呼吸運動波形を含む、生理的運動の個々の特徴を識別するのに使用することができる。いくつかの実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,023号に開示されているような経験的モード分解は、生理的運動の大きさの変動のパターンを識別するのに使用することができる。種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,023号に開示されているような経験的モード分解は、心拍速度変動および呼吸速度変動のような、生理学的過程の変動率のパターンを識別するのに使用することができる。種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,023号に開示されているような経験的モード分解は、相互作用を解析するのに使用することができる。

10

【0093】

種々の実施形態では、心肺運動信号から抽出された多くの変数は、個人のバイオメトリック認証に使用することができる。種々の実施形態では、これらの変数は、呼吸速度、吸気時間、呼気時間、吸気時間対呼気時間比、息切れの頻度、息切れの深さ、息切れの長さ、兆候の頻度、兆候の深さ、兆候の長さ、呼吸の深さ、奇異呼吸の存在、奇異呼吸の程度、一回換気量、腹部可動域対胸郭可動域比、呼吸信号の高調波成分、呼吸信号の異なる高調波電力比、空気流率、心拍速度、および心拍間隔を含む。種々の実施形態では、バイオメトリック認証は、任意の数の周波数帯域の上述の変数の一部またはすべての変動も含む。種々の実施形態では、バイオメトリック認証は、心臓に関する変数と呼吸器に関する変数との間の相関関係も含む。種々の実施形態では、バイオメトリック認証は、活動の頻度、期間、および量、および/または、もじもじする頻度、期間、および量も含む。

20

【0094】

システム100の種々の実施形態は、患者の一回換気量を決定するのに使用することができる。全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,021号に開示されているように、システム100の種々の実施形態は、正確に測定された変位を一回換気量の推定値に変換することができるように、カルテ情報から変位と一回換気量との間の関係を決定することができる。種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,018号に開示されているように、システム100は、較正を行うのに接触装置が必要ないように、変位と一回換気量との間の関係を忍耐強い演習およびカルテ情報に基づいて決定するのに使用することができる。システムのいくつかの実施形態では、公にされた定式およびカルテは、患者ができるだけ深く吸いこみ、できるだけ十分に吐き出すことによって肺活量演習を行う場合に、胸の変位と一回換気量との間の関係を計算することができるように、患者の肺活量を予測するのに使用することができる。種々の実施形態では、システム100は一回換気量を推定できるように測定前に較正することができる。種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,021号に開示されているように、システム100は、直接測定によって、すなわち肺活量計または一回換気量を正確に測定する他の装置による較正によって、変位と一回換気量との間の関係を決定するのに使用することができる。

30

種々の実施形態では、相対的一回換気量は、一回換気量が患者の連続監視中のベースライン値から増加しているか減少しているかどうかに関する情報を提供することによって、較正なしで測定することができる。相対的一回換気量測定の種々の実施形態では、該相対的一回換気量は、非心肺運動が検出されるごとにリセットすることができ、それによって患者の異なる位置によるおよびセンサと患者との間の異なる空間的關係による胸部変位と一回換気量との間の関係の変化に起因する相対的一回換気量の誤差を回避することができる。そのような実施形態は、換気されてないまたは非侵襲的に換気されている救急患者に有用になりえる。

40

【0095】

種々の実施形態では、システム100からのデータは、活動指数を生成するのに使用することができる。種々の実施形態では、システム100は、対象の活動の頻度および期間

50

、または対象が活動している時間の割合を決定する非心肺運動検出アルゴリズムを使用することができる。この情報は活動指数を提供するのに使用することができる。いくつかの実施形態では、活動指数の変化は、健康状態の変化の指標として使用することができる（例えば、患者の一日の活動状態が該患者のベースラインより著しく小さい場合、これは病気を示す場合がある）。種々の実施形態では、活動指数は、睡眠状態対覚醒状態、不眠症、下肢静止不能症候群を評価するのに、眠っている対象の測定中に使用することもできる。種々の実施形態では、活動指数は、概日リズム障害、覚醒状態、代謝活性、エネルギー消費、および日中の眠気を評価するのに使用することができる。

【0096】

システム100の種々の実施形態は、無呼吸、または呼吸活動の停止を検出するのに使用することができる。例えばいくつかの実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/072,982号に開示されているように、生理的運動センサが規定された閾値よりも大きい極大を検出しない場合、システム100は呼吸停止を検出することができる。

10

【0097】

種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/072,983号に、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/123,135号に開示されているように、装置は、呼吸が停止したのでまたは対象がもはや存在しないので、規定された閾値よりも大きい極大値がないことを決定するアルゴリズムを使用することができる。いくつかの実施形態では、このアルゴリズムは、プロセッサによって実行可能なソフトウェアフィルタによって分離される2つの周波数帯域すなわち高周波帯域および低周波数帯域を解析することを含むことができる。呼吸対象が存在する場合、装置は、多くは低周波数帯域（ほぼ0.8Hzより低い）にある呼吸信号から対象の存在を知らせることができる。しかしながら、対象が呼吸していない場合、装置は、なお、より高い周波数成分を含む心臓または他の不随意運動を含んだ他の動作を検出することができる。それゆえ、装置は、異なる周波数帯域の平均電力を閾値の電力レベルと比較することにより、呼吸している対象が存在することまたは対象が存在しないことを決定することができる。

20

【0098】

装置の種々の実施形態は、周波数解析、および運動センサによって得られた心肺信号および非心肺信号の閾値に基づいて、対象が存在するか、存在しないかを区分することができる。種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/323,135号に、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/001,996号に、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/154,732号に開示されているように、対象が存在するかどうかを判定するのに非接触の生理的運動センサを使用できるであろう。例えば、在宅監視シナリオでは、システム100は、患者が特定の位置または特定の部屋にどれくらい長くいるかを追跡するのに使用することができる。例えば、キオスクシナリオでは、該システムは、対象がキオスクにいついたかを決定することができるであろう。

30

40

【0099】

種々の実施形態では、非接触の生理的運動センサは、人がコンテナまたは部屋に存在するかどうかを判定するthrough-the-wallモードのセキュリティ用途にも使用することができる。該センサは心拍速度を検出するのに使用することができるので、それは息を潜めているおよび/または息を殺している人を検出するのに使用することができる。

【0100】

種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/072,983号に、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/123,135号に開示されているように、装置はアルゴ

50

リズムに基づいて対象が存在しているか存在していないかを検出することができる。いくつかの実施形態では、このアルゴリズムは、2つの周波数帯域、すなわちプロセッサによって実行可能なソフトウェアフィルタによって分離される高周波帯域および低周波数帯域を解析することを含むことができる。呼吸している対象が存在する場合、装置は、多くは低周波数帯域（ほぼ0.8 Hzより低い）にある呼吸信号から対象の存在を知らせることができる。しかしながら、対象が呼吸していない場合、装置は、なお、より高い周波数成分を含む心臓または他の不随意運動を含んだ他の動作を検出することができる。それゆえ、装置は、異なる周波数帯域の平均電力を閾値の電力レベルと比較することにより、対象の存否を判定することができる。いくつかの実施形態では、装置が特定のベッドまたは椅子の方へ向けられると、対象の存在は、生理的運動および活動がベースライン測定に基づいて設定された閾値よりも高いかどうかによって検出することができる。いくつかの実施形態では、対象が存在しない場合、呼吸処理のスイッチを切ることができる。

10

20

30

40

50

【0101】

ここで説明しているシステム100の種々の実施形態は、レーダーベースの生理的運動センサを含む。システム100の種々の実施形態は、電磁放射線源と、対象によって散乱された電磁放射線を受け取る1つまたは2つ以上の受信機と、受信信号をデジタル化するシステム（例えばアナログ/デジタル変換器）とを含むことができる。システム100の種々の実施形態は、プロセッサと、デジタル信号を処理して生理的運動に関連した情報を抽出するコンピュータまたはマイクロプロセッサも含むことができる。種々の実施形態では、プロセッサは制御装置で制御することができる。生理的運動に関連した情報は、種々の方法（例えば、目に見えるようにまたはグラフを使って表示される、有線または無線の通信リンクまたはネットワークを通して電子的に伝送される、内部音声または警報によって聞こえるように知らせられる、等）でユーザに伝えることができる。

【0102】

ここで説明しているシステム100の種々の実施形態は、非接触で動作することができる、対象から離れて機能することができる。システム100の種々の実施形態は、横になっていること、もたれかかっていること、座っていること、または立っていることを含む任意の姿勢を取っている対象について動作することができる。システム100の種々の実施形態は、対象から種々の距離、例えば0.1から4.0メートルで動作することができる。いくつかの実施形態では、システム100は、対象に対して、対象の前方に、対象の後方に、対象の上方に、対象の下方に、対象の側面に、または対象に対する種々の角度を含むがこれらに限定されるものではない、種々の位置に置くことができる。いくつかの実施形態では、システム100は対象の（例えば患者の）胸に置いた状態で動作することができる。これらの実施形態では、システム100は、対象の胸に置くことができ、ユーザによって対象の胸に保持することができ、またはストラップ、ネックレス、またはハーネスで対象の胸に着用することができる。

【0103】

システム100の種々の実施形態は、標的の方向を決定し、空間的に離れた非生理的運動から生理的運動を分離し、異なる対象からの生理的運動を同時に検出し、単一の対象の角度を追跡するまたは1つまたは2つ以上の他の対象が視界内にある場合には第1の対象からの生理的運動を分離する、特殊なアルゴリズムと組み合わせて複数の受信機チャネルを使用することができる。

【0104】

種々の実施形態では、複数の受信アンテナおよび受信チャネルを追加して多チャンネル出力を提供することができる。これらの追加的な受信チャネルは、標的の方向を決定し、空間的に離れた非生理的運動から生理的運動を分離し、異なる対象からの生理的運動を同時に検出または第2の対象が視界内にある場合には第1の対象からの生理的運動を分離するのに使用することができる。全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/141,213号に、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/204,213号に開示されているように、およ

び全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/137,519号に開示されているように、複数のアンテナからのこの情報を提供するのに使用されるアルゴリズムは、到来方向、独立成分分析、およびブラインド源分離を含むが、これらに限定されるものではない。

【0105】

種々の実施形態では、生理的運動センサシステム100は、該システム自身のディスプレイ、ユーザインタフェース、時計、記録用ハードウェアおよびソフトウェア、信号処理用ハードウェアおよびソフトウェア、および/または、通信ハードウェアおよびソフトウェアを持ったスタンドアロンの装置でありえる、すなわちこれはすべて1つの装置に統合することができ、またはUSBのようなケーブルによって接続された複数のユニットを含むことができる。もう1つの選択肢として、生理学的センサは、(生理的および/または非生理的)付加の監視装置を含むことができるシステムの一部として統合することができ、そのシステムのディスプレイ、ユーザインタフェース、時計、記録用ハードウェアおよびソフトウェア、信号処理用ハードウェアおよびソフトウェア、および/または通信ハードウェアを使用することができる。種々の実施形態では、センサは、該センサからのデータが他のセンサからの信号およびイベントと同期することができるように、システムからアナログまたはデジタルの同期信号を受け取ることができ、または、該センサはシステムにアナログまたはデジタルの同期信号を送信することができ、または、該センサはシステムクロックと同期する内部クロックを備えており、同期のためにデータにタイムスタンプを使用することができる。いくつかの実施形態では、センサは、ディスプレイ、記録、および/またはシステムを越えた通信、および恐らく装置からの波形の追加の信号処理、および、もし含まれていれば他のセンサからの波形を含んだシステムへの2つの方法通信を有する、それ自身の信号処理ハードウェアおよびソフトウェアを持つ装置になりえる。この場合、装置は、システムから測定を開始および測定を停止する命令、および他のハードウェア制御信号を受け取る。いくつかの実施形態では、装置は初期信号処理を行い、システムによって解析される波形を提供することができる。全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/204,880号に開示されているように、データはリアルタイムでまたは後処理により解析することができる。

【0106】

種々の実施形態では、センサシステム100は、患者の呼吸の不規則性または異常が検出された場合に警報を出すことができるアラームを備えることができる。いくつかの実施形態では、システム100は、(例えば、対象が30秒以上呼吸していない場合、または10秒以上ほぼ20呼吸/分よりも速く呼吸している場合)アラームを作動させることもできる。

【0107】

種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/141,213号に開示されているように、呼吸努力、内在する心臓運動による胸壁の動き、および末梢脈拍の動き等に関連した生理学的波形は、生理的運動センサによって得ることができる。これらの波形から導き出された情報は、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/141,213号に開示されているような呼吸速度、吸気時間、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/141,213号に開示されているような呼気時間、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/141,213号に開示されているような吸気時間対呼気時間比、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/141,213号に開示されているような息切れの頻度、深さ、および長さ、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/141,213号に開示されているような嘆息の頻度、深さ、および長さ、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/072,983号に開示されているような呼吸の深さ、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/194,836号に、全体として参照することによりここで

援用される米国特許仮出願番号第61/194,848号に、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/200,761号に開示されているような奇異呼吸があることおよびその程度、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,021号に、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,018号に開示されているような一回換気量、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/141,213号に開示されているような腹部可動域対胸郭可動域比、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/141,213号に開示されているような呼吸信号の高調波成分、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/141,213号に開示されているような呼吸波形の形状、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/072,983号に、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,021号に開示されているような空気流率、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/072,983号に開示されているような苦しい呼吸の表示、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,021号に開示されているような自発的肺活量、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,019号に開示されているような、心拍速度および脈拍速度、平均心拍速度、脈拍速度および呼吸速度、心拍間隔、心拍速度変動、血圧、脈拍通過時間、心拍出量、他の呼吸信号、心拍速度と呼吸速度との間の相関関係、または活動の波形、頻度、期間、および量、および、もじもじする頻度、期間、および量、および肺水含有量を含むことができるがこれらに限定されるものではない。

10

20

【0108】

心拍速度変動および呼吸速度変動だけでなく心拍波形または呼吸波形の形状の変化、呼吸の深さの変化、および奇異呼吸の程度の変化の変動も含んだ、種々の周波数帯域におけるこれらの変数の変動も解析される。これらの変動は、スポットチェックとして測定することができ、患者が安静中に連続的に監視することができ、問われている質問、なされている通知、または実行されている特定のタスクに関連した特定の時間に監視することができ、または該変動は、対象が普通の活動に取りかかる際に監視することができる。

30

【0109】

これらの波形から導き出された情報は、表示ユニットに表示することができる。種々の実施形態では、スクリーンに提供される情報は、呼吸速度、吸気時間、呼気時間、吸気時間対呼気時間比、呼吸の深さ、奇異呼吸の存在およびその程度、一回換気量、腹部可動域対胸郭可動域比、心拍速度または脈拍速度、平均心拍速度、平均脈拍速度および平均呼吸速度、心拍間隔を含むことができるがこれらに限定されるものではない。種々の実施形態では、波形に提供される情報は、呼吸波形、非接触で得られた心拍波形、胸と接触している装置により得られた心拍波形、および脈拍波形を含むことができるがこれらに限定されるものではない。種々の実施形態では、スクリーンに提供される解析は、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,019号に開示されているような呼吸速度の履歴、心拍速度の履歴、活動指数（対象が肉体的に活動している時間の割合）と、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,021号に開示されているような一回換気量対時間と、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,021号に開示されているような空気流率対肺容量と、を含むことができる。

40

【0110】

上述のように、種々の実施形態では、生理的運動センサ700は連続波レーダー送受信機として実現することができる。種々の実施形態では、該送受信機は、図7に示すように、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/072,983号に開示されているような単一の直交受信チャネルを持った単一の送信機になりえる。いくつかの実施形態では、センサ700は、全体として参照することによりここで援

50

用される米国特許仮出願番号第61/072,983号に、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,027号に開示されているような、複数の受波器チャンネルまたはアンテナ702、703、704を持った単一の送信機701を含むことができる(例えばSIMOシステム)。いくつかの実施形態では、センサ700は、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,027号に、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/137,519号に開示されているような、各々が異なる周波数で送信する複数の送信機と、各々がその各周波数を受け取ることができる複数の受波器チャンネルまたはアンテナとを含むことができる。

【0111】

種々の実施形態では、送受信機は送信機と受信機とを含む。連続波の実施では、送受信機はアンテナに供給される単一周波数信号を発生することができる。送受信機は、902~928MHzのISM帯域、2.400~2.500GHzのISM帯域、5.725~5.875GHzのISM帯域、10.475~10.575GHzの動検出帯域、および24.00~24.25GHzのISM帯域の周波数を含むがこれらに限定されるものではない、100MHzから100GHzまでのどんな周波数でも動作することができる。この信号は、水晶または外部クロックに位相固定することができるまたは随意に位相固定することができない、電圧制御発振器(VCO)705により内部的に発生させることができる。いくつかの実施形態では、装置が外部システムに統合される場合、信号は該外部システムによって供給することができる。種々の実施形態では、信号源を内部的に発生させて外部信号と同期させることができ、または該信号源は外部システムに発生させることができる。種々の実施形態では、基板は、送信されたRF電力量をほぼ10dBだけまたはそれ以上変化させることができるRFスイッチを含むことができる。

【0112】

種々の実施形態では、受信機は、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/072,983号に開示されているような、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/128,743号に、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第63/137,519号に開示されているような、直交出力を発生することができる複素ミキサ706、707、708を持つホモダイン(直接変換としても知られている)でありえる(直交復調としても知られている)。種々の実施形態では、受信機は、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/128,743号に開示されているような、中間周波数(IF)を直接デジタル化することができるヘテロダイン受信機を含んだ低IF受信機でもありえる。種々の実施形態では、中間周波数は、ほぼ数Hzからほぼ200kHzの範囲でありえる。いくつかの実施形態では、中間周波数は200kHzよりも高くありえる。種々の実施形態では、送受信機は、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/128,743号に開示されているような、ヘテロダイン受信機またはスーパーヘテロダイン受信機も使用することができる。種々の実施形態では、送信機および受信機は、単一のアンテナ、または単一のアンテナとして働くアンテナのアレイを含むことができる。受信機からの直交出力は、アナログ/デジタル変換器710によってデジタル化される前にアナログシグナルプロセッサ709によって処理することができる。

【0113】

種々の実施形態では、DCオフセットは交流結合法または他のDC消去法によって除去することができる。いくつかの実施形態では、DC消去法は、原信号が比較される、時間的に変化しない(DC)基準として働く、デジタル的に制御された信号源を利用することができる。いくつかの実施形態では、デジタル的に制御された信号源はデジタル的に制御された電位差計を持つ分圧器である。この手法は、比較が差分関数で行われると、時間的に変化する信号を保持しながらDCオフセットを取り除くことができる。いくつかの実施形態では、DC消去は、DC消去サイクルの開始で正しいDCオフセット値を反復して探

10

20

30

40

50

索する探索関数で開始される。いくつかの実施形態では、DC 消去は、増幅および補償の前に全信号を得ることにより DC オフセットの概略の初期推定値を即座に提供する、付加の取得装置を使用することによって開始される。いったん、初期の DC オフセット値が見つかって信号から差し引かれると、デジタル的に制御された基準は、新たに補正、増幅された信号を解析した後最適化してよりよい DC オフセット値を見つけることにより、微調整することができる。新たな DC オフセット値は、第 1 の読み取り値、呼吸サイクルの間の中央値、呼吸サイクルの間の平均値、または複素配置 (complex constellation) における呼吸弧の中心点発見 (同相信号の平均値および直交信号の平均値を計算して I チャネルおよび Q チャネルの DC オフセット値をそれぞれ設定することにより見つける) を含むがこれらに限定されるものではない、いくつかの方法を利用して見つけることができる。上述の方法を使用して、DC オフセット消去の基準信号を、レーダーの視界の大規模な変化または微細な変化に応じて動的に調整し、取得装置の適切な分解能を維持しながら最小の信号損失または歪みを確保することができる。種々の実施形態では、DC 消去は送信されたまたは受信された RF 信号の変調を含むことができる。信号は、位相敏感同期復調器、増幅器、およびローパスフィルタリングを利用して、高い雑音環境、大きな DC オフセット環境から抽出することができる。いくつかの実施形態では、これはロックイン増幅器による信号チョッピングに類似しているかもしれない。変調は、振動のような物理的手段、または、送信または受信された信号の位相、振幅、または周波数を変調するような電気的手段を含むがこれらに限定されるものではないいくつかの方法で行うことができる。

10

20

【0114】

図 8 は、DC 消去 800 を行うように構成された方法の実施形態のフローチャートを示している。最初に、ブロック 801 に示すように、アナログ/デジタル変換器 (ADC) が、ドップラー変換された受信信号を変換することによって得られた運動信号を取得する。ブロック 802 で、信号がクリッピングされていると判定された場合、方法はブロック 803 に進む。ブロック 803 で、推定 DC オフセットが、ブロック 803 a および 803 b に示すように、システムの利得、ADC の入力レンジ、および種々の他の要因の少なくとも 1 つに基づいて調整される。推定 DC オフセット値は、ブロック 803 c に示すように、デジタル/アナログ変換器 (DAC) に出力される。ブロック 804 に示すように、クリッピングがない、連続的に取得された信号を格納するように構成されたグッド信号 (good signal) バッファがクリアされ、方法はブロック 801 に戻り、信号が再取得される。

30

【0115】

ブロック 802 で、信号がクリッピングされていないと判定された場合、方法は、グッド信号バッファ長が閾値長に対して照合されるステップ 805 に進む。種々の実施形態では、該閾値長はユーザまたはシステム設計者によって設定することができる。種々の実施形態では、閾値長は、ほぼ 6 秒よりも大きくなりえる完全な呼吸サイクル中の少なくともサンプル数になりえる。グッド信号バッファ長が閾値長未満の場合、方法は、グッド信号バッファがより多くの信号の取得によって構築されるブロック 806 に進む。しかしながら、グッド信号バッファ長が閾値長よりも大きい場合、方法は、ブロック 807 a および 807 b に示すように、推定 DC オフセット値が最適化されるブロック 807 に進む。最適化中、グッド信号バッファは、例えば、平均の、中央の、または中間の電圧値を計算することにより、いくつかの方法で解析される。直交システムについては、アーク中心点を最適化することができる。最適化後、DC オフセット値はブロック 807 c に示すように DAC に出力され、方法は信号取得を継続するブロック 808 に進む。

40

【0116】

システム 100 の種々の実施形態では、上述の 1 つまたは 2 つ以上の送信機によって送信された信号は、対象およびその周囲のものによって散乱され、次にレーダーベースの心臓運動センサとして上で説明した前記 1 つまたは 2 つ以上の受信機によって受け取られる。種々の実施形態では、ドップラーシフトされた信号は、ホモダイン受信機またはヘテロ

50

ダイナ受信機でアナログ運動信号に変換することができる。もう一つの選択肢として、ドップラーシフトされた信号は、直接デジタル化することができる中間周波数にダウンコンバートすることができ、運動信号をデジタル的に発生させることができる。種々の実施形態では、アナログ運動信号は、デジタル化される前に、信号および低い中間周波数の調整を必要とする。種々の実施形態では、信号調整システム 100 は 1 つまたは 2 つ以上のベースバンド増幅器を含むことができる。種々の実施形態では、信号調整システム 100 は、1 つまたは 2 つ以上のアナログのアンチエイリアスフィルタを含むことができる。種々の実施形態では、信号調整システム 100 は、本明細書に説明しているようなハイパスフィルタリング、交流結合、または DC オフセット除去を含むがこれらに限定されるものではない、DC オフセットを除去する方法を含むことができる。種々の実施形態では、1 つまたは 2 つ以上のベースバンド増幅器は固定利得増幅器である。種々の実施形態では、1 つまたは 2 つ以上のベースバンド増幅器は可変利得増幅器 (VGA) である。種々の実施形態では、該 VGA は 2 つまたは 3 つ以上の段階を持つことができる。種々の実施形態では、VGA は連続的に調整可能な利得を持つことができる。VGA はデジタル制御信号によって制御される。種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第 61/141,213 号に開示されているように、VGA の利得レベルは、ユーザによってまたは信号解析によりプロセッサによって動的に決定することができる。

10

【0117】

いくつかの実施形態では、受信機は、アンテナまたはアンテナのアレイ当たり 1 つの直交出力を持つことができる。いくつかの実施形態では、受信機は、デジタル化およびデジタル信号処理の前に異なる情報を分離するために、異なるアナログフィルタリングおよび/または増幅度を有する複数の出力を持つことができる。このことは、各生理的運動信号のダイナミックレンジの改善に好都合になりえる。例えば、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第 61/141,213 号に開示されているように、各ベースバンド信号は、呼吸信号に対してよりも心拍信号に対して、異なる利得およびフィルタリングを持つように分割される。種々の実施形態では、システム 100 は、デジタルシグナリングすなわちデジタル/アナログ変換器 (DAC) と、ソフトウェアによって制御可能なようなハードウェアとを含むことができる。種々の実施形態では、該ハードウェアは、制御された電源投入用またはセルフテスト用の、電力を節約して使う種々の実施形態に使用することができる送受信機および信号調整システムの複数の部分または構成要素をオン/オフすること、露出を無線信号まで低下させるまたはセルフテスト用の種々の実施形態に使用することができる、受信および/または送信された RF 信号をオン/オフすること、システムのダイナミックレンジを向上させるのに使用することができる、受信機利得を設定すること、信号調整で DC オフセットを補償すること、信号調整の利得量を取得前に制御すること、システムのダイナミックレンジを向上させるのに使用できる、データ取得の範囲を修正すること、アンテナビームによってカバーされる領域を変化させることができる、システムのアンテナパターンを修正すること、および送信信号の周波数を変化させること、を含むことができるがこれらに限定されるものではない、いくつかの方法で制御することができる。種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第 61/141,213 号に開示されているように、ハードウェア設定は、ソフトウェアによって自動的に、ユーザによって手動で、または異なる設定に対して自動および手動の組み合わせで選択することができる。

20

30

40

【0118】

レーダーベースの生理的運動センサを含むシステムの種々の実施形態は、有線または無線の通信システムを含むことができる。種々の実施形態は、標準または専用の通信プロトコル、またはそれらの組み合わせを使用することができる。そのようなプロトコルは、シリアル、USB、ブルートゥース (Bluetooth)、ジグビー (Zigbee)、Wi-Fi、セルラー (Cellular)、TCP/IP、イーサネット、SOAP 等を含むがこれらに限定されるものではない、TCP/IP ネットワーキングモデルのすべ

50

てのレイヤからの技術を含むことができる。例えば、イーサネットはリンクレイヤプロトコルとして使用することができるが、一方TCP/IPはルーティング用に使用され、SOAPはアプリケーションレイヤプロトコルとして使用される。他方、イーサネット上のTCP/IPのみは、アプリケーションレベルで付加のパッケージ化を行うことなく使用することができる。後者の事例において、レーダシステム100から収集されたデータはフォーマットすることができ、直接TCPペイロードとしてパッケージ化することができる。いくつかの実施形態では、これは、データが収集されたときのタイムスタンプ、データ、およびデータの品質の指標を含むことができる。このデータにはTCPヘッダが添付され、次にIPペイロードになる。IPヘッダ(アドレス)はペイロードに添付され、次にリンクレイヤヘッダおよびフッタによりカプセル化される。最後に、物理レイヤのヘッダおよびフッタが追加され、パケットはイーサネット接続を介して送られる。イーサネット接続から情報にアクセスするために、ユーザまたはクライアントは、パケットが送られている該ユーザまたはクライアントのイーサネット接続上の規定されたポートを聞くプログラムを持つべきであろう。

10

【0119】

種々の実施形態では、デジタル直交信号を種々のアルゴリズムを使用して処理し、呼吸波形および脈拍波形を提供することができる。

【0120】

種々の実施形態では、直交信号は、線形復調アルゴリズム、弧ベースの(arc-based)復調アルゴリズム(例えば中心追跡による逆正接復調)、または非線形復調アルゴリズムを含むがこれらに限定されるものではない、いくつかのアルゴリズムのなかの任意のアルゴリズムを使用して復調することができる。復調アルゴリズムは、複素平面の信号を最良適合線上に投影すること、複素平面の信号を主固有ベクトル上に投影すること、または信号の弧を最良適合円に位置合わせし、該円のパラメータを使用して信号の弧から角度情報を抽出することの任意の以下の方法を含むことができるがこれらに限定されるものではない。線形復調は、複素平面の信号を主固有ベクトル上に投影することまたは信号を最良適合線上に投影することを含む多くのアルゴリズムのなかの任意のアルゴリズムを使用することができる。逆正接復調は、ここに説明しているような心肺活動に関連した胸部運動に対応する位相情報を抽出することができる。直交システムでは、2つの直交チャネル(例えば同位相(I)および直交位相(Q))で収集されたデータは、チャネルのDCベクトルを中心とする円上にある。受信信号の位相情報は、対応する円の中心ベクトルを追跡してデータサンプルから該ベクトルを差し引いた後、逆正接関数によって抽出することができる。

20

30

【0121】

線形復調アルゴリズムの実施形態を以下にさらに説明し、図9に示す。一実施形態では、該アルゴリズムは、ブロック901aに示すように最新のフレームを含む入力フレームの部分集合の共分散行列を算出すること、ブロック902に示すように主ベクトルまたは前記共分散行列の固有ベクトル上にデータを投影することを含む。現在の固有ベクトルがあらかじめ決定された固有ベクトルと比較して逆方向にあると判定された場合、アルゴリズムは該現在の固有ベクトルを180度だけ回転させるように構成される。

40

【0122】

種々の実施形態では、線形復調アルゴリズムは次のステップを含む。

【0123】

1. ブロック901aに示すように、現在の入力フレームxの共分散行列 C_{M-1} を算出する。

【0124】

2. ブロック901bに示すように、次式で与えられるA行列を、 C_{M-1} および前フレームの C_0 から C_{M-2} の共分散行列を使用して算出する。

【0125】

【数 1】

$$A = \sum_{i=0}^{M-1} e^{-\alpha(M-1-i)} C_i$$

【0126】

ここで、 α は減衰係数に対応し、正の実数でありえる。種々の実施形態では、 α の値は、ほぼ 0.1 からほぼ 0.5 まで変動することができる。一実施形態では、 α は 0.2 でありえる。M はバッファ中のフレーム数に対応し、2 から 15 まで変動することができる。一実施形態では、M は 10 でありえる。

10

【0127】

3. ブロック 901c に示すように、A の最大主値または固有値に対応する主ベクトルまたは固有ベクトル v_0 を見つける。

【0128】

4. ブロック 901d に示すように、 v_0 と v_1 との内積を算出する。ここで、 v_1 は、前の入力フレームに対してアルゴリズムを実行したときステップ 3 で見つかった固有ベクトルである。

【0129】

ブロック 901e に示すように、ステップ 4 で見つかった内積の符号を v_0 に掛ける。

【0130】

6. ブロック 902 に示すように、現在の入力フレーム x のサンプルをステップ 5 で計算された固有ベクトル v_0 に投影して復調されたフレームを得る。

20

【0131】

種々の実施形態では、多くの異なるアルゴリズムを単独でまたは組み合わせて使用し、結合された生理的運動信号および周辺雑音から、異なる生理的運動信号を分離することができる。これらは、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第 61/141,213 号に開示されているような固定フィルタ、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第 61/141,213 号に開示されているような適応フィルタ、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第 61/125,023 号に開示されているような整合フィルタ、ウェーブレット、経験的モード分解、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第 61/141,213 号に開示されているようなブラインド源分離、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第 61/125,020 号に開示されているような、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第 61/141,213 号に開示されているような到来方向 (DOA: Direction of Arrival) 情報、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第 61/141,213 号に開示されているような独立成分分析、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第 61/141,213 号に開示されているようなスマートアンテナ、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第 61/125,023 号に開示されているような、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第 61/141,213 号に開示されているような経験的モード分解、を含むがこれらに限定されるものではない。結合信号から心拍信号を分離するのに使用される一実施形態は、まず呼吸信号を抽出すること、次に該呼吸信号を結合信号から差し引くこと、その後残りの信号を濾過 (固定または適応フィルタリング) して比較的小さな心拍信号を得ることである。心拍信号を分離するのに使用される他の実施形態は、最小平均二乗誤差推定と結合された呼吸信号の高調波を除去することである。

30

40

【0132】

いくつかの用途では、呼吸と呼吸との間の間隔または脈拍と脈拍との間の間隔を計算することができるように、呼吸または脈拍の開始と終了を決定すること、または各呼吸また

50

は脈拍のピークを決定することが重要である。ピーク検出は、種々の定義された特性を満たす極大値および最低値を信号中に見つけることを含む。閾値より低い最低値の前後の閾値より高い最大値（種々の実施形態では、閾値は固定することができる、または、前のピークおよび谷に基づかせることができる）の検出を含むがこれに限定されるものではない、この装置の種々の実施形態で使用することができるピーク検出の多くの変形がある、すなわちピーク、谷、および/または、ゼロ交差の間の最小二乗二次適合を実行し、この関数のピークを決定する（この方法は補間を提供する）。いくつかの実施形態では、上述のアルゴリズムは信号のベースライン変動を除去した後で実行することができる。いくつかの実施形態では、ピーク検出アルゴリズムは信号の導関数のゼロ交差を見つけることを含むことができる。いくつかの実施形態では、ゼロ交差を使用して、各呼吸周期の間隔を正のゼロ交差または負のゼロ交差を選択することにより推定することも可能である。いくつかの実施形態では、谷検出はピーク検出に取って代わることができる。

10

【0133】

いくつかの用途では、心肺信号の速度を推定することが望ましい。いくつかの実施形態では、該信号の速度は、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/128,743号に開示されているようなピーク検出、または全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/141,213号に開示されているようなゼロ交差検出を使用し、平均のピークピーク間隔を計算することによって、または規定期間中のピーク数を決定することによってのいずれかで、規定数のピークに必要な時間を計算して、時間領域で推定することができる。該速度は周波数領域でも推定することができる。これは、所定の長さになりえる窓、または信号に依存する可変の長さを使用して、短時間フーリエ変換として計算することができる。全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,023号に開示されているように、呼吸速度は、経験的モード分解を適用した後にHilbert-Huang変換で計算されるような瞬時周波数を使用して、周波数領域で計算することもできる。

20

【0134】

周波数領域速度推定アルゴリズムの実施形態を以下にさらに説明し、図10Aに示す。周波数領域速度推定は次のステップを含む。

1. ブロック1001aに示すように、復調データ x 、および、非心肺運動または他の信号干渉検出イベントの M 個のサンプルを収集する。ここで、 M は速度推定のサンプル数であり、種々の実施形態では1440、2880、4320、または他のある数でありえる。
2. ブロック1001bに示すように、上記復調データ x 中の非心肺運動または他の信号干渉の区間をすべてゼロに設定する。
3. ブロック1001cに示すように、 x から x の平均値を差し引く。
4. 以下のように周波数領域情報を使用して速度を決定する。

30

【0135】

i. ブロック1001dに示すように、フーリエ変換（例えば離散的フーリエ変換）を x のすべてのサンプルに対して算出し、振幅スペクトルを提供する。ノーウィンドーイング（No windowing）、ゼロパディング（zero-padding）、または補間アルゴリズムが使用される。いくつかの実施形態では、フーリエ変換は矩形窓を持つ短時間高速フーリエ変換を含むことができる。

40

【0136】

ii. ブロック1001eに示すように、速度の周波数領域推定値は x の最大振幅の周波数成分である。種々の実施形態では、該速度の周波数領域推定値は、6の呼吸速度と48の呼吸速度との間にある、最大振幅の周波数成分でありえる。

【0137】

時間領域速度推定アルゴリズムの実施形態を以下にさらに説明し、図10Bに示す。時間領域速度推定は次のステップを含む。

【0138】

50

1. 図10Aのブロック1001aに示すように、復調データ x 、および、非心肺運動または他の信号干渉検出イベントの M 個のサンプルを収集する。ここで、 M は速度推定のサンプル数であり、種々の実施形態では1440、2880、4320、または他のある数でありえる。

【0139】

2. 図10Aのブロック1001bに示すように、上記復調データ x 中の非心肺運動または他の信号干渉の区間をすべてゼロに設定する。

【0140】

3. 図10Aのブロック1001cに示すように、 x から x の平均値を差し引く。

【0141】

4. 以下のように時間領域情報を使用して速度を決定する。

a) $x(z_i) = 0$ 、 $x(z_{i+1}) = 0$ となるような z_i をサンプルの指標とすることにより、入力フレームの正のゼロ交差を特定することができる。ブロック1001fに示すように、種々の実施形態では、負のゼロ交差も特定することができる。

b) a_i を区間 z_i から z_{i+1} までの最大の振幅とする。

c) 3つの異なる数 i, j, k (2つがクイックモード)が存在するように、すべての i に対して $A = \max(a_i)$ とする。ここで、

i) $a_i > 0.1A$

ii) $a_j > 0.1A$

iii) $a_k > 0.1A$

である。

d) ブロック1001gでそのような A が存在しないと判定された場合、ブロック1001hに示すように速度を決定することができない。

e) そうでなければ1つの呼吸期間 $g_i = 1$ を区間 $[z_i, z_{i+1}]$ 上に表し、ブロック1001iに示すように下記条件を満足させる、すなわち、

i) $a_i > 0.1A$

ii) $z_i < n < z_{i+1}$ に対して $u(n) = 1$

iii) $z_i < n < z_{i+1}$ に対して $v(n) = 1$

ここで、 $u(n)$ および $v(n)$ はそれぞれ運動窓およびクリッピング窓である。

f) そうでなければ、 $g_i = 0$ 。

g) を連続する呼吸の最多数とする、ここで $g_i = 1$ である。すなわち、ブロック1001jに示すように、ある i に対して $g_i, g_{i+1}, g_{i+2}, \dots, g_{i+i-1} = 1$ となるような最多数である。

h) ブロック1001kで、 < 3 が判定された場合(クイックモードで < 2)、速度を決定することができないが、そうでない場合には、ブロック1001mに示すように、速度は、 $(60 \times 100 \times \text{呼吸}) / (z_{i+1} - z_i)$ 呼吸/分与えられる。

【0142】

種々の実施形態では、図10Cに示すように、速度推定アルゴリズムは周波数領域推定および時間領域推定の両方を使用して呼吸速度を決定することができる。2つの方法を同時に用いる利点は2つある。第1に、これらの2つの手法の結果を比較することは、呼吸が規則的かどうかを判定する手助けとなる。第2に、2つのアルゴリズムを用いることによってもたらされた冗長度は、呼吸速度を決定する際に不正確さのリスクを軽減する手助けとなる。例えば、上述の時間領域速度推定アルゴリズムおよび周波数領域速度推定アルゴリズムの実施形態を参照して、アルゴリズムが、すべての測定値がブロックに1001n示すような非心肺運動または他の信号干渉から成ると判定した場合、エラーメッセージが報告される。いくつかの実施形態では、ブロック1001pに示すように、2つのアルゴリズムで推定された2つの速度間の差が4より大きい場合、エラーが報告される。いくつかの実施形態では、周波数領域速度アルゴリズムまたは時間領域速度アルゴリズムのいずれかによって推定された速度が6未満の場合、ブロック1001qに示すように、エラーが報告される。いくつかの実施形態では、周波数領域速度アルゴリズムまたは時間領域

10

20

30

40

50

速度アルゴリズムのいずれかによって推定された速度が、8または12未満の場合、ブロック1001qに示すように、エラーが報告される。いくつかの実施形態では、周波数領域速度アルゴリズムまたは時間領域速度アルゴリズムのいずれかによって推定された速度が48より大きい場合、エラーが報告される。種々の実施形態では、周波数領域速度アルゴリズムまたは時間領域速度アルゴリズムのいずれかによって推定された速度が12と48の範囲にある場合、周波数領域速度が報告される。いくつかの実施形態では、周波数領域速度アルゴリズムまたは時間領域速度アルゴリズムのいずれかによって推定された速度は、正確なもののみならずには、8と48の範囲または6と48の範囲の間にありえる。

【0143】

速度を推定するピーク検出アルゴリズムの実施形態を以下にさらに説明し、図10Dに示す。

10

【0144】

1. 図10Aのブロック1001aに示すように、復調データx、および運動検出イベントのM個のサンプルを収集する。ここで、Mは速度推定のサンプル数であり、種々の実施形態では1440、2880、4320、または他のある数でありえる。

【0145】

2. 図10Bのブロック1001bに示すように、上記復調データx中の非心肺運動または他の信号干渉の区間をすべてゼロに設定する。

【0146】

3. 図10Cのブロック1001cに示すように、xからxの平均値を差し引く。

20

【0147】

4. 速度の時間領域推定値は以下のようにして見つかる。

【0148】

(a) $pv(n)$ が以下のように関心点を表すものとする。

【0149】

【数2】

$$pv(n) = \begin{cases} x(n) & \text{if (I or II) and III and IV} \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

30

【0150】

(I) $|x(n)| > |x(n-1)|$ 、かつ $|x(n)| > |x(n+1)|$

(II) $|x(n)| = |x(n-1)|$

(III) $n-k$ から $n+k$ に対して $u(k) = 1$

(IV) $n-k$ から $n+k$ に対して $v(k) = 1$

ここで、ブロック1001sに示すように、 $u(k)$ および $v(k)$ はそれぞれ運動窓およびクリッピング窓である。

【0151】

(b) ブロック1001tに示すように、次の方法によって長さ2Wの近傍にあるすべてのサンプルに対して非最大抑制が実行される。

40

【0152】

すべてのnに対して、

【0153】

【数3】

$$\gamma_m = \max_{n-W \leq k \leq n+W} pv(k)$$

【0154】

を見つける。ここで、 $m = pv(m)$ である。

【0155】

50

【数 4】

$$\widehat{pv}(k) = \begin{cases} \gamma_m & k = m \\ 0 & n - W \leq k \leq n + W, k \neq m \end{cases}$$

【0156】

(c) ブロック 1001u に示すように、次の数式を使用することによってピークまたは谷のいずれかとして関心点を分類する。

【0157】

【数 5】

$$pvid(n) = \begin{cases} 1 & pv(n) > 0 \quad (\text{peak}) \\ -1 & pv(n) < 0 \quad (\text{valley}) \\ 0 & pv(n) = 0 \quad (\text{not an interest point}) \end{cases}$$

10

【0158】

(d) ブロック 1001v に示すように、呼吸信号は互い違いになるピークと谷を持つべきなので、連続したピークおよび連続した谷を分解する。種々の実施形態では、該分解は以下のように行うことができる。

【0159】

【数 6】

ak such that pvid(k) < 0 and k₁ < k < k₂

20

【0160】

の場合、 $pvid(k_1) > 0$ 、 $pvid(k_2) > 0$ は、 $pvid(k) < 0$ 、および、 $k_1 < k < k_2$ となるような連続したピークである。連続したピークを識別するために、類似の方法をその後継続して行うことができる。

【0161】

(ii) 同一極性を持つ 2 つまたはそれ以上の連続する関心点に対して、関心点がピークだった場合には最大のもののみを保持し、そうでなく、関心点が谷だった場合には最小のもののみを保持する。

30

【0162】

(iii) 結果として生じる関心点は互い違いになる極性を持っているべきである。

【0163】

(e) 順に を最多ピーク数としてみよう。 < 4 (クイックモードで < 3) の場合、速度を決定することができず、他の場合には、速度は $60 \times 100 \times$ / L 呼吸 / 分によって与えられ、ここで、L は最初のピークと最後のピークによって境界を付けられた区間の長さである。同様に谷を考えることによって速度を決定することができるであろう。

【0164】

種々の実施形態では、信号処理は吸気点と呼気点の両方を決定し、経時的にそれらを計数することができる。すべてのデータブロックに対して、呼吸速度を検出された吸気または呼気イベントに基づいて計算しバッファに格納することができる。連続する吸気イベントまたは呼気イベントの指定数 (例えば 3、5、10、15、20) が検出されるまで、該速度を格納することができる。いくつかの実施形態では、デフォルト速度として 3 を設定することができる。いくつかの実施形態では、装置は、見つかった吸気イベントおよび呼気イベントの中央値を返すかまたは表示するように構成することができる。種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第 61 / 128,743 号に開示されているように、妨害 (例えば非生理的運動または他の干渉信号) が読み取り中に検出されると、バッファに格納されたどんな呼吸速度値もクリアされ、いかなる値も妨害が停止するまでバッファに格納されない。

40

50

【0165】

種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/128,743号に開示されているように、データのブロックに基づいて呼吸を計算する代わりに、各吸気ピーク対吸気ピーク間隔に基づいた呼吸を計算することもさらに可能である。いくつかの実施形態において、システム（例えばスポットチェック監視装置）は、呼吸速度を表示する前に、規定のピーク数を測定することができるまたは該システムは規定の時間間隔中測定することができるであろう。種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/204,880号に開示されているように、測定された呼吸速度が不規則な速度の正確な読み取り値を確保するのに数呼吸/分より大きく変化している場合、時間間隔またはピーク数を自動的に拡張することができるであろう。

10

【0166】

いくつかの実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/128,743号に、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/137,532号に開示されているように、レーダーベースの生理的運動センサを含んだスポットチェック監視装置は、速度を表示する前に規定のピーク数を測定することができるであろう。全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/128,743号に、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/137,532号に開示されているように、スポットチェック監視装置は、一定時間間隔（例えば10秒、15秒、20秒、30秒、45秒、60秒、または他の時間間隔）の間、ユーザが選択可能なピーク数（例えば3,5,10,15）を測定することができるであろう。

20

【0167】

システムの種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/128,743号に開示されているように、呼吸が不規則であるかまたは数呼吸/分より多く変化している場合、プロセッサによって実行可能なソフトウェアは、速度推定のために含まれる時間間隔またはピーク数を自動的に拡張することができる。いくつかの実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/128,743号に開示されているように、速度の変動が測定期間中小さい場合、プロセッサによって実行可能なソフトウェアは呼吸速度のみを提供することができる。いくつかの実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/128,743号に開示されているように、プロセッサによって実行可能なソフトウェアは、変動のレベルの表示を提供することができる。

30

【0168】

いくつかの実施形態では、プロセッサによって実行可能なソフトウェアは、不正確な速度の表示を防ぐために信号品質の評価をすることができる。種々の実施形態では、該評価は4つのステップを含むことができる。種々の実施形態では、第1のステップは、呼吸以外の運動を持つ信号の任意の部分を抑制する非呼吸信号検出アルゴリズムを用いることができる。第2のステップでは、プロセッサによって実行可能なソフトウェアは、上述の時間領域手法および周波数領域手法を使用して呼吸速度を別々に算出することができ、それによって同一の信号に対して2つの呼吸速度を生成する。第3のステップは、時間領域手法および周波数領域手法から得られた2つの速度を比較すること、該2つの速度が一定の呼吸数に近いかどうかを判定することを含む。種々の実施形態では、2つの速度の間の差がより小さくことは、規則的な呼吸間隔および一定の呼吸深さを意味することができる。種々の実施形態では、プロセッサによって実行可能なソフトウェアは、該ソフトウェアが確信して正確な速度を提供することができる2つの信号品質測定として、規則的な呼吸間隔および一定の呼吸深さを評価することができる。種々の実施形態では、第4のステップは、2つの速度のいずれか1つが呼吸速度の所定間隔外（この場合、プロセッサによって実行可能なソフトウェアが速度を提供することができない）にあるかどうかをチェックすることを含む。そうでない場合には、呼吸速度は、2つの速度の平均として、または単純

40

50

に該2つの速度のいずれか1つを選択することによって、種々の実施形態で算出することができる。

【0169】

ここで説明している種々の実施形態では、複雑な信号処理を持つドップラーレーダシステムは、胸部運動および腹部運動の両方を含む標的の運動に基づいた受信運動信号の複素配置に基づいて、奇異呼吸を監視することができる。複素配置は直交信号対同相信号のプロットである。種々の実施形態では、奇異呼吸は、呼吸妨害、呼吸筋衰弱、または呼吸不全の重要な兆候でありえる。奇異呼吸はある種類の麻痺でも発生する場合がある。奇異呼吸により、腹部および胸郭は同一方向ではなく逆方向に動く、例えば、胸郭が膨張すると腹部は収縮し、腹部が膨張すると胸郭は収縮する。

10

【0170】

閉塞性無呼吸は、継続的な呼吸努力を伴う、最小10秒間の空気流信号振幅の80~100%減少として一般に定義される。患者が呼吸しようとする時、胸郭および腹部は位相が異なって動くことができるが、気道は閉鎖される。上述のような直交ドップラーレーダシステムは、標的の胸部運動および腹部運動による複素配置に基づいてこの奇異呼吸を監視することができる。呼吸のような人間の生理学的信号は、レーダのキャリア信号と比べると非常に狭帯域な信号(1kHz未満の)になるので、反射信号はすべてコヒーレントなキャリア信号上で位相変調される。したがって、人体の部分(例えば胸部および腹部)が同時に膨張または収縮している場合、異なる経路から受信された反射信号(異なる人体の部分から反射して)は、位相変調された狭帯域キャリア信号ではなく、該キャリア信号の位相ベクトルを移動させるのみである。位相変調された狭帯域キャリア信号の位相ベクトルの移動は、奇異呼吸の事例でのように、異なった人体部分が同一の周波数でだが、異なる振幅または位相遅延で動いているときにも発生することができる。それゆえ、前者の場合には、呼吸によるベースバンドでの複素プロットの形状は変化せず、単一の信号源からの形状に類似した円(弧)の一部を形成するが、一方後者の場合には、周期的運動(呼吸のような)中のベースバンド信号の位相ベクトルが変化し、結果的に複素配置の歪みが生じる。この事実を、奇異呼吸を検出するのに使用することができる。全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/194,836号に、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/194,848号に、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/200,761号に開示されているような、前節の2つの事例を単純化した位相ベクトルダイアグラムを図11Aおよび11Bに説明する。

20

30

【0171】

図11Aは正常呼吸の位相ベクトルダイアグラムを示し、図11Bは奇異呼吸の位相ベクトルダイアグラムを示している。正常呼吸中には、破線のベクトルによって示される異なった位相遅延キャリア信号が重ねられるようにキャリア信号の位相ベクトルのみが移動されるが、一方奇異呼吸中には、キャリア信号の位相ベクトルだけでなくベースバンド信号の位相ベクトルも移動されるので、図11Aとは異なった複素配置形状が生じる結果になる。

40

【0172】

キャリア信号(1%)と比べて狭帯域なドップラーシフトの原因となる運動の測定を含む種々の実施形態では、同期された信号源からの多重反射は複素運動信号の形状を歪めないが、反射は異なる時間遅延を持つ反射キャリア信号の相殺的干渉または建設的干渉により信号電力を変化させることができる。キャリア信号(1%)と比べて狭帯域なドップラーシフトの原因となる運動信号の測定を含む種々の実施形態では、もしマルチパスが、キャリア信号上の位相変調の周波数である心肺信号(<1kHz)の周波数に対応する電氣的波長(>300km)と同等の範囲(>1%)にわたって発生しなければ、同期された信号源からの多重反射は結果的に複素運動信号の歪みを生じない。種々の実施形態では、異なった人体部分から反射された信号は、非常に狭い信号帯域を持ち、位相変調周波数の波長(>300km)に対応する信号よりもはるかに小さい時間遅延を持つキャリア

50

信号にドップラーシフトを引き起こす、マルチパス信号として処理することができ、結果的にすべての身体部分が同時に膨張または収縮する限り複素信号の形状変化はない。しかしながら、奇異呼吸でのように異なった人体部分の膨張運動または収縮運動の間に時間遅延（すなわち位相ずれ）がある場合、複素配置は歪められ、小さな弧または線の形状ではなくむしろ楕円またはリボンの形状になる。奇異呼吸は、2つの主ベクトル（例えば固有ベクトル）の比、および各主ベクトルに投影された信号の振幅を比較することによって検出することができる。数式で与えられる専用の費用関数は、処理された出力から奇異呼吸イベントを識別し、奇異呼吸の表示を提供することができる。

【0173】

奇異因子は、主固有ベクトルに直交するベクトル上に投影された信号の最大振幅に対する主ベクトル上に投影された信号の最大振幅の比が乗じられた、2番目に大きい固有値に対する最大固有値の比として計算することができる。費用関数は、該奇異因子を、奇異呼吸を示すのに使用することができる奇異指標に変換することができる。

10

【0174】

費用関数への入力に奇異因子になり、費用関数は該奇異因子を、0と1との間にある値に変換する。いくつかの実施形態では、費用関数は次式で与えることができる。

【0175】

【数7】

$$\text{Cost}(\text{input}) = \frac{1}{v \times \sqrt{2\pi}} \int_{x_1}^{x_2} \exp\left(\frac{-(\text{input} - m)^2}{2 \times v^2}\right) dx$$

20

【0176】

ここで、 x_1 、 x_2 は0および1でもよい奇異因子の範囲、一方 m および v は、奇異指標と非奇異指標との間の境界入力値、 v は奇異因子の強調因子である。例えば、 m が x_1 に近い場合、奇異指標閾値は低い奇異因子に設定される。他方で、 v が増加すると、奇異指標は、奇異因子が変化するにつれてより劇的に変化する。奇異指標がほぼ1の場合には奇異呼吸がありそうであり、奇異指標がほぼ0の場合には奇異呼吸はなさそうである。1つの閾値を奇異指標上に設定して、はい/いいえ（yes/no）出力を提供してもよく、または2つの閾値を適用して、ありそうな奇異呼吸、不確かな出力、およびありそうなない奇異呼吸に対応する緑 - 黄 - 赤の出力を実現してもよい。

30

【0177】

本発明の一実施形態では、 m は0.3に設定され、 v は0.04に設定される。 m および v のこれらの値を持つ費用関数を図11Cに示している。

【0178】

図11Dおよび11Eは、身体部分が同時の身体膨張と収縮運動を示す場合にマルチパス遅延信号を持つベースバンド出力を示し、一方図11Fおよび11Gは、身体部分が異なる位相遅延で膨張または収縮する場合にマルチパスを持つベースバンド出力を示している。図11Dおよび11Eを参照して、図11Dの参照番号1101は運動信号（例えば胸部変位信号）を示している。マルチパスに基づいた複素信号は、参照番号1102で識別されるプロットで示される。合計されたマルチパス信号は、図11Eのプロット1103に示される。プロット1104は、異常呼吸（例えば奇異呼吸）がないことを示すほぼ直線の復調信号を示している。

40

【0179】

図11Fおよび11Gを参照して、図11Fの参照番号1105は運動信号（例えば胸部変位信号）を示している。マルチパスに基づいた複素信号は、参照番号1106で識別されるプロットで示される。合計されたマルチパス信号は、図11Gのプロット1107に示される。プロット1108は、異常呼吸（例えば奇異呼吸）がないことを示すほぼ直線である復調信号を示している。

【0180】

50

種々の実施形態では、レーダーベースの生理的運動センサは、ここで説明しているような非心肺信号または運動イベントを検出することができる。種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/123,017号に、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,019号に開示されているように、単一の安定した信号源を持つ信号は心肺信号と考えることができ、不安定なまたは複数の信号源を持つ信号は非心肺信号と考えることができる。種々の実施形態では、単一の安定した周期的な散乱体を持つ信号は心肺信号と考えることができ、不安定または複数の散乱体を持つ信号は非心肺運動または他の信号干渉を含むと考えることができる。

【0181】

種々の実施形態では、生理学的信号を解析して、非心肺運動の検出、高信号対雑音比の検出、低信号電力の検出、RF干渉の検出、および信号クリッピングの検出を含むがこれらに限定されるものではない、信号の品質を決定することができる。さらに、信号品質は、散乱したデータサンプルが弧または主ベクトルに関してどれくらい汚されているを決定する複素平面の信号を解析することによって測定することができる。高品質サンプルの信号は弧または主ベクトルに非常に近接してあるべきであり、該弧またはベクトルからの相当な乖離はより低い品質の信号を示すことができる。いくつかの実施形態では、低信号のカットオフは、スペクトル領域または時間領域のいずれかの閾値に基づいて計算することができる。いくつかの実施形態では、低信号電力の閾値は、アナログ/デジタル変換器によって提供される有効ビット数およびベースバンド回路のフルスケール電圧から計算することができる。いくつかの実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/141,213号に開示されているように、クリッピング指示器は、デジタル化された電圧が最大値を超えたときにトリガすることができる。

【0182】

種々の実施形態では、非心肺運動（例えば、対象の近傍の対象の運動または対象による身体の動き）は、種々様々の方法で検出されてもよい。例えば、いくつかの実施形態では、心肺運動（または呼吸）による対象の最大胸郭可動域よりも大きな可動域は、非心肺運動の表示になりえる。同様に、信号電力の著しい増加は運動を示すことができる。

【0183】

線形復調が適しているシステムにおいて、共分散行列の最良適合ベクトル、主ベクトル、または固有ベクトルの著しい変化は、非心肺運動を示すことができる。最良適合ベクトル、主ベクトル、または固有ベクトルは信号が投影されたベクトルである。最良適合ベクトル、主ベクトル、または固有ベクトルの著しい変化は、アンテナと対象との間の新たな関係を示すこともでき、さらに非心肺運動を示す。最良適合ベクトル、固有ベクトル、または主ベクトルの変化は、正規化された現在のベクトルと正規化された前のベクトルとの内積を計算することによって検出することができる。内積が閾値より小さい場合、非心肺運動がある場合がある。線形復調が使用される場合、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/141,213号に開示されているように、固有値の比の、または、最良適合線のデータのRMS誤差の、または信号の複素配置と最良適合ベクトルとの間のRMS差の著しい変化は、検出された運動が非心肺運動または信号干渉があることを示すことができる線にうまく当てはまらないことを示している。

【0184】

弧ベースの(arc-based)復調が使用される場合、起点の位置の著しい変化、弧を上を持つ円の半径の変化、または円上の弧の位置の変化は、次に非心肺運動があることを示すことができる、アンテナと対象との間の関係の変化を示すことができる。弧ベースの復調が使用されるシステムにおいて、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/141,213号に開示されているように、最良適合弧に対するデータのRMS誤差の変化、または信号の複素配置と最良適合円との間のRMS差は、非心肺運動信号または他の信号干渉の表示である。

【0185】

10

20

30

40

50

種々の実施形態では、熱雑音および無線障害からのある種類の雑音を含む、IチャネルおよびQチャネルに等しく影響を与える雑音は、複素平面の線または弧からの信号の偏位によって推定することができ、信号電力は、線または弧の長さで計算することができる。したがって、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/141,213号に開示されているように、信号対雑音比は推定することができ、信号の品質の指標として使用することができる。

【0186】

種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/123,017号に開示されているように、運動すなわち他の非呼吸信号が検出された場合、装置は呼吸速度を表示することができない。非心肺運動検出アルゴリズムは、いくつかの実施形態が活動監視装置として動作することを可能にするように使用することができる。

10

【0187】

非心肺運動検出アルゴリズムの一例を以下にさらに説明し、図12A~12Dに示す。アルゴリズムはプロセッサによって実行することができ、ブロック1201bに示すように、固有ベクトルの方向の変化、固有値の比、および信号のエネルギーの変化を見ることによって、非心肺運動または他の信号干渉を検出するように構成されている。該アルゴリズムは、非心肺運動または他の信号干渉がないと仮定することによりブロック1201aに示すようにモード1で始まり、任意の非心肺運動または他の信号干渉が検出されたらすぐに、ブロックに1201c示すようなモード2に切り換わる。モード2の場合、ブロック1201aに示すように、アルゴリズムは固有ベクトルの方向の変化および固有値の比を同様にチェックし、非心肺運動または他の信号干渉が停止したかどうかを判定する。運動が停止している場合、アルゴリズムは、ブロック1201eに示すように、運動がない最も早い時間(遡及)を見つける。アルゴリズムは次のステップを含む。

20

モード = 1

a. 図12Bのブロック1201fに示すように、フィルタ関数 h_2 を持つ第1のフィルタで濾過された現在の入力フレーム x_{h_2} の共分散行列 C_{M-1} を算出する。いくつかの実施形態では、該第1のフィルタはローパスフィルタでありえる。

【0188】

b. C_{M-1} および前フレームの共分散行列 C_0 から C_{M-2} までを使用して、図12Bのブロック1201gに示すように、A行列、

30

【0189】

【数8】

$$A = \frac{\sum_{i=0}^{M-1} C_i}{M}$$

【0190】

を算出する。ここで、Mは考慮すべきM個の前フレーム数で、いくつかの実施形態では32でありえる。種々の実施形態では、Mは32より大きくまたは小さくありえる。

40

【0191】

c. 図12Bのブロック1201hに示すように、Aの最大固有値に対応する固有ベクトル v_0 を見つける。

【0192】

d. v_0 と v_1 との内積の絶対値 c_{hd} を算出する。ここで、 v_1 は、図12Bのブロック1201iに示すように、前の入力フレームのアルゴリズムを実行したときにステップcで見つかった固有ベクトルである。

【0193】

e. 図12Bのブロック1201jに示すように、2番目に大きい固有値に対する最大

50

固有値の比 p_c を算出する。

【0194】

f. フィルタ関数 h_3 を持つ第2のフィルタで濾過された入力フレーム $\times 3$ のエネルギー e_1 を算出する。種々の実施形態では、図12Bのブロック1201kに示すように、第2のフィルタはハイパスフィルタでありえる。

【0195】

g. 図12Bのブロック1201lに示すように、 h_3 で濾過されたすべての $M - 1$ 個の前の入力フレーム $\times 3$ のフレーム当たりの平均エネルギー e_2 を算出する。

【0196】

h. 図12Bのブロック1201mに示すように、エネルギー比 $detect_p = e_1 / e_2$ を算出する。 10

【0197】

i. ブロック1201bおよび1201cに示すように、($ch_d < th_1$ 、または、 $pc < thev_1$ 、または、 $detect_p > thp_1$)、かつ $detect_p > thp_1d$ の場合、非心肺運動または他の信号干渉が検出され、モード = 2 に切り換わる。種々の実施形態では、 th_1 は、ほぼ0.6とほぼ1との間の値を持つことができる。種々の実施形態では、 $thev_1$ は4と12の範囲に値を持つことができる。種々の実施形態では、 thp_1 は4と20の範囲に値を持つことができる。種々の実施形態では、 thp_1d は、ほぼ0.1とほぼ0.8との間の値を持つことができる。

モード = 2

20

a. 式、

【0198】

【数9】

$$A_{m,n} = \frac{\sum_{i=m}^n C_i}{n-m+1}$$

【0199】

で与えられる A' 行列を計算する。ここで、 C_i は、図12Cのブロック1201nに示すように、フレーム i (フレーム n は最新のフレームである) からの共分散行列である。 30

【0200】

b. 図12Cのブロック1201pに示すように、以下のように固有ベクトルの行列を算出する。

【0201】

【数 1 0】

```

For j = 0 To SeqM
{
  For i = 0 To SeqM
  {
    m = M - (minM + i - 1)
    n = M - j
    ρij = vm,n
  }
}

```

$$\rho = \begin{bmatrix} v_{M-(\min M-1),M-1} & \cdots & v_{M-(\min M-1),M-\text{SeqM}} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ v_{M-(\min M-\text{SeqM}-1),M-1} & \cdots & v_{M-(\min M-\text{SeqM}-1),M-\text{SeqM}} \end{bmatrix}$$

【0 2 0 2】

ここで、SeqMはいくつかの実施形態では約5で、考慮すべき前フレーム数に対応する。ここで、minMは、考慮すべき、現在のフレーム以前のフレーム数で、いくつかの実施形態では約8である。ここで、v_{m,n}はA_{m,n}の最大固有値に対応する固有ベクトルである。 20

【0 2 0 3】

c. 図12Cのブロック1201qに示すように、行列A_{i,M-1}の2番目に大きい固有値に対する最大固有値の比p_{c i,M-1}を算出する。

【0 2 0 4】

d. 図12Cのブロック1201rに示すように、-行列のv_{m,n}のすべての対の内積の絶対値の最小のchdを見つける。

【0 2 0 5】

e. エネルギー比 30

【0 2 0 6】

【数 1 1】

$$\sigma_i = \frac{\sum_{k=0}^N x_{h3}^i(k)}{\sum_{j=i}^{M-1} \sum_{k=0}^N x_{h3}^j(k)}$$

【0 2 0 7】

を算出する。ここで、x_{h3 i}(k)は、図12Dのブロック1201sに示すように、h₃で濾過されたフレームiからのサンプルkである。 40

【0 2 0 8】

f. (chd > th₂、かつ p_{C M-(minM-1),M-1} > thev₂) の場合、図12Aのブロック1203dおよび1201eに示すように、非心肺運動または他の信号干渉は停止しており、モード=1に切り換わる。種々の実施形態では、th₂は、ほぼ0.6とほぼ1との間の値を持つことができる。種々の実施形態では、thev₂は、ほぼ4とほぼ12との間の値を持つことができる。

【0 2 0 9】

g. 遡及：ブロック1201tに示すように、4つの指標、idx₁, idx₂, idx₃, idx₄を以下のように算出する。 50

【0210】

$i \cdot id x 1 : VM - (min M - 1), M - 1 H * v i, M - 1 < t h 3$ となるような最大の i 。

【0211】

$i i \cdot id x 2 : VM - (min M - 1), M - 2 H * v i, M - 1 < t h 3$ となるような最大の i 。

【0212】

$i i i \cdot id x 3 : p c i, M - 1 < t h e v 2$ となるような最大の i 。

【0213】

$i v \cdot id x 4 : i < t h p 2$ となるような最大の i 。

10

【0214】

種々の実施形態では、 $t h 3$ は、ほぼ0.6とほぼ1との間の値を持つことができる。種々の実施形態では、 $t h p 2$ は、ほぼ4と12との間の値を持つことができる。一実施形態では、 $t h p 2$ は5でありえる。一実施形態では、 $t h 3$ はほぼ0.97でありえる。

【0215】

h . 次に、ブロック1201uに示すように、非心肺運動または他の信号干渉はフレーム指標最大($id x 1, id x 2, id x 3, id x 4$)中停止している。

【0216】

種々の実施形態では、3つの信号品質測定値が、速度推定アルゴリズムを復調信号に適用する前に算出される。まず、1つのアルゴリズムが、非呼吸信号または干渉を持つ復調信号のサンプルの部分集合を強調するのに使用される。第2に、1つのアルゴリズムが、閾値と比較して低い消費電力を持つ復調信号のサンプルの部分集合を強調するのに使用される。第3に、1つのアルゴリズムが、クリッピングを持つサンプルの部分集合を強調するのに使用される。種々の実施形態では、速度推定アルゴリズムは、3つのアルゴリズムによって決定されるような低品質サンプルも考慮に入れ、該低品質サンプルが速度結果の精度に影響を与えないようにこれらにフラグを立てる。種々の実施形態では、速度推定アルゴリズムは、これらの品質チェックを通ったサンプルのみを使用して該サンプルに基づいて速度を生成しようと試みる。種々の実施形態では、速度推定アルゴリズムはフラグが立てられたサンプルを0に設定することができる。フラグがあまりにも多くのサンプルに立てられた場合、システムは時間領域速度推定の期間中に十分な呼吸数を検出せず、該システムは誤りを報告する。種々の実施形態では、速度推定は自分自身の品質チェック基準をさらに使用する。種々の実施形態では、速度推定アルゴリズムは、速度推定に対する、時間領域手法の速度結果と周波数領域手法の速度結果との照合である。種々の実施形態では、時間領域手法によって決定された速度が、閾値より大きい分、周波数領域法によって決定された速度と異なる場合、照合品質チェックは失敗する。種々の実施形態では、照合品質チェックが失敗した場合、速度推定アルゴリズムはこの失敗に対する可能性のある理由を伝える。該速度推定アルゴリズムは、この順序すなわち、低信号電力、信号クリッピング、非呼吸信号、または干渉で満たされた場合、失敗がこれらの条件の1つに起因すると考える。これらの条件のどれも満たされていない場合、速度推定は一般的なエラーにより失敗する。

20

30

40

【0217】

システムのこれらの実施形態では、円の中心が弧から推定される場合、複素平面で見られた信号の位相が時計回りにまたは反時計回りに動いているかどうか(位相が減少または増加しているかどうか)によって、吸気と呼気とを識別することは可能である。吸気と呼気との間の区別は、アプリケーションをトリガするいくつかの実施形態、同期アプリケーションのいくつかの実施形態にとって、および吸気時間、呼気時間、または吸気時間対呼気時間比計算を必要とする実施形態にとって重要である。吸気時間/呼気時間比に対する吸気と呼気との間の区別から利益を得るアプリケーションのいくつかの例は、慢性病のモニタリング、慢性病の管理に対するバイオフィードバック、およびストレスに対するバイ

50

オフフィールドバックを含むが、それらに限定されるものではない。

【0218】

種々の実施形態では、システム100は、誤操作および/または環境干渉をチェックするセルフチェックを行うことができる。いくつかの実施形態では、該セルフチェックは自動的に行うことができる。システムの種々の実施形態では、セルフテストが、ハードウェアの一部が誤動作しているかどうかを判定するのに定期的に行うことができる。種々の実施形態では、該セルフテストは、システムの種々の構成要素の起動をデジタル的に制御し、チャンネル雑音レベル、チャンネル不均衡、およびDCオフセット値のような、しかしこれらに限定されるものではない、特性を解析することによって行うことができる。セルフテストは、種々の実施形態において、システムのスタートアッププロシージャの一部として統合することができるが、システム100は中央制御装置から命令を要求し種々のセルフテストチェックを開始することができる。ハードウェアの状況に加えて、RF干渉試験が、標準の送信RF電力と低減された送信RF電力とを比べることによって行うことができる。このことは、受信信号が心肺と同じような信号を生成するセンサ装置を追加した結果ではないことを保証できる。

10

【0219】

図13は、セルフテスト回路1300のブロックダイアグラムを示している。種々の実施形態では、セルフテスト回路は吸収性SPDTスイッチ1301と電圧制御移相器1302とを含む。該SPDTスイッチ1301は、伝送通路1303またはセルフテスト通路1304のいずれかを選択するのに使用することができる。セルフテスト通路上に実装された電圧制御移相器は、0度電力分割器1306を通してIQ復調器1305のRF入力ポートに入力される人工信号を発生する。信号は、複素配置プロット上の制御電圧に応じて完全な円または弧の一部分のいずれかを作る。該プロットは、信号源、IQ不均衡、外部干渉、ベースバンド信号調整、およびデータ取得をテストするために使用することができる。

20

【0220】

種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,027号に、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,020号に開示されているように、到達方向アルゴリズムを実行するように構成されたプロセッサを使用して、空間的に離れた非心肺運動から心肺運動をアンテナからのこれらの運動の異なる角度に基づいて分離することができる。種々の実施形態では、到達方向アルゴリズムを実行するように構成されたプロセッサを使用して、2つの空間的に離れた心肺運動信号をアンテナからのこれらの運動信号の異なる角度に基づいて分離することができる。種々の実施形態では、到達方向アルゴリズムを実行するように構成されたプロセッサを使用して、対象に対する角度を追跡することができる。到来方向を使用するために、レーダーベースの生理的運動センサは、対象分離のためにおよび非心肺運動除去のために、信号源の方向を測定するのにおよび/または空間的に離れた運動を分離するのに望ましい、少なくとも2つのアンテナを各面を含んでいる。

30

【0221】

種々の実施形態では、ビームがすべての確からしい位置の対象をカバーすることを確保するために、多くの場合広いアンテナビーム幅を持っていることが望ましい。しかしながら、この広いビーム幅は、対象から離れた運動がなおアンテナの中間位置にありえることを意味しており、したがって、測定になお影響を与えることができる。種々の実施形態では、複数の受信アンテナからの到来方向(DOA: Direction of Arrival)処理は、対象を検出する広角度走査、および次に対象の生理的運動の測定のためにより狭い角度を提供することができる、対象から離れた運動からの干渉を回避する。いくつかの実施形態では、アンテナからの信号は、個々のアンテナのどれよりも狭いビーム幅を持っているアンテナアレイとして処理することができる。処理により、このアレイのビームは効果的に所望の信号源の方へ向けることができるので、アンテナビームは信号源に

40

50

焦点を結ばれ、その方向のアンテナパターンによってビーム外のどんな運動も減衰される。さらに、種々の実施形態では、標的対象への角度を検出し、角度としてまたは方向のより一般的な表示（すなわちまっすぐ、左、または右）としてインタフェースに示すことができ、対象の追跡を効果的に提供する。

【0222】

種々の実施形態では、異なるアンテナからの信号を使用して干渉源の角度を検出し追跡することができ、干渉運動の方向のアンテナパターンにヌルがあるように、アンテナからの信号を合成することができ、それにより空間的に離れた運動があるなかでの呼吸波形の継続的な検出を可能にする。いくつかのDOAアルゴリズムの任意のアルゴリズムがこの技術に使用することができる。これらの手法は、1つの送信機と複数の受信機アンテナとを含んだSIMOシステムで使用することができる。DOAアルゴリズムは、各送信機が異なる周波数で送信する複数の送信機と、複数の受信機とを含んだMIMOシステムで実行することができる。MUSICまたはESPRITを含むがこれらに限定されるものではない他の高度なDOAアルゴリズムが、異なる角度の信号源をアンテナから分離するのにも使用できるであろう。

10

【0223】

種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,020号に開示されているように、DOA処理は胸郭呼吸と腹式呼吸とを分離するのに使用することができる。種々の実施形態では、DOA処理を使用して心肺運動から脚運動を分離することができ、それにより睡眠中の下肢静止不能症候群の検出を可能にする。種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/194,880号に開示されているように、複数の対象は、DOA処理を使用して1つの装置で監視することができる。上述のように、種々の実施形態では、ドップラーレーダーシステム100は、呼吸波形または心拍波形のような人間の生理学的信号を監視することができ、呼吸速度および心拍速度を抽出することができる。システムで複数のアンテナを用いることによって、到来方向(DOA)処理を実現することができ、それにより標的の角度方向の検出を可能にする。種々の実施形態では、複数の標的の生理学的信号は、アレイ化されたドップラーレーダーによって得られたDOA処理に基づいて分離することができる。種々の実施形態では、こうした生理学的信号を分離することは、波形の表示または通信のために、および速度の抽出のために、各標的の波形を分離させることができる。複数の人々がアンテナの視界内にいる場合、該人々の角距離がアレイの分解能よりも大きい限り、および、人とアンテナ割り当てがアンテナおよび受信機数より少ない面内にアンテナおよび受信機よりも多い人々が視界内にいない限り、各人の呼吸速度はこの信号処理方式によって得ることができる。いくつかの実施形態では、複数のアンテナは距離 / 2 だけ隔てることができる。種々の実施形態では、3つのアンテナを用いて、ほぼ15から20度隔てられている2つの対象を同時に追跡し監視することができる。アンテナ数を増やすことにより、2つの対象の間の角距離をさらに減らすことができる。

20

30

【0224】

次のことを含む複数の心肺信号を分離する方法の一実施形態が図14に示されている。

40

【0225】

1. ブロック1401a~1401dに示すように、方法は心肺信号を含む可能性が最もありそうな、バッファに格納されたデータの周波数成分 $f = f_1, f_2, \dots, f_n$ を決定することを含んでいる。いくつかの実施形態では、これらの周波数成分は、チャンネルの組み合わせの電力スペクトル密度を測定し、その出力に費用関数を適用することにより決定することができる。いくつかの実施形態では、該チャンネルの組み合わせの電力スペクトル密度は、各受信機から電力スペクトル密度を得て、それらに乗じて結合したスペクトルを得ることにより決定することができる。いくつかの実施形態では、ローパスフィルタが各受信機からの電力スペクトル密度を得る前に適用される。いくつかの実施形態では、該ローパスフィルタの遮断周波数は1Hzである。

50

【0226】

2. ブロック1402に示すように、さらなる方法は各周波数成分の角度方向を識別することを含む。いくつかの実施形態では、角周波数成分は、エントリがステップ1で見つかった心肺信号を含む可能性が最もありそうな周波数成分に対応するチャンネル行列Hを形成し、該チャンネル行列、および標的からの各角度に対応したアレイベクトルを使用して各角度における最大平均電力を計算することにより特定される。いくつかの実施形態では、チャンネル行列エントリのm番目の行でn番目の列は、受信機アンテナmおよび動いている散乱体に対応する $h_{mn} = s_{mn}(f_n)$ でありえる。ここで、 s_{mn} はチャンネルの周波数スペクトルを表す。いくつかの実施形態では、標的からの各角度に対応したアレイベクトルが形成される。いくつかの実施形態では、アレイベクトルは数式(1)で与えられる。

10

【0227】

$$g(\theta) = [1 \exp[jkd \sin(\theta)] \dots \exp[jkd(M-1)\sin(\theta)]]^T \quad (1)$$

ここで、kは波数、 $d = \lambda/2$ は各受信機アンテナ間の分離距離、および θ はアンテナ法線ベクトルから標的までの角度であり、一方Mは受信アンテナ数である。いくつかの実施形態では、散乱体の各角度で得ることができる最大平均電力は数式(2)で与えられる。

【0228】

$$P_{av}(\theta) = |H H g(\theta)|^2 \quad (2)$$

20

3. ブロック1403aおよび1403bに示すように、方法は、複数の受信機アンテナアレイの角度分解能未満の角距離だけ互いから隔てられた角度を取り除くこと、各角度方向が前記複数の受信機アンテナアレイの角度分解能より大きいか等しい角距離だけ各他の角度源から隔てられるように、少なくとも第1および第2の角度方向を識別すること、をさらに含む。4. 前記角度方向の各標的に対して単位大きさを持つDOAベクトルを生成すること。種々の実施形態では、i番目の列が数式(3)で与えられる、 $M \times N$ アレイ行列Aが形成される。

【0229】

$$g(i) = [1 \exp[jkd \sin(\theta_i)] \dots \exp[jkd(M-1)\sin(\theta_i)]]^T \quad (3)$$

30

ここで、 $d = \lambda/2$ および θ_i はそれぞれ受信アンテナ分離および角度であり、一方Mは受信アンテナ数である。レーダー信号を散乱させることができ、複数の受信機アンテナアレイの角度分解能よりも大きな角距離によって隔てられている他の動いている対象が対象の近傍にある実施形態では、Nは動いている散乱体の数を表す。

【0230】

4. 種々の実施形態では、ブロック1405に示すように、DOAベクトルをバッファ内の現在のDOAベクトルおよび前のDOAベクトルの加重平均で平滑化すること。

【0231】

5. ブロック1404に示すように、空間的ヌル(spatial null)を他の角度方向へ向けることによって各角度方向からの信号を分離すること。種々の実施形態では、信号分離は、条件付きのチャンネルデータにステップ4で推定された行列Aの逆を適用することにより空間的ヌルを不要な信号源へ向けることによって、実現することができる。

40

【0232】

$$S = A^{-1} R x \quad (4)$$

6. 種々の実施形態では、非心肺運動検出器を各分離された出力に適用すること、および非心肺運動が検出された場合、DOAベクトルのバッファをクリアすること。

【0233】

7. 種々の実施形態では、分離信号の各々を個別に復調すること、および各信号を処理して心肺運動に対応する情報を得ること。

50

【 0 2 3 4 】

8. 各標的への角度、標的に関連した心肺運動の少なくとも1つに関する情報を出力すること。

【 0 2 3 5 】

図15は、2つの標的からの呼吸信号の分離を示している。プロット1501は、DOA処理を使用して分離される混合ベースバンド信号を示している。プロット1502は、第1の対象または信号源からの呼吸信号を示し、プロット1503は、第2の信号源または対象からの呼吸信号を示している。種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/200,876号に開示されているように、DOA処理を実行するように構成されたシステムを含んだ装着式の識別タグを、標的となる対象の識別およびその測定の向上を支援するのに使用することができる。

10

【 0 2 3 6 】

2つの異なる信号を分離および解析にする代わりに、装置の種々の実施形態では、システム100はDOAアルゴリズムを使用して、1つまたは2つ以上の望まれない心肺信号または非心肺信号を無効にしながら、単一で、所望の心肺信号を追跡することができる。いくつかの実施形態では、所望の対象はRFIDタグで追跡することができる。いくつかの実施形態では、所望の対象はバイオメトリックスで追跡することができる。いくつかの実施形態では、所望の対象は既知の初期位置に基づいて追跡することができる。この場合、所望の信号のみが復調され、角度情報および/または所望の標的に関連した心肺情報のみ出力される。全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,020号に、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/194,836号に開示されているように、システム100の種々の実施形態は、対象または患者を追跡するDOA処理アルゴリズムを含むことができる。例えば、いくつかの実施形態では、DOA処理は、対象が睡眠中寝返りを打つおよび回転するように、眠っている対象を夜の間じゅう追跡するのに使用することができる。

20

【 0 2 3 7 】

図16に示すような1つまたは2つ以上の心肺信号の方向を追跡する一実施形態のアルゴリズムを以下に説明する。該アルゴリズムは、以下を含む。

【 0 2 3 8 】

1. ブロック1601a~1601cに示すように、方法は心肺信号を含む可能性が最もありそうな、バッファに格納されたデータの周波数成分 $f = f_1, f_2, \dots, f_n$ を決定することを含んでいる。いくつかの実施形態では、これらの周波数成分は、チャンネルの組み合わせの電力スペクトル密度を測定し、その出力に費用関数を適用することにより決定することができる。いくつかの実施形態では、該チャンネルの組み合わせの電力スペクトル密度は、各受信機から電力スペクトル密度を得て、それらを乗じて結合したスペクトルを得ることにより決定することができる。いくつかの実施形態では、ローパスフィルタが各受信機からの電力スペクトル密度を得る前に適用される。いくつかの実施形態では、該ローパスフィルタの遮断周波数は1Hzである。

30

【 0 2 3 9 】

2. ステップ1601dに示すように、方法は各周波数成分の角度方向を識別することをさらに含む。いくつかの実施形態では、角周波数成分は、エントリがステップ1で見つかった心肺信号を含む可能性が最もありそうな周波数成分に対応するチャンネル行列Hを形成し、該チャンネル行列、および標的からの各角度に対応するアレイベクトルを使用して各角度における最大平均電力を計算することにより特定される。いくつかの実施形態では、チャンネル行列エントリのm番目の行でn番目の列は、受信機アンテナmおよび動いている散乱体に対応する $h_{mn} = s_{mn}(f_n)$ でありえる。ここで、 s_{mn} はチャンネルの周波数スペクトルを表す。いくつかの実施形態では、標的からの各角度に対応するアレイベクトルが形成される。いくつかの実施形態では、アレイベクトルは数式(1)で与えられる。

40

【 0 2 4 0 】

50

$$g(\theta) = [1 \exp[jkd \sin(\theta)] \dots \exp[jkd(M-1) \sin(\theta)]]^T \quad (1)$$

ここで、 k は波数、 $d = \lambda / 2$ は各受信機アンテナ間の分離距離、および θ はアンテナ法線ベクトルから標的までの角度であり、一方 M は受信アンテナ数である。いくつかの実施形態では、散乱体の各角度で得ることができる最大平均電力は数式(2)で与えられる。

【0241】

$$P_{av}(\theta) = |H H g(\theta)|^2 \quad (2)$$

3. ブロック1604eに示すように、方法は、複数の受信機アンテナアレイの角度分解能未達の角距離だけ互いから隔てられた角度を取り除くこと、各角度方向が前記複数の受信機アンテナアレイの角度分解能より大きいか等しい角距離だけ各他の角度源から隔てられるように、少なくとも第1および第2の角度方向を識別すること、をさらに含む。

10

【0242】

4. 前記角度方向の各標的に対して単位大きさを持つDOAベクトルを生成すること。種々の実施形態では、ブロック1601fに示すように、 i 番目の列が数式(3)で与えられる、 $M \times N$ アレイ行列 A が形成される。

【0243】

$$g(i) = [1 \exp[jkd \sin \theta_i] \dots \exp[jkd(M-1) \sin \theta_i]]^T \quad (3)$$

ここで、 $d = \lambda / 2$ および θ_i はそれぞれ受信アンテナ分離および角度であり、一方 M は受信アンテナ数である。レーダー信号を散乱させることができ、複数の受信機アンテナアレイの角度分解能よりも大きな角距離によって隔てられている他の動いている対象が対象の近傍にある実施形態では、 N は動いている散乱体の数を表す。

20

【0244】

5. 種々の実施形態では、ブロック1601gに示すように、DOAベクトルをバッファ内の現在のDOAベクトルおよび前のDOAベクトルの加重平均で平滑化すること。

【0245】

6. 空間的ヌルを他の角度方向へ向けることによって各角度方向からの信号を分離すること。種々の実施形態では、信号分離は、条件付きのチャンネルデータにステップ4で推定された行列 A の逆を適用することにより空間的ヌルを不要な信号源へ向けることによって、実現することができる。

30

【0246】

$$S = A^{-1} R x \quad (4)$$

7. 種々の実施形態では、非心肺運動検出器を各分離された出力に適用すること、および非心肺運動が検出された場合、DOAベクトルのバッファをクリアすること。

【0247】

8. 種々の実施形態では、分離信号の各々を個別に復調すること、および各信号を処理して心肺運動に対応する情報を得ること。

【0248】

9. ブロック1601jに示すように、各標的への角度、標的に関連した心肺運動の少なくとも1つに関する情報を出力すること。

40

【0249】

種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,023号に開示されているように、経験的モード分解(EMD)アルゴリズムを使用して、対象による非心肺運動、意図した対象以外の1つまたは2つ以上の人々の心肺運動、別の人または他の人の非心肺運動、周囲の他の対象の運動、レーダシステムの運動による運動を含むがこれらに限定されるものではない運動から信号を分離することができる。

【0250】

全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,

50

027号に開示されているように、システム100の種々の実施形態は、経験的モード分解および到来方向処理の組み合わせを含むことができる。いくつかの実施形態では、DOA処理を使用して異なる角度で発生する運動信号を分離することができる。次に、EMD処理を使用して、所望の生理的運動信号を非生理的運動およびDOA処理後に残った他の信号干渉から抽出することができる。種々の実施形態は、運動補償アルゴリズムを実行するように構成されたプロセッサを含むことができる。運動補償は、他の身体部分の動きまたはアンテナの視界内の他の人による動きによって引き起こされた心肺信号との干渉を抑制することができる。心肺信号は高調波すら含んだ例えば数Hzから数kHzまでの周波数帯域でありえるが、一方他の非心肺運動はより速く動くので広帯域でありえる、すなわち、例えばインパルス応答は周波数成分をすべて含むことができる。いくつかの実施形態では、運動補償アルゴリズムは、データまたは信号のローパスフィルタされたおよびハイパスフィルタされたバージョンを分離し、ハイパスフィルタされたデータまたは信号に対する少なくとも2つの主ベクトル（例えば主固有ベクトル）を見つけることができる。心肺信号を含んだローパスフィルタされたデータまたは信号は、ハイパスフィルタされた信号の該少なくとも2つの主ベクトルによって範囲を定められた直交部分空間に投影することができる。この部分空間は低減されたまたは最小の運動干渉を含むことができる。この手法は、複数の空間的に分離されたアンテナと共に使用されたとき、より高い精度で呼吸信号に関連した情報を提供することができる。

【0251】

ノイズ低減は、フィルタが生理学的帯域の信号を通過させ、該帯域外の信号を減衰させるフィルタリングにより得ることができる。

【0252】

心肺信号は低周波成分を持っているので、過標本化および平均化法を適用して、低価格のデータ取得装置で雑音を低減することができる。過標本化によって、ベースバンド信号の相関関係のない雑音電力（AWGNのような）は、同じ信号電力を維持しながら、N個のサンプルを平均化することによって1/Nの倍数だけ減少させることができ、結果として過標本化および平均化によって、ナイキスト標本抽出によってよりもN倍大きなSNRが得られる。

【0253】

ノイズ低減は、経験的モード分解を実行すること、および生理学的信号を含んだ1つまたは2つ以上のモードを選択し該モードのみを使用して信号を再構成することによって得ることができる。経験的モード分解アルゴリズムは、信号を、データの最高エネルギーの固有時間スケールに基づいて適応的に生成される固有モード関数（IMF: intrinsic mode function）に適応的に分離し、こうして信号中の最も重要な情報を取得する。IMFは明確に定義されたHubert変換を持っている。この経験的モード分解アルゴリズムを使用して、対象の心肺運動を測定するように設計されたレーダーのデジタル出力を処理することができる。レーダー信号の直交出力は、二変数EMD、複素EMD、または回転変化EMDの少なくとも1つを含んだEMDアルゴリズムで処理することができる。IチャネルおよびQチャネルのIMFは、線形または非線形の復調アルゴリズムにより結合することができる。次に、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/125,023号に開示されているように、運動信号は、雑音のみを含むIMFを用いなくて、信号を含むIMFから構築することができ、結果として著しいノイズ低減が達成される。

【0254】

レーダーベースの生理学的センサを含むシステム100は、以下に説明するような種々の方法で構成することができる。

【0255】

例示的システム構成は、シングルピースまたはツーピースのシステムとして構成され、2.4GHzで動作するように適応されたスポットチェック監視装置を含むことができる。システム100は、単一のアンテナと、直接変換すなわちホモダイン受信機と、ハイパ

スフィルタとをさらに含むことができる。システム100は、上述の線形復調アルゴリズムを使用して信号を処理するように構成されたプロセッサをさらに含むことができる。種々の実施形態では、プロセッサは、1つまたは2つ以上の速度発見アルゴリズムを使用して速度（例えば呼吸速度、心拍速度等）を推定するように構成することもできる。

【0256】

上述のように、種々の実施形態では、該監視装置はホモダイン受信機を含むことができる。種々の実施形態では、ホモダイン受信機はその単純性およびその位相雑音除去特性のために使用される。種々の実施形態では、RF信号をダウンコンバートした後のベースバンドでの鏡像化を解消するために、システムは直交アナログ出力を提供する複素復調を含む。種々の実施形態では、集束ビームを得るために、 2×2 に配置されたパッチアンテナが使用される。種々の他の実施形態では、より小さいまたはより大きなアレイパッチアンテナ、または単一の（非アレイ）パッチアンテナを使用することができる。例えば、より多くの集束ビームを得るために、より多くのアンテナをアレイ状に使用することができる。種々の他の実施形態では、他の（非パッチ）アンテナ構成を使用することができる。種々の実施形態では、直交出力をアンチエイリアスフィルタすることができ、DC信号はハイパスフィルタで除去することができる。濾過された信号はアナログ/デジタル変換器（ADC）で標本化することができ、次にデジタルデータはプロセッサで処理される。いくつかの実施形態では、生理的運動信号は、雑音、干渉、および/または非生理的運動により信号の品質が低下しているかどうかを判定するために解析される。いくつかの実施形態では、生理的運動信号は、雑音、干渉、および/または非生理的運動から分離される。次に、生理的運動信号は呼吸波形および呼吸速度を決定するために処理される。いくつかの実施形態では、呼吸速度は呼吸速度波形から抽出される。

【0257】

図17は、呼吸速度スポットチェック測定装置として構成されたシステム100の実施形態を示している。図17に示した装置は、電磁放射線の信号源（例えば電圧制御発振器）1701と、送受信機1702とを含んでいる。いくつかの実施形態では、送受信機1702は、信号を送受信する単一のアンテナを含むことができる。電磁放射線を散乱させおよび運動をしている前記1つまたは2つ以上の対象から受け取られた信号は、電力分割器1703を通して少なくとも1つのミキサ1704に導かれる。いくつかの実施形態では、電力分割器は双方向0度電力分割器でありえる。種々の実施形態では、信号源1701からの信号はミキサで受信信号と混合することができる。種々の実施形態では、システム100は、同相成分および直交位相成分を出力することができる2つのミキサ（例えば1704および1705）を含むことができる。ミキサからの信号出力は、データ収集システム（DAQまたはDAS）1706によって調整し、標本化することができる。種々の実施形態では、信号は、ローパスフィルタリングによって例えばエイリアシングを除去するように調整することができる。種々の実施形態では、信号は、例えばハイパスフィルタリング、ローパスフィルタリング、DC消去、増幅等によって調整することができる。デジタル収集システム1706は、マルチプレクサ、アナログ/デジタル変換器（ADC）、デジタル/アナログ変換器（DAC）、タイマ、バッファ等を含むことができる。デジタル収集システム1706の出力は、コンピュータまたはさらなる信号処理用のプロセッサに伝えることができる。いくつかの実施形態において、コンピュータまたはプロセッサは、信号処理後に得られた情報に基づいて出力行動を行うように構成される出力装置と電子通信を行うことができる。例えばいくつかの実施形態では、出力装置は、表示を行うように構成された表示ユニットを含むことができる。いくつかの実施形態では、出力装置は、印刷するように構成されたプリンタまたはアラームを鳴らすように構成された可聴システムまたは/および呼吸の読み取りを話すように構成された可聴システム、または、情報を使用するように構成された医療機器（例えば除細動器）または種々の医療機器から情報を収集して集中データベースに情報を送信するように構成された家庭用健康管理機器または遠方の医療関係者に情報を送信するように構成された健康キオスクコンピュータ、を含むことができる。いくつかの実施形態では、コンピュータまたはプロセッサは、システ

10

20

30

40

50

ムを制御するように構成された入力装置と電子通信を行うことができる。いくつかの実施形態では、該入力装置は、開始ボタン、または、遠方の医療関係者が測定を開始するのを可能にするように構成された健康キオスクコンピュータまたは測定を開始するように構成された家庭用健康管理機器でありえる。

【0258】

種々の実施形態では、心肺に関連した体表面の運動は、遠方からまたは体表面との接触によってのいずれかで測定することができる。アンテナが体に接している実施形態では、内部反射から体表面反射を分離する方法が、体内運動の測定を可能にするために使用される。心拍に関連したインピーダンス変化を含む種々の内部の心肺関連の変化も、体表面部分、および体内部分および体内組織に対して電磁的に測定することができる。

10

【0259】

呼吸速度スポットチェッカーの一実施形態を図18に示す。システムは、上述の種々の実施形態に類似したレーダーベースの生理学的センサ1801と、計算ユニットと、表示ユニットとを含む。種々の実施形態では、計算ユニットと表示ユニットは、単一のハウジング1802（例えばラップトップ、ハンドヘルドコンピュータ、PDA等）と一緒に収容することができる。センサ1801は、上で説明した種々の通信プロトコルを使用して、計算ユニットおよび/または表示ユニットと無線でまたは有線接続によって通信することができる。種々の実施形態では、センサ1801、計算ユニット、および表示ユニットは、単一のハウジングと一緒に収容することができる。ある実施形態では、センサ1801と計算ユニットとは単一ユニットと一緒に収容することができ、表示ユニットは分離することができる。

20

【0260】

種々の実施形態では、スポットチェック監視装置は、開始ボタンを始動するときに作動するように構成することができる。種々の実施形態では、監視装置は動作モードで生理的運動信号の測定を開始することができる。種々の実施形態では、ユーザは、クイックモード、拡張モード、または連続モードの3つのモードの1つを選択することができる。3つのモードの各々は、速度を提供する前に、運動のない異なる連続呼吸数が必要になりえる。例えば、クイックモードでは、運動のないほぼ2つの連続呼吸が速度を計算するために必要になりえ、拡張モードでは、運動のないほぼ6つの連続呼吸が速度を計算するために必要になりえ、一方標準モードでは、ほぼ3つの連続呼吸が速度を計算するために必要になりえる。

30

【0261】

図19は、心肺または心血管に関連した情報（例えば呼吸速度、呼吸波形、心拍速度、脈拍数等）を出力するように構成されたインタフェース（例えば表示スクリーン）の実施形態を示している。図19に示した実施形態は、測定された呼吸速度を表示する表示装置のスクリーンショットである。種々の実施形態では、信号処理ユニット（例えば図18の計算ユニット）は、対象のピーク吸気点を決定することができ、1つまたは2つ以上のアルゴリズムを使用して経時的にそれらを計数することができる。種々の実施形態では、システム100は、すべてのデータブロックの呼吸速度をバッファに格納することができる。種々の実施形態では、妨害（例えば非心肺運動または他の信号干渉により生成された妨害）が読み取り中に検出されると、バッファに格納されたどんな呼吸速度値もクリアされ、いかなる値も妨害が停止するまでバッファに格納されない。いったん概略の必要呼吸数が連続的に読まれると、装置は、読み取り値ができるだけ正確であることを確保するために記録された中央値を返す。いくつかの実施形態では、必要呼吸数は3でありえる。種々の実施形態では、必要呼吸数は、5、10、15、20、または3～30の範囲の他のある値でありえる。種々の実施形態では、インタフェースは、状態を示すように構成された状態表示器1901を持つことができる。例えば、状態表示器1901は各連続する呼吸が読まれるにつれて伸長するバーでありえる。必要呼吸数が読まれるとすぐに、状態表示器は伸長を停止することができる。測定された呼吸速度は、表示装置の領域1902に示すことができる。種々の実施形態では、制御は、システムを制御するように構成されたイ

40

50

ンタフェースに設けることができる。例えば、開始ボタン1903および停止ボタン1904を、図19に示したディスプレイインタフェースに設けることができる。種々の実施形態では、停止ボタンを始動すると測定を中断することができ、この場合値を返すことができない。

【0262】

システムの種々の実施形態では、呼吸速度は、2つの処理、例えば呼吸速度を決定する時間領域手法および/または周波数領域手法、すなわち周波数領域推定および時間領域推定を使用する、速度推定アルゴリズムを使用することによって決定することができる。2つの方法を用いるという第1の利点は、2つの手法の結果を比較することにより、呼吸が規則的かどうかを判定する手助けにできるということである。第2の利点は、2つのアルゴリズムを用いることによってもたらされる冗長度が、不正確な呼吸速度に対するリスク緩和の手助けをできるということである。種々の実施形態では、時間領域速度推定は、信号の正または負の傾斜とのゼロ交差を使用して呼吸を見分ける。2つの連続する正のゼロ交差または2つの連続するゼロ交差間の信号のピークが閾値に対して比較され、2つの連続するゼロ交差が実際に呼吸を含むかどうかを判定する。いくつかの実施形態では、正のゼロ交差が使用されるが、計算されるべき速度に対する十分な呼吸がない場合には負のゼロ交差が使用される。加えて、フーリエ変換がすべてのサンプルについて算出され、信号スペクトルを提供する。種々の実施形態では、速度の周波数領域推定値は信号の最大の大きさの周波数成分でありえる。時間領域速度推定値と周波数領域速度推定値とは比較することができる。種々の実施形態では、2つの結果の間の差異は、信号が時間領域手法または周波数領域手法のいずれの推定にも適合しない程度を示すことができる。例えば、0の差異は、時間領域手法と周波数領域手法との間の完全な一致を示すことができる。種々の実施形態では、周波数領域計算は、時間領域手法から得られた測定値に対するクロスチェックとして役立つことができ、またはその逆も同様である。種々の実施形態では、2つの速度は精度のクロスチェックとして役立つことができる。周波数領域計算と時間領域計算との間の不一致は、起こり得る不規則な呼吸を示すこともできる。装置の種々の実施形態は、提供された測定値または読み取り値が正確であることを保証する測定値または読み取り値を提供するのに、呼吸速度の低い変動を必要とすることができる。いくつかの実施形態では、システムは、測定された速度の変動のレベル、すなわち速度が測定期間中どれくらい変動したかの表示を画面に表示するかさもなければ伝えることができる。測定された速度の変動は健康管理専門家によって医療解析に使用することができる。

【0263】

図20は、表示装置のスクリーンショットを示している。表示装置は、上で説明したように、時間領域手法と周波数領域手法の両方を使用して呼吸速度を計算するシステム100と通信を行う。システム100はほぼ15秒からほぼ1分の間の範囲の一定時間にわたり測定を行うように構成することができる。例えば、いくつかの実施形態では、クイックモードでは、システム100は15秒の時間間隔にわたり測定を行うことができ、標準モードでは、システム100は30秒の時間間隔にわたり測定を行うことができ、拡張モードでは、システム100は60秒の時間間隔にわたり測定を行うことができる。これらの時間間隔は、呼吸可動域を計数して呼吸速度を推定する際に医療関係者によって一般的に使用される間隔に対応している。他の実施形態において、3つのモードに対する時間間隔は異なることができる。状態表示器2001は、測定中の経過した時間、および測定の残り時間を示すことができる。いくつかの実施形態では、表示装置は、ユーザに運転モード（例えばクイック、標準、拡張）を選択させることができる制御ボタン2002も備えることができる。開始ボタン2003および停止ボタン2004のような他の制御も、システムを制御するのに表示装置に設けることができる。いくつかの実施形態では、表示装置はシステムの状態表示も提供することができる。例えば図20において、表示装置は計算ユニット用の電源およびバッテリー電源の状態を表示する。いくつかの実施形態では、以前に測定された速度も表示することができる。いくつかの実施形態において、解除ボタン2005も、表示された呼吸速度をスクリーンから削除するために含むことができる。種々

10

20

30

40

50

の実施形態では、例えば非心肺運動または他の信号干渉の存在に起因する呼吸速度を推定する誤差も、表示装置に表示することができる。

【0264】

図21は、センサ2101、単一のハウジング2102に收容された計算装置および表示ユニットを含むシステム100の他の実施形態を示している。

【0265】

種々の実施形態では、上述の速度推定アルゴリズムは、測定期間中に得られたすべてのデータについて演算する。種々の実施形態では、速度推定アルゴリズムは非呼吸信号（例えば非心肺信号または他の信号干渉）を検出し、この情報を使用して信号品質を識別することができる。低信号品質を持ったデータのサンプルは不合格にすることができる。例えば、対象の最大呼吸よりも大きな偏位をしているサンプルは、非心肺運動または他の信号干渉に起因する場合がありますので不合格にすることができる。いくつかの実施形態では、信号電力の著しい増加を示すサンプルも非心肺運動に起因する場合がありますので不合格にすることができる。いくつかの実施形態では、上述の非心肺運動検出アルゴリズムは非呼吸信号または他の信号干渉を検出するのに使用することができる。種々の実施形態では、信号品質表示への追加入力は、低信号電力、高信号電力による信号クリッピング、および推定された低信号対雑音比を含むことができる。種々の実施形態では、低信号品質のために不合格にされた値は、速度推定を始める前に0に設定することができる。

10

【0266】

上で説明したように、種々の実施形態では、時間領域速度推定は、信号の正または負の傾斜とのゼロ交差を使用して呼吸を見分ける。2つの連続する正のゼロ交差または2つの連続するゼロ交差間の信号のピークが閾値に対して比較され、2つの連続するゼロ交差が実際に呼吸を含むかどうかを判定する。いくつかの実施形態では、正のゼロ交差が使用されるが、計算されるべき速度に対する十分な呼吸がない場合、負のゼロ交差が使用される。さらに、フーリエ変換がすべてのサンプルについて算出され、信号スペクトルを提供する。種々の実施形態では、速度の周波数領域推定値は信号の最大の大きさの周波数成分でありえる。時間領域速度推定値と周波数領域速度推定値とは比較することができ、推定速度の精度を決定することができる。

20

【0267】

サンプルを復調するのに線形復調アルゴリズムを使用したシステム（例えば2.4GHzのISM帯を使用したシステム）の種々の実施形態では、信号が投影された最良適合ベクトルまたは固有ベクトルに対する著しい変化は、非心肺運動または信号干渉があることを示すことができる。アンテナと対象との間の新たな関係を示すことができる。線形復調が使用される場合、固有値の比の変化、または最良適合線への適合度のRMS誤差の変化は、検出された運動が該線にうまく当てはまらないことも示すことができ、結果的に非心肺運動または他の信号干渉があることを示すことになる。

30

【0268】

上述の呼吸速度スポットチェック測定装置の種々の実施形態は、健康キオスクで使用されるように適応することができる。図17~21に関して説明したスポットチェック測定装置は、スポットチェック監視装置を1つまたは2つ以上の主制御システムで制御することができるように、該1つまたは2つ以上の主制御システムと通信することができる。システムの種々の実施形態は、現場の作業者の少なくとも1人が装置のボタンを押すこと、医療関係者による遠隔起動、キオスクに患者がいることが感知されたときの自動開始によって測定を開始する。装置の種々の実施形態は、キオスクに患者がいることを感知し、キオスクコンピュータにその情報を伝えることができる。装置の種々の実施形態は、キオスクに患者がいることを示すキオスクコンピュータを通して知らされた他のセンサから入力を得ることができる。システム100の種々の実施形態は、任意の標準または専用の通信プロトコル、またはその任意の組み合わせを使用して、1つまたは2つ以上の主制御システムと通信することができる。そのようなプロトコルは、シリアル、USB、ブルートゥース（Bluetooth）、ジグビー（Zigbee）、Wi-Fi、セルラー（Ce

40

50

l l u l a r)、WiMAX、イーサネット、およびSOAPを含むがこれらに限定されるものではない、TCP/IPまたはOSIネットワークレイヤに含むことができるまたは含むことができない任意のコミュニケーションテクノロジーも含むことができる。例えば、イーサネットはリンクレイヤプロトコルとして使用することができるが、一方TCP/IPはルーティング用に使用され、SOAPはアプリケーションレイヤプロトコルとして使用される。他方では、イーサネット上のTCP/IPのみは、アプリケーションレベルで付加のパッケージ化を行うことなく使用することができる。後者の事例において、リーダーシステム100から収集されたデータはフォーマットすることができ、直接TCPペイロードとしてパッケージ化することができる。これは、データが収集されたときのタイムスタンプ、データ、およびデータの品質の指標を含むことができる。このデータにはTCPヘッダが添付され、次にIPペイロードになる。IPヘッダ(アドレス)はペイロードに添付され、次にリンクレイヤヘッダおよびフッタでカプセル化される。最後に、物理レイヤのヘッダおよびフッタが追加され、パケットはイーサネット接続を介して送られる。イーサネット接続から情報にアクセスするために、クライアントは、パケットが送られている該クライアントのイーサネット接続上の規定されたポートを聞くプログラムを持つべきであろう。システム100の種々の実施形態は、USBまたはブルートゥースを介した制御および通信を含んだ、コンティニウアヘルスアライアンス医療機器通信ガイドライン(Continuous Health Alliance medical device communications guideline)に準拠することができる。

10

20

【0269】

システム100の例示的構成は、シングルピースまたはツーピースシステムとして種々の実施形態で構成されたおよびほぼ5.8GHzの無線周波数で動作するように適合されたスポットチェック監視装置を含むことができる。システム100の種々の実施形態は、運動信号と運動の電子的表示との間の遅延を減少させるDC消去回路を含むことができる。種々の実施形態では、DC消去は、運動センサと出力装置(例えば表示装置または画像処理システム)との間のより速い同期を可能にすることができる。DC消去または5.8GHzでの低IFは、弧復調を比較的より正確にすることができる。DC消去は、通常、画像処理システムまたは人工呼吸器との統合に重要になりえる同期時間を改善する。

【0270】

5.8GHzの領域で無線周波数を使用する実施形態では、心肺活動に関連した胸部運動による位相偏移は、2.4GHzの領域の無線周波数を使用する実施形態と比較した場合、2倍より大きく増加することができる。種々の実施形態では、この現象は、複素配置が直線ではなく弧により近づくような、非線形のベースバンド出力を結果的に生じさせることができる。これらの実施形態では、弧ベースの復調アルゴリズムは、他の復調アルゴリズムよりも好ましくなりえる。種々の実施形態では、弧ベースの復調アルゴリズムは、この非線形効果を適切に解決することによってより高い精度を有する結果を提供することができる。種々の実施形態では、DC消去は、該DC消去が符号歪みを低減することができるので、交流結合フィルタよりも好ましくなりえる。DC消去のない実施形態では、信号サンプルが散乱される円の起点を十分な精度で決定することができない。

30

【0271】

逆正接復調が使用される場合、起点の位置の著しい変化、弧を上を持つ円の半径の変化、または円上の弧の位置の変化は、非心肺運動または他の信号干渉があることを示すことができる、アンテナと対象との間の関係の変化を示すことができる。いくつかの実施形態では、正規化された現在のベクトルと正規化された前のベクトルとの計算された内積が閾値より小さい場合、対象とアンテナとの間の関係の変化を検出することができる。逆正接復調が使用されるシステムでは、最良適合弧への適合度のRMS誤差の変化も非心肺運動または他の信号干渉を示すことができる。

40

【0272】

システム100の例示的構成は、ほぼ2.4GHzの周波数帯域で動作するように構成された連続生理学的監視装置を含むことができ、さらにツーピースシステムとして構成す

50

ることができる。該連続生理学的監視装置は、単なる周期的なスナップショットではない長期間にわたるバイタルサイン情報および/または生理学的波形を提供するように構成される。連続バイタルサイン監視装置の種々の実施形態は、スポットチェックまたは連続モードで動作するように構成することができる。監視装置の種々の実施形態は、心拍波形および心拍変数、および、呼吸波形および呼吸変数の少なくとも1つを監視するように構成することができる。監視装置の種々の実施形態は、単一アンテナまたは単一アンテナとして動作するように結合されたアンテナアレイと、直接変換すなわちホモダイン受信機と、ハイパスフィルタとを含むことができる。種々の実施形態では、複数のアンテナを使用することができる。監視装置の種々の実施形態は、フィルタ、増幅器、マルチプレクサ等のような他の電子的構成要素を含むことができる。種々の実施形態では、システム100は、固有ベクトルに基づいた線形復調アルゴリズム、弧ベースの復調アルゴリズム、または上述の他のアルゴリズムを実行するように構成されたプロセッサを含むことができる。いくつかの実施形態では、システム100は、心拍速度および/または呼吸速度を決定するように構成することができる。

【0273】

図17に示したシステムは、連続バイタルサイン監視装置として動作するように適応させることができる。図17に示したシステムはホモダイン受信機を有する連続波レーダ送受信機である。この構成の1つの利点はシステムの単純性にある。システムの他の利点は、位相雑音を除去または低減する該システムの能力である。種々の実施形態では、送受信機1702は、2.4GHz~2.5GHz、または5.8GHzのISM帯で動作することができる。種々の実施形態では、送受信機はこの帯域外の周波数帯域で動作することができる。種々の実施形態では、信号源1701は、受信機への送信信号および局部発振器信号の両方を発生するように構成することができる。そのような構成は内部電圧制御発振器と呼ぶことができる。種々の実施形態では、該発振器は、自走、水晶に対して位相固定、または外部基準に対して位相固定になりえる。他の実施形態において、局部発振器は回路の残りに対して外部的に生成することができる。種々の実施形態では、複素復調を使用して直交出力を発生させることができる。この技術の利点は、RF信号をダウンコンバートした後のベースバンドでの鏡像化の解消になりえる。種々の実施形態では、この技術の他の利点は、線形または非線形の複素復調アルゴリズムを使用して、この用途に使用される単一ミキサ受信機を悩ます場合がある位相復調ヌルを回避する能力である。いくつかの実施形態では、直交出力はアナログ/デジタル変換の前に増幅し、アンチエイリアスフィルタすることができる。ダイナミックレンジを改善するために、種々の実施形態では、DCオフセットはハイパスフィルタで除去することができ、可変利得増幅器(VGA)を提供して、ADCの十分な入力レンジが利用されるのを確保することができる。種々の実施形態では、該VGAはデジタル制御信号によって制御することができる。種々の実施形態では、VGAの利得レベルは、ユーザによって、または信号解析によりプロセッサによって動的に決定することができる。種々の実施形態では、DC除去をハイパスフィルタの代わりに使用することができる。種々の実施形態では、信号がアナログ/デジタル変換器(ADC)によって標本化された後、該信号は信号処理を行うプロセッサに有線または無線の通信リンク(例えばBluetooth、USB等)を通して送信することができる。種々の実施形態では、該プロセッサは、デジタルシグナルプロセッサ、マイクロプロセッサ、またはコンピュータを含む。種々の実施形態では、プロセッサは、ADCと同一のボード上に、別のボード上に、または分離したユニットに配置することができる。種々の実施形態では、プロセッサは、線形復調アルゴリズムを使用して、結合された生理的運動波形を生成することができる。種々の実施形態では、プロセッサは、結合された生理的運動信号から呼吸信号および心拍信号をさらに分離するのにデジタルフィルタを使用することができる。種々の実施形態では、呼吸信号と心拍信号とは固定デジタルフィルタを使用して分離することができる。信号処理アルゴリズムは、信号が非常に低い電力(0.0001~0.0004Wより下の)または非常に高い電力(5から10Wより大きい)を持っているかどうかを含んだ、信号品質パラメータも決定することができる。種々の実施形態

10

20

30

40

50

では、該アルゴリズムは非生理的運動があるかどうかを判定することもできる。種々の実施形態では、プロセッサは、TCP/IPを使用して、イーサネット上でフレームごとにデータを流すことができる。他の実施形態において、プロセッサは、コンティニューアヘルスアライアンス(Continuous Health Alliance)ガイドラインに準拠したプロトコルでデータを流すことができる。他の実施形態では、プロセッサは専用のプロトコルでデータを流すことができる。種々の実施形態では、各パケットは、データが取られたときのタイムスタンプと、結合された生理学的波形(分離される前の心臓波形および呼吸波形)、呼吸波形、および心拍波形の少なくとも1つと、呼吸速度と、心拍速度と、信号品質パラメータとを含む。図22は、プロセッサ2202と通信を行う上述の連続波監視装置2201の実施形態を示している。図示のように、この実施形態では、連続監視装置2201は有線のUSBリンク2203を通じてプロセッサ2202と通信する。

10

【0274】

図23は、呼吸信号および心拍信号だけでなく現場にいるまたは遠隔地にいるユーザへの他の情報も表示する、表示装置の実施形態のスクリーンショットを示している。プロット2301は監視装置2301によって得られた呼吸パターンを示し、一方プロット2302は監視装置2301によって得られた心拍パターンを示している。

【0275】

システム100の例示的構成は、2.4~2.5GHzの無線周波数帯域で動作するように構成された1つまたは2つ以上のアンテナと、直接変換すなわちホモダイン受信機と、アンチエイリアスフィルタとを含んだ連続生理学的監視装置を含むことができる。種々の実施形態はハイパスフィルタまたはDC消去回路のいずれかを含む。種々の実施形態では、システム100は、線形復調アルゴリズムを実行するように構成されたプロセッサを含むことができる。いくつかの実施形態では、プロセッサは、非心肺運動検出アルゴリズムおよび/または速度推定アルゴリズムを実行するように構成することもできる。いくつかの実施形態では、複数の受信アンテナおよび複数の受信機は、説明したDOAアルゴリズムを分離および/または追跡のためにプロセッサで実行することができるように使用される。種々の実施形態では、上述の速度推定アルゴリズムをここで使用して、呼吸率または心臓活動を推定することができる。例えば、種々の実施形態では、周波数領域速度推定アルゴリズム、時間領域速度推定アルゴリズム、ピーク検出アルゴリズム、またはこれらの組み合わせを使用することができる。種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第63/204,881号に開示されているように、該決定された呼吸率または心臓活動の精度は、上で挙げた方法を用いることによって改善することができる。いくつかの実施形態では、速度推定アルゴリズムは、定期的に(例えば10秒ごとに、20秒ごとに、30秒ごとに等)実行することができる。

20

30

【0276】

種々の実施形態では、連続生理学的監視装置は、標的対象が非呼吸動作を行う時間および期間の表示を提供するように構成された活動監視装置を含むことができる。いくつかの実施形態では、該活動監視装置は、測定期間にわたる運動の発生頻度および持続時間の表示を提供することができる、活動指数を提供するように構成することができる。種々の実施形態では、複数のアンテナが備えられている場合、DOA処理は対象の位置、および対象が位置を変える頻度の判定を行うことができる。例えば、対象が左に回転しているか、右に回転しているか、または位置を変化させないで動いているかどうかを判定することが可能である。図24は、眠っている対象の呼吸速度、活動指標、および位置を示す表示装置またはユニットのスクリーンショットである。プロット2401は対象の時間の関数として呼吸/分を示している。プロット2402は眠っている対象の活動を示し、一方プロット2403は睡眠中の対象の位置を示している。

40

【0277】

種々の実施形態では、バイタルサイン情報(例えば呼吸速度または心拍速度)は、対象の過去のデータを提供するようにバッファに格納し、プロットすることができる。図25

50

Aは、患者の呼吸活動および/または心臓活動を測定する病院環境へのシステムの適用を示している。図25Bは図25Aに示した表示装置のスクリーンショットである。いくつかの実施形態では、表示装置は、呼吸器の速度すなわち呼吸速度2501、および呼吸活動2502を示す波形（例えば経時的な胸部の変位）を表示することができる。表示装置は、患者に関連した付加的情報2503および2504（例えば年齢、性別等）を提供することができる。表示装置は開始ボタン2505および停止ボタン2506も含むことができる。種々の実施形態では、表示装置は医療従事者によって作動される装置の一部になりえる。図26Aおよび26Bは、装置によって提供されるバイタルサインを見るのに使用することができる表示装置のスクリーンショットを示している。図26Aは、呼吸速度2601、経時的な平均呼吸速度2602、および呼吸活動（例えば胸部変位）に関連した波形2603を表示する表示装置の実施形態を示している。図26Bは、呼吸速度2604、呼吸活動2605および心臓活動2606を示す波形、および心拍速度2607を表示する表示装置の実施形態を示している。

10

【0278】

例示的システム構成は、奇異呼吸を検出するように構成されたシステムを含む。該システムは、ほぼ2.4GHzの無線周波数帯域で動作するように構成された単一のアンテナと、直接変換すなわちホモダイン受信機と、DC消去回路とを含む。種々の実施形態では、システムは奇異呼吸を検出するように構成することができる。いくつかの実施形態では、システム100は、呼吸活動または心臓活動の速度を推定するアルゴリズムを含むこともできる。

20

【0279】

種々の実施形態では、システム100は、図17、18、19、および20に関して上で説明したような直接変換すなわちホモダイン受信機を有する連続波レーダ送受信機を含むことができる。上で説明したように、この手法の利点は、システムの単純性、および位相雑音を除去または低減する能力である。種々の実施形態では、送受信機は、2.4GHz~2.5GHzのISM帯を含むがこれらに限定されるものではない周波数帯域で動作する。上で説明したように、種々の実施形態では、単一信号源は、受信機への送信信号および局部発振器信号の両方を発生するのに使用することができる（例えば図17の信号源1701）。種々の実施形態では、ホモダイン受信機は、複素復調を使用して直交出力を発生することができる。種々の実施形態では、該直交出力は、アナログ信号をデジタル信号に変換するように構成されたシステムに入力される前に増幅され、アンチエイリアスフィルタされる。

30

【0280】

種々の実施形態では、ダイナミックレンジを改善するために、DCオフセットを除去または低減することができる。種々の実施形態では、交流結合フィルタを使用する従来の方法は、DCオフセットを低減または除去するために使用することができる。しかしながら、交流結合フィルタまたはハイパスフィルタリングの使用は、DCオフセットそのものを除去することができるだけでなく、信号の低周波成分を抑制すると共に該低周波成分の位相を歪めることもできる。その結果、これは、DCオフセットではない静的信号の指数関数的減衰を引き起こし、すなわち信号の位相を歪める。付加的に、交流結合を有するシステムは、長い設定時間または信号の遅延バージョンを引き起こす、濾過された信号の群遅延を発生または増加させることができる。これらの効果は、信号サンプルが複素配置において弧ではなくリボン状に分散されているという結果になる。この歪みは逆に奇異呼吸検出アルゴリズムを不正確にする場合がある。これらの欠陥の一部またはすべては、信号成分の残りを歪ませるまたは該信号成分の残りに悪影響を及ぼすことなく信号からDC値のみを差し引くように構成された、図27に示すようなDC消去回路2700を使用することにより取り除くことができる。DC消去回路2700は、利得を持つ差動増幅器2701と、アナログ/デジタル変換器2702と、デジタル/アナログ変換器2703と、DSP/デジタル制御2704と、を有する。種々の実施形態では、DC消去回路は、ADCと、DACまたはデジタルポテンショメータを有する分圧器との間のフィードバックル

40

50

ープを使用することによって、DCオフセットを除去または低減することができる。非常に小さな位相歪み、設定時間、および群遅延により、DC消去を含んだシステムを使用して、心肺運動または他の運動を画像化（例えばCTスキャンまたはMRI）に同期させること、および自発的な呼吸努力を非侵襲性または侵襲性補助換気に同期させることができる。全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/204,881号に開示されているように、改善された位相歪みおよび設定時間は、心肺運動を、問われた質問およびポリグラフの他のセンサに、および、手荷物検査およびバイオフィードバックアプリケーション用の刺激および他のセンサに同期させることもより容易にする。

【0281】

種々の実施形態では、システム100は、レーダー信号を送受信するのに使用することができるアンテナアレイを含むように構成することができる。いくつかの実施形態では、単一のアンテナはレーダー信号を送信するのに使用することができ、アンテナのアレイはレーダー信号を受信するのに使用することができる。受信機は、複素復調アルゴリズムを使用して直交出力を発生するように構成されたホモダイン受信機として構成することができる。この技術の利点は、上で説明したようにRF信号をダウンコンバートした後のベースバンドでの鏡像化の解消である。種々の実施形態では、直交出力はアンチエイリアスフィルタされ、DC信号は、上で説明したシステムに類似したDC消去システムで除去または低減される。濾過された信号はアナログ/デジタル変換器(ADC)によって標本化され、デジタルデータは、雑音、干渉、および非生理的運動から生理的運動を分離するために処理される。生理的運動信号を処理して関心のある波形およびパラメータを抽出することができる。

【0282】

上で説明したように、種々の実施形態では、システム100は、呼吸妨害、呼吸筋衰弱、または呼吸不全の特徴である奇異呼吸があることまたはその程度を検出するように構成することができる。システム（例えば連続監視装置、直交連続波ドップラーレーダーシステム）は、複素配置の形状の解析および/または直交レーダー受信機からの同相(I)対直交(Q)信号のプロットのパターンに基づいて、奇異呼吸の程度を監視することができる。次のことを含む奇異呼吸の指標を決定する方法の実施形態が図28に示されている。

【0283】

1. ブロック2801に示すように、奇異因子は、2番目に大きい固有値に対する最大固有値の比に、主ベクトルに直交するベクトル上に投影された信号のピークピーク値に対する主固有ベクトル上に投影された信号の最大のピークピーク値の比を乗じることによって推定することができる。

【0284】

2. 奇異指数は、奇異因子上で実行された費用関数として計算することができる。

【0285】

3. 該奇異指数が1つまたは2つ以上の閾値と比較された場合、これは奇異呼吸の有無または非同期呼吸の程度として解釈することができる。

【0286】

図29および30は、奇異呼吸を検出するように構成されたシステムからの出力を表示するように構成された表示装置のスクリーンショットである。奇異呼吸に関連した情報は、図表を使って（例えばバーとして）表示することができる（2901および3001）。例えば、図29および30に示すように、奇異呼吸が検出されると、平均呼吸速度を示すバーは色を変えることができる（例えば黄から赤に、または緑から赤に、または赤から緑に等）。呼吸波形2902および3002、または呼吸速度2903および3003のような他の情報も表示することができる。図30の表示は、一回換気量（各呼吸で鼻通路を通して流れる空気の量）も図表を使って（例えば棒グラフとして）示している（3004）。奇異呼吸が検出された場合、一回換気量を示すバーの色も色を変えることができる（例えば黄から赤に、または緑から赤に）。奇異呼吸を示す他の方法も使用することがで

10

20

30

40

50

きる。

【0287】

例示的構成は、ほぼ2.4GHzの周波数で動作するように構成されたシステム100を含む。いくつかの実施形態では、システムは、送信機として構成された単一のアンテナと、受信機として構成された3つ以上のアンテナとを含む。種々の実施形態では、受信機アンテナは半波長離れた間を置いて配置することができる。種々の実施形態では、異なる数の送信アンテナおよび受信アンテナを使用することができる。いくつかの実施形態では、システムは、直交直接変換すなわちホモダイン受信機、ハイパスフィルタまたはDC消去回路、または、その両方をさらに含む。全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/204,881号に、および全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/137,519号に開示されているように、システム100は、線形復調アルゴリズムを実行するように構成されたプロセッサをさらに含むことができる。

10

【0288】

上で説明したように、種々の実施形態では、ホモダイン受信機はその単純性、およびその位相雑音除去または低減特性のために使用される。RF信号をダウンコンバートした後のベースバンドでの鏡像化を解消するために、システムは直交出力を提供する複素復調を含む。種々の実施形態では、アンテナアレイはレーダー信号を送受信するのに使用することができる。いくつかの実施形態では、単一のアンテナは送信用に使用することができ、アンテナのアレイは受信用に使用することができる。種々の実施形態では、システム100は到来方向(DOA)アルゴリズムを実行するように構成することができ、または処理は関心のある各面に少なくとも2つの受信機アンテナを備えることができる。種々の実施形態では、1つまたは2つ以上の受信機アンテナアレイはDOAアルゴリズムを実行するのに使用することができる。図31に示すように、アンテナアレイは、異なるアレイクラスタ用のアンテナを共有することによりさらにコンパクトに設計することができる。図31に示したシステム3100は、中央のアンテナ3101と、受信機3104と通信を行う左のアンテナ3102と、受信機3105と通信を行う右のアンテナ3103とを有する。図31を参照して、中央のアンテナ3101は、2つの単一要素からなる2つの独立したアレイクラスタに結果としてなる左と右の両アレイクラスタに属し、両方の受信機3104および3105と通信を行う。一実施形態では、この手法は、各クラスタが2つの要素を持つように構築されそれによってアンテナ数に必要とされる総面積を減らす従来のアンテナアレイ構想と比較して、必要とされるアンテナ数を低減することができる。上で説明したように、直交出力をアンチエイリアスフィルタすることができ、種々の実施形態では、DC信号はハイパスフィルタまたはDC消去システムのいずれかで除去することができる。濾過された信号は、雑音、干渉、および非生理的運動から生理的運動信号を分離可能な信号処理が続く、アナログ/デジタル変換器(ADC)によって標本化することができる。生理的運動信号を処理して、関心のある1つまたは2つ以上の心肺パラメータを決定することができる。図32は、2つの受信アンテナ3201および3202を含むシステムの実施形態を示している。図32に示したシステムは、任意の数の受信アンテナを含むように拡張することができる、または1つの受信アンテナのみを含むように修正することができる。いくつかの実施形態では、各受信機はそれ自身のアンテナを持っていてもよい。

20

30

40

【0289】

複数のアンテナおよび複数の受信機を含む種々の実施形態では、DOAアルゴリズムまたは処理は、バイタルサインの検出にいくつかの恩恵を提供するように使用することができる。レーダシステムで生理学的情報を感知する場合、すべてのありそうな位置の対象をカバーするために広いアンテナビーム幅を持っていることが望ましい。しかしながら、広いビームは、測定に影響を与えることができる、対象から離れた運動の検出を引き起こす場合がある。複数のアンテナからのDOA処理は、生理的運動にレーダー信号を集中させるように狭いビームを向けて周囲からの干渉運動を回避する方法だけでなく、対象を検出

50

し追跡するのに必要な広いビーム幅を提供することができる。標的にビームの焦点を合わせるために、アレイアンテナ構成を送受信アンテナとして使用することができる。種々の実施形態では、DOA処理は高振幅干渉信号を持った角度を無効にすることもできる。

【0290】

レーダシステム100は、該レーダシステムによって感知された運動の信号源をアンテナからの信号源の異なる角度に基づいて分離するのにDOAを使用することができる。いくつかのDOAアルゴリズムの任意のアルゴリズムをこの技術に使用することができる。アンテナからの信号は、個々のアンテナのどれよりも狭いビーム幅を持っているアンテナアレイとして処理することができる。処理により、このアレイのビームを効果的に所望の信号源の方へ向けることができるので、アンテナビームは信号源に焦点を結ばれ、その方向のアンテナパターンによってビーム外のどんな運動も減衰される。さらに、標的対象への角度を検出し、角度としてまたは方向のより一般的な表示（すなわちまっすぐ、左、または右）としてインタフェースに示すことができる。

10

【0291】

複数のアンテナは干渉運動源の角度を検出、追跡するのに使用することもできる。次に、干渉運動の方向のアンテナビームパターンにヌルがあるように、アンテナからの信号を合成することができる。これは、干渉運動の方向にヌルを置きながら1つの信号源を測定することにより信号源を分離するのに使用することができる。

【0292】

次のことを含む複数の生理学的信号を分離するアルゴリズムの一実施形態を以下に説明する。

20

【0293】

1. 関心のある周波数成分 $f = f_1, f_2, \dots, f_n$ を決定すること。いくつかの実施形態では、これは多重チャンネルのスペクトルパワーの組み合わせを測定することによって行うことができる。特定の費用関数は、標的の胸部運動から周波数成分を識別することができる出力を提供することができる。

【0294】

2. エントリが f_1, f_2, \dots, f_n に対応するチャンネルマトリックス H を形成すること。例えば、該チャンネルマトリックスエントリの m 番目の行で n 番目の列は、受信機アンテナ m および信号源 n に対応する $h_{mn} = s_{mn}(f_n)$ でありえる。ここで、 s_{mn} はチャンネルの周波数スペクトルを表す。

30

【0295】

3. 数式(1)で与えられるアレイベクトルを形成すること。

【0296】

$$g(\theta) = [1 \exp[jkd \sin(\theta)] \dots \exp[jkd(M-1) \sin(\theta)]]^T \quad (1)$$

ここで、 k は波数、 $d = \lambda / 2$ は各受信機アンテナ間の分離距離、および θ はアンテナ法線ベクトルから標的までの角度であり、一方 M は受信アンテナ数である。

【0297】

4. 数式(2)で与えられる、信号源の角度で得ることができる最大平均電力を計算すること。

40

【0298】

$$P_{av}(\theta) = |H H g(\theta)|^2 \quad (2)$$

5. 複数の受信機アンテナアレイの角度分解能未満の角距離だけ互いから隔てられた角度を取り除くこと、および各角度方向が前記複数の受信機アンテナアレイの角度分解能より大きいか等しい角距離だけ各他の角度源から隔てられるように、少なくとも第1および第2の角度方向を識別すること。

【0299】

6. i 番目の列が数式(3)で与えられる $M \times N$ のアレイ行列 A を形成すること。

【0300】

50

$$g(i) = [1 \exp[jkd \sin i] \dots \exp[jkd(M-1) \sin i] n(i)]^T \quad (3)$$

ここで、 $d = \lambda / 2$ および θ はそれぞれ受信アンテナ分離および角度であり、一方 M は受信アンテナ数である。レーダー信号を散乱させることができる対象の近傍に他の動いている対象がある実施形態では、 N は動いている対象の数を表す。

【0301】

7. チャネルデータにステップ4で推定された行列 A の逆を掛けることにより空間的ヌルを不要な信号源へ向けることによって実現することができる信号分離を含むこと。

【0302】

$$S = A^{-1} R x$$

種々の実施形態では、これらの手法は、1つの送信機と複数の受信機アンテナとを持つ SIMO (単一入力複数出力) システムとして使用することができる、または各々が異なる周波数の複数の送信機と複数の受信機とを持つ MIMO (多入力多出力) システムとして実施することができるであろう。種々の実施形態では、他の DOA アルゴリズムも、異なる角度の信号源をアンテナから分離するのに使用することができるであろう。

【0303】

種々の実施形態では、DOA 処理後、呼吸速度、胸部変位、一回換気量および θ または、心拍速度のような対象のバイタルサインを生理的運動波形から抽出して、出力装置に出力することができる。

【0304】

種々の実施形態では、バイタルサインおよび θ または方向情報は、対象の過去のデータを提供するようにバッファに格納し、プロットすることができる。図33は、2人の呼吸信号が分離された DOA 処理後の、該2人の心肺情報を出力するように構成された表示装置のスクリーンショットを示している。プロット3301は両対象から得られたベースバンド信号を示している。プロット3302は第1の対象の呼吸活動に対応する波形を示し、一方プロット3303は第2の対象の呼吸活動に対応する波形を示している。種々の実施形態では、表示装置は、呼吸活動 (例えば呼吸、平均呼吸速度等に関連した波形) に関連した情報を表示するように構成することができる。種々の実施形態では、対象の一回換気量、心拍、および θ または、角度または位置のような他の情報も表示することができる。図34は、呼吸波形3401および一回換気量、および、呼吸速度の履歴を表示するように構成された表示装置のスクリーンショットを示している。いくつかの実施形態では、センサに対する標的の位置もディスプレイ3402上に表示することができる。種々の実施形態では、該ディスプレイは患者間で切り換わる制御領域3403を含むことができる。図35は、2人の呼吸運動波形を表示するように構成された表示装置のスクリーンショットを示す。プロット3501は、システムによって2つの対象から得られた混合ベースバンド信号を示している。該混合ベースバンド信号は、2つの対象の呼吸活動に関連した情報を抽出する DOA アルゴリズムを使用して処理される。プロット3502は、システムの右約24度に配置された第1の対象の呼吸活動を示し、プロット3503は、システムの左約13度に配置された第2の対象の呼吸活動を示している。2つの対象の呼吸速度の履歴はプロット3504に示されている。

【0305】

例示的構成は、低 IF 受信機を有するほぼ 5 . 8 GHz で動作するように構成されたシステム 100 を含む。種々の実施形態では、該システムは、レーダー信号を送信するように構成された単一のアンテナと、レーダー信号を受け取るように構成された単一のアンテナとをさらに含む。種々の実施形態では、システムは、受信信号を数 Hz から数 kHz までの範囲の周波数を含んだ信号に変換するように構成された低 IF 受信機を含む。例えばいくつかの実施形態では、該 IF 受信機は、受信信号を、約 1 Hz から 200 kHz の範囲の周波数を有する信号に変換するように構成することができる。種々の実施形態では、システムのプロセッサは、弧復調アルゴリズムを実行するように構成することができる。種々の実施形態では、システム 100 はスポットチェック監視装置または連続監視装置と

10

20

30

40

50

して構成することができる。

【0306】

種々の実施形態では、システムは、ほぼ5.8GHzで動作するように構成された発振器（例えば電圧制御発振器）と、kHzからMHzの範囲の電磁放射線を発生するように構成された安定した水晶発振器とを含む。該発振器からの信号は、電力分割器によって分割される。該電力分割器の第1の出力からの信号は送信アンテナに提供され、該電力分割器の第2の出力からの信号には水晶発振器からの信号が乗じられ、受信機の基準信号を発生する。該基準信号は範囲相関効果からなお恩恵を受けるので、この基準信号の位相雑音は残留位相雑音に悪影響を及ぼさない、すなわち残留位相雑音は、通常非常に低い位相雑音を有する水晶発振器によって制限される。種々の実施形態では、低IF受信機アーキテクチャは、 $1/f$ 雑音、チャンネル不均衡、および低い位相雑音を持つ直流オフセットによって引き起こされる問題を軽減することができる。種々の実施形態では、低IF信号は、ADCにより直接標準化して、デジタル領域の直交ベースバンド信号にダウンコンバートすることができる。したがって、逆正接復調が使用される場合、起点の位置の著しい変化、弧を上を持つ円の半径の変化、または円上の弧の位置の変化は、非心肺運動を示すことができる、アンテナと対象との間の関係の変化を示すことができる。上で説明したように、非心肺運動は正規化された現在のベクトルと正規化された前のベクトルとの内積を計算することによって検出することができる。内積の値が閾値より小さい場合、対象とアンテナとの間の関係の顕著な変化が表示される。逆正接復調が使用されるこれら実施形態では、最良適合弧への適合度のRMS誤差の変化も非心肺運動または他の信号干渉を示すことができる。

10

20

【0307】

例示的構成は、ダイレクトコンバージョン受信機と、DCオフセット消去を有するほぼ5.8GHzの無線周波数で動作するように構成されたシステム100とを含む。種々の実施形態では、システム100は、電磁放射線を送る単一のアンテナと、電磁放射線を受け取る単一のアンテナとを含む。種々の実施形態では、1つまたは2つ以上のアンテナを使用して信号を送信および/または受け取ることができる。種々の実施形態では、システム100は、弧復調アルゴリズムを実行するように構成されたプロセッサを含むことができる。

【0308】

ほぼ5.8GHzの無線周波数を使用する実施形態では、位相偏移は、結果的に非線形の直交ベースバンド出力に、すなわち図36Aに示すように複素配置において直線ではなく弧のトレースになりえる。その結果、弧復調は、5.8GHzの搬送波を有するシステムにおいて正確な信号を得るのに、他の復調アルゴリズムよりも好ましくなりえる。さらに、交流結合フィルタよりもむしろDC消去の方が、好ましく符号歪みを低減し、信号サンプルが散乱された円の起点を十分な精度で決定することができる。弧復調は、実際の胸部運動に直線的に比例することができるベースバンド信号から位相情報を抽出することができるので、弧復調から呼吸の深さを推定することは可能である。弧復調から得られた呼吸の深さ情報は、一回換気量推定にも適用することができる、すなわち線形の胸郭可動域と一回換気量との間に線形の関係がありえる。図36Bは、呼吸の深さ対時間のプロット3601を示している。呼吸の深さは、吸気ピーク3602および呼気ヌル3603を示している。このプロットから、一回換気量（各呼吸サイクルでの空気吸気量は T_i 、空気呼気量は T_e ）を推定することができる。プロット3604は、従来センサによって得られた対応する測定値を示している。図36Cは、一回換気量3605、呼吸活動に対応する波形3606、および呼吸速度3607を表示している表示装置のスナップショットを示している。種々の実施形態では、弧の長さが増加するとともに、信号極性の曖昧さを低減させることができ、このことは吸気継続時間および呼気継続時間の推定を可能にし、ひいては吸気時間と呼気時間との間の比の推定を可能にすることができる。体表面の心肺に関連した運動は、遠方からまたは体との接触によってのいずれかで測定することができる。アンテナが体に接しているこれら実施形態では、内部反射から体表面反射を分離する

30

40

50

方法を使用することができ、体内運動を測定することができる。種々の実施形態では、心拍に関連したインピーダンス変化を含む他の内部の心肺関連の変化も、体表面部分、および体内部分および体内組織に対して電磁的に測定することができる。

【0309】

例示的構成は、5.8 GHz帯の無線周波数で動作するように構成された多重受信機システムを含む。該システムは、レーダー信号を送送する単一のアンテナと、レーダー信号を受け取る4つまたは5つ以上のアンテナとを含む。種々の実施形態では、受信機アンテナは半波長離れて配置することができる。いくつかの実施形態では、システム100は、1つより多い送信アンテナと4つ未満の受信アンテナとを含むことができる。システムは、各受信アンテナに対して1つの直接変換すなわちホモダイン受信機をさらに含む。種々の実施形態では、システム100は、DCオフセットを除去または低減するためにDC消去回路を含むことができる。システム100は、弧復調アルゴリズムを実行するように構成されたプロセッサも含むことができる。

10

【0310】

ほぼ5.8 GHzの周波数帯域で動作するように構成されたシステムの実施形態では、コンパクトなアンテナアレイを設計するおよび製造することは可能である。したがって、ほぼ5.8 GHzで動作するように構成されたシステムでは、ほぼ2.4 GHzで動作するように構成されたシステムとほぼ同じ領域内でアレイ要素数を増加させることは可能である。言い換えれば、同一フットプリントのアンテナで、ほぼ2.4 GHzで動作するように構成されたシステムと比較して、ほぼ5.8 GHzで動作するように構成されたシステムではより高い空間分解能を実現することが可能である。図37は、送信アンテナ3701と、少なくとも4つの受信アンテナ3702a~3702dとを含むアレイ要素の概要レイアウトを示している。したがって、ほぼ2.4 GHzで動作するように構成されたシステムと比較して所与の領域はより多くのアンテナを含むことができるので、ほぼ5.8 GHzで動作するように構成されたシステムの実施形態は、DOA処理に使用された場合に有利になりえる。アンテナ数を増やすことにより、近接した間隔で配置された（例えば、2つの対象間の角距離は4つのアンテナで15度未満でありえる）対象の検出および追跡を可能にすることができる。

20

【0311】

上述のDOAアルゴリズムまたは処理技術は、システムの種々の実施形態の対象を追跡するために用いることができる。いくつかの実施形態では、弧復調は、対象を追跡する、または非心肺運動または2番目の人の心肺運動からの干渉を抑制するDOAアルゴリズムを使用した後に用いることができる。非心肺運動検出アルゴリズムは、複数の対象からの信号が分離された後に用いることができる。種々の実施形態では、各方向からの信号は、最良適合円のパラメータを使用して複素配置から角度情報を得る、弧ベースの復調アルゴリズムで復調することができる。最良適合円の起点の位置の著しい変化、最良適合円の半径の変化、または円上の弧の角度位置の変化は、非心肺運動または他の信号干渉を示すことができる。次に、プロセッサは1つまたは2つ以上の対象に関する心肺情報を提供することができる。

30

【0312】

種々の実施形態では、呼吸および/または心臓運動があるかどうかを測定するために体に置かれたセンサを含んだシステム100が説明される。システム100は、対象に接して（例えば対象の胸部に接して）置くことができる着用可能なマイクロ波ドップラーレーダーとして構成することができる。着用可能なマイクロ波ドップラーレーダーは、体表面の運動、内部臓器の運動、またはこれらの運動の組み合わせを検出することによって、対象の呼吸速度および心拍速度、および/または、他のバイタルサインを推定するのに使用することができる。このシステム100の種々の実施形態は、ほぼ2.4 GHz、ほぼ5.8 GHz、または他のある周波数帯域で動作することができる。種々の実施形態では、全体として参照することによりここで援用される米国特許仮出願番号第61/194,838号に開示されているように、システム100はスタンドアロン装置として構成するこ

40

50

とができ、または他のローカル装置、および/または、リモートデータセンターまたはインタフェースと通信する無線通信システムと統合することができる。

【0313】

種々の実施形態では、呼吸活動および/または心臓運動を測定する、体に置かれたセンサを有するシステムが説明される。該システムは、対象に接して（例えば対象の胸部に接して）置くことができる着用可能なマイクロ波ドップラーレーダーを有していてもよい。着用可能なマイクロ波ドップラーレーダーは、体表面の運動、内部臓器の運動、またはこれらの運動の組み合わせを検出することによって、対象の呼吸速度および心拍速度、および/または、他のバイタルサインを推定するのに使用されてもよい。このシステムの種々の実施形態は、ほぼ2.4GHz、ほぼ5.8GHz、または他のある周波数帯域で動作

10

【0314】

図38Aは、システム100に類似した着用可能なレーダシステムが、息を止めている対象に接して置かれた場合の心肺活動に関連した情報を示している。プロット3801は処理されていない生の心肺信号を示し、プロット3802は処理された心拍信号を示している。図38Bは、着用可能なレーダシステムが息を止めている対象に接して置かれた場合の、基準信号と比較した心肺活動に関連した情報を示している。プロット3802は受信されたレーダー信号を示し、プロット3803は基準信号を示している。プロット3804は、レーダー信号と基準信号との間の比較を示している。

20

【0315】

図38Cは、着用可能なレーダシステムが正常に呼吸している対象に接して置かれた場合の心肺活動に関連した情報を示している。プロット3805は未処理の信号を示し、プロット3806は生の信号を処理した後に得られた呼吸信号を示している。プロット3807は生の信号を処理した後に得られた心拍信号である。心拍信号は、呼吸、および/または呼吸信号の高調波との結合により不規則に見える。しかしながら、ほぼ正確な心拍速度を本出願で説明している実施形態により測定することができる。

30

【0316】

図38Dは、正常に呼吸している対象に上述の非接触のレーダーベースの生理学的センサを使用した、心肺活動に関連した情報を基準信号と比較して示している。プロット3808は未処理の信号を示し、プロット3809は生の信号を処理した後に得られた呼吸信号を示している。胸ストラップのような従来センサで測定された呼吸信号もプロット3809に示されている。プロット3810は、指センサを使用して得られた心拍信号と比較した、生の信号を処理した後に得られた心拍信号である。

【0317】

図38Eおよび38Fは、呼吸波形3811、心拍波形3812、呼吸速度3813、および活動の表示3814を表示するように構成された表示装置の実施形態である。種々の実施形態では、このユーザインタフェースは、対象の存在を検出することに、または、対象が呼吸しているかどうかまたは対象の心臓が鼓動しているかどうかを検出することを使用することができる。種々の実施形態では、該ディスプレイインタフェースは、対象の存在を検出するだけでなく、重症度判定検査および蘇生に使用することができる。種々の実施形態では、活動、または呼吸または心拍が検出された場合対象は存在するが、いずれも存在しない場合対象は検出されない。種々の実施形態では、ディスプレイインタフェースを使用して、対象の心臓が鼓動しているかどうか、および/または対象が重症度判定検査のために呼吸しているかどうかを検出すること、および、CPRおよび/または除細動、および/または、他の蘇生が必要であるかどうかを判定することができる。種々の実施形態では、対象の存在が、例えば対象の心肺活動により検出された場合、表示を提供する

40

50

ことができる。例えば、対象が存在する場合、参照番号 3 8 1 5 は緑になってもよい。しかしながら、対象の存在が検出されない場合、表示器 3 8 1 5 は赤になってもよく、呼吸波形または呼吸速度は図 3 8 F に示すように表示されない。

【 0 3 1 8 】

図 3 8 G ~ 3 8 J は、呼吸波形、呼吸速度、心拍速度、心拍波形、活動の表示、対象の存在の表示等を表示するように構成された、図 3 8 E および 3 8 F に示した表示装置の代替の実施形態である。図 3 8 G において、対象の存在は心拍信号 3 8 1 2 および呼吸信号 3 8 1 4 によって検出され、表示器 3 8 1 5 が黄色になる、および / または活動表示器 3 8 1 4 が輝くことによって表示される。図 3 8 H において、対象の呼吸信号は、呼吸波形 3 8 1 1 によって示されるように検出され、活動表示器が緑になると表示することができる。起動停止制御は、参照番号 3 8 1 6 および 3 8 1 5 でそれぞれ示されるように、ディスプレイに設けることができる。

10

【 0 3 1 9 】

図 3 8 I において、呼吸信号が検出されないので表示器 3 8 1 5 は赤である。図 3 8 J において、対象の存在を示す呼吸信号 3 8 1 2 が活動表示器が赤になることによって観測される。

【 0 3 2 0 】

いくつかの実施形態では、センサは、対象の胸部との直接的な接触によって、心肺活動を含む機械的生理的運動を検出することもできる。センサが接触していない場合、アンテナから出射した信号のいくらかは胸部の表面で反射され、放射された信号のいくらかは、周囲環境の運動が生理的運動信号と干渉することができるように、対象をすべて迂回することができる。センサが接触している場合、信号のほぼすべては体と結合し、ほとんどの信号は対象を迂回しない。センサが体と接触しない実施形態では、アンテナアレイが使用される、そのため、アンテナ放射パターンは、周囲環境の運動を感知することを避ける所望の方向に、伝送信号の焦点を合わせることを可能にする狭いビーム幅をもっている。センサが体と接触する実施形態では、伝送された信号のほぼすべては体と結合される、そのため、アンテナビーム幅は問題ではなく、周囲環境からの著しい干渉を受けずに、(アレイよりむしろ) 単一のアンテナで心肺信号を検出することは実現可能である。複数のアンテナではなく単一のアンテナの使用は結果的によりコンパクトな装置を実現する。

20

【 0 3 2 1 】

センサが対象の胸部と接触状態にある場合、心肺活動による胸部運動は反射信号に振幅変調することができる。いくつかの実施形態では、人の心肺活動に対応した対象の胸部運動に比例するこの振幅変調信号は、低 IF 単一チャネル受信機アーキテクチャによって抽出することができる。種々の実施形態では、いったん反射信号が低 IF にダウンコンバートされると、信号は、エイリアスされていないデジタル信号を得るためにナイキストレートよりも高く標本化される。種々の実施形態では、Hubert 変換がデジタル入力信号に施され、同相部分は入力信号であるが一方直交部分は Hubert 変換の出力である複素信号を得る。

30

【 0 3 2 2 】

種々の実施形態では、心肺活動に比例する反射信号の包絡線は、前のステップで得られた複素値の絶対値を取ることによって得ることができる。この方法は、何ら不均衡要因の懸念がない単一チャネル受信機を使用することによって、コンパクトな装置を実現することができる。復調回路は直交アーキテクチャよりもはるかに単純である。

40

【 0 3 2 3 】

種々の実施形態では、多くの「薄い」心肺センサを含むセンサーネットワークは、集中処理機器と協力して働く。図 3 9 A は、多くの「薄い」非接触の心肺センサが群 3 9 0 1 a および 3 9 0 1 b を形成するような集中化されたトポロジーを説明している。センサ群は、処理がすべて行われるネットワーク機器 3 9 0 2 によって制御することができる。このトポロジーの実施形態は、センサを密な領域 (すなわち 1 つの病院ベッド当たり 1 つ) に配置することができる場合に有用になりえる。この場合、各センサを持たないで本格的

50

な機能を備えた心肺機能監視装置がある場合、各センサは、いくつかの実施形態ではデータ取得およびデータストリームの送出に十分なだけの最小のハードウェアを持つのみである。種々の実施形態では、各センサは、データ取得モジュールとネットワークモジュールとを含む。種々の実施形態では、生データはさらなる処理が行われるネットワーク機器3902へ流される。上述の種々の実施形態では、システムは生データを内部的に処理することができる。種々の実施形態では、処理は、I Qチャネルの復調と、追跡、呼吸速度等の任意のDOA処理とを含む。種々の実施形態では、計算された統計量および処理されたデータは、その後ネットワーク機器3902に常駐し、またはそれらは電子カルテサーバに送出することができる。次に、リモートクライアントはコンピュータ、携帯電話、PDA等によってこのデータをアクセスすることができる。該データは、種々の実施形態の端末を通してローカルにまたはリモートで見ることにもできる。図39Bは、図39Aの代替の実施形態を示し、センサ群3903a、ネットワーク機器3902、およびネットワークの種々の他の構成要素間の情報移動の方向を示している。

10

【0324】

上述の構成は、情報を集中化された場所で処理する必要があるセキュリティ用途にも有用になりえる。例えば、ホームセキュリティでは、設定された対象数より多い対象が家庭内に検出された場合、ネットワーク機器3902は警報を鳴らすように設定することができる。「薄いセンサーネットワーク」の種々の実施形態の他の用途は、多くの人々が、港などのように迅速に検査される必要がある国土安全保障である。ある個人に対するバイオメトリクス情報をセキュリティ目的のために取得し、比較し、解析することができる生きたデータベースを構築し、アクセスすることができる。

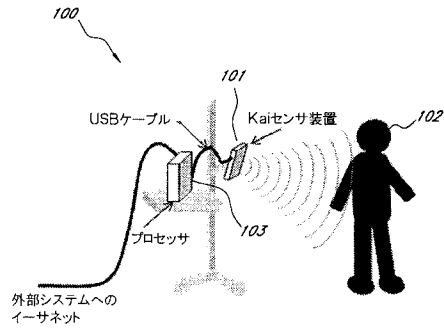
20

【0325】

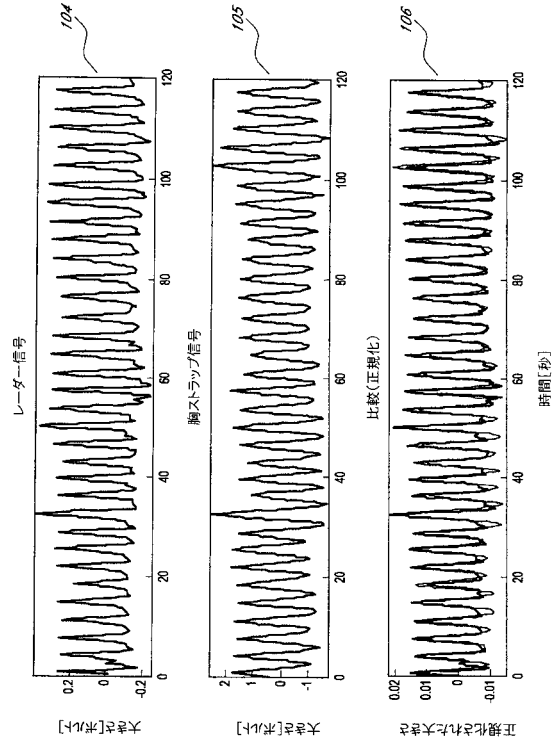
ある好ましい実施形態および例を上で開示したが、発明の主題は具体的に開示された実施形態を越えて他の代替の実施形態および/または使用法にも、および、その変形および同等物にも拡張されるしたがって、ここに添付された特許請求の範囲は、説明した特定の実施形態のいずれによっても制限されるものではない。例えば、ここに開示された任意の方法または処理では、方法または処理の行為または動作は任意の適切な順序で行うことができ、必ずしも任意の特定の開示された順序に限定されるものではない。種々の動作は、ある実施形態を理解するのに有用になりうる方法で、複数の個別の動作として順に説明することができるが、しかし、該説明の順序は、これらの動作が順序依存であることを示唆するものとして解釈されるべきでない。さらに、ここで説明している構造、システム、および/または装置は、統合された構成要素として、または個別の構成要素として具体化することができる。種々の実施形態を比較するために、該実施形態のある態様および利点について説明した。必ずしもそのような態様または利点がすべて任意の特定の実施形態によって達成されるとは限らない。したがって、例えば、種々の実施形態は、ここで教示されたような1つの利点または利点群を実現するまたは最適化する方法で実施することができ、ここで教示、示唆することができるような他の態様または利点を必ずしも実現する必要はない。したがって、本発明は以下に続く請求項によってのみ制限される。

30

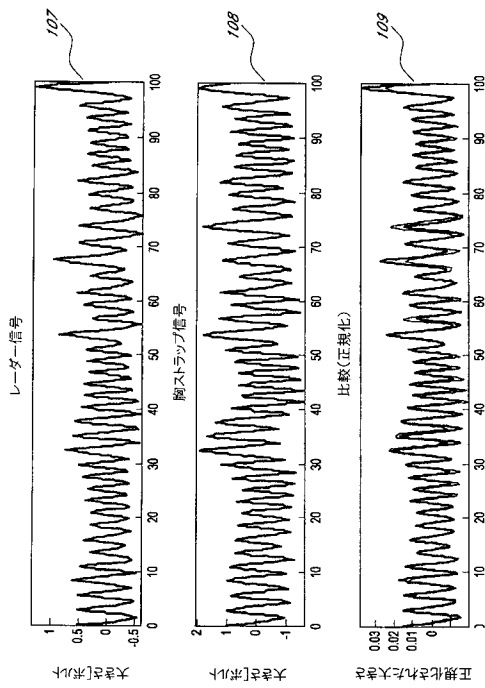
【図 1 A】



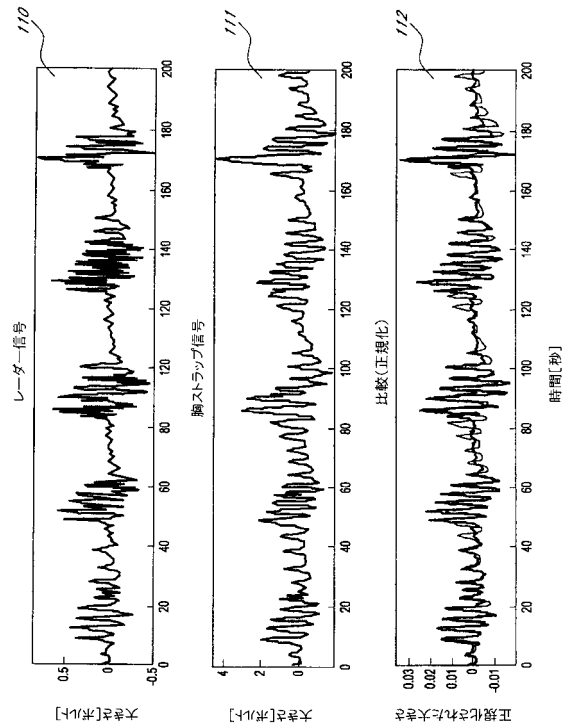
【図 1 B】



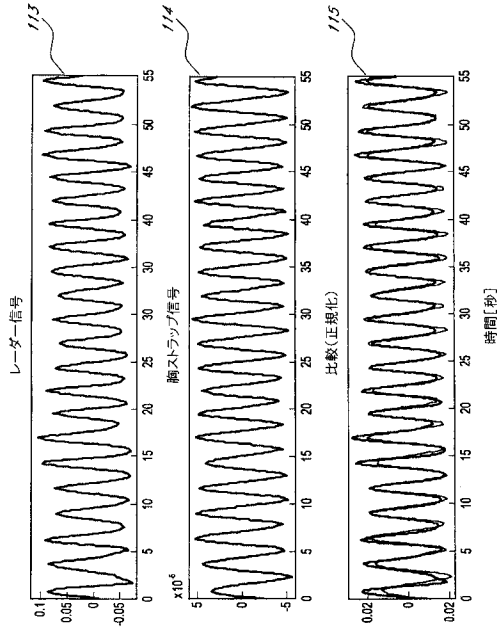
【図 1 C】



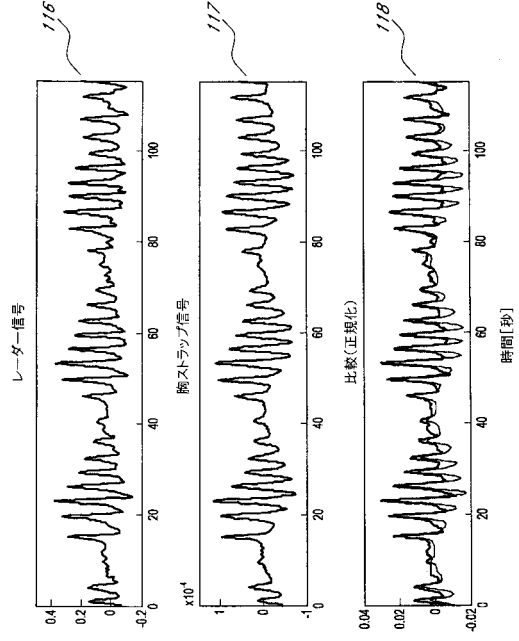
【図 1 D】



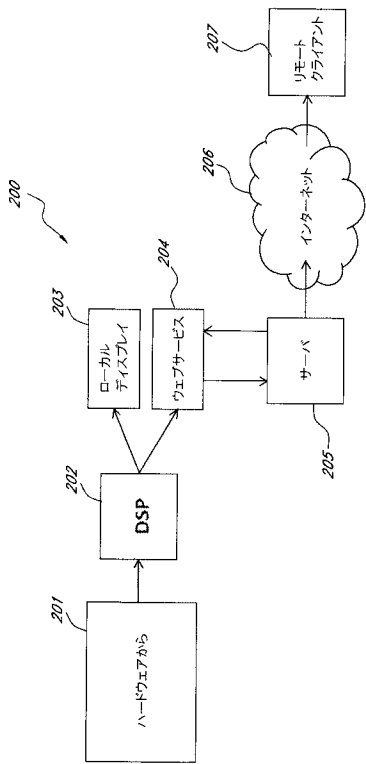
【図 1 E】



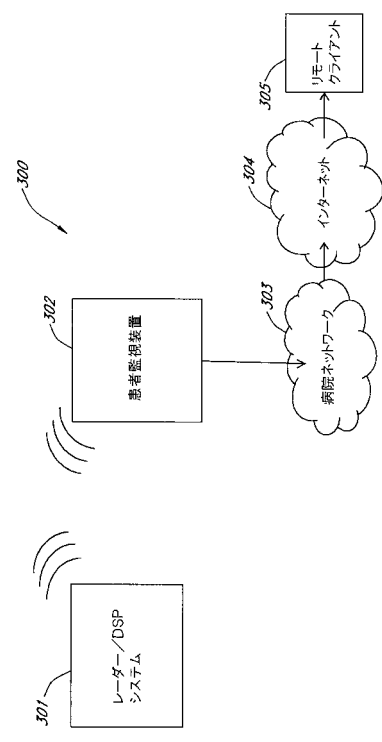
【図 1 F】



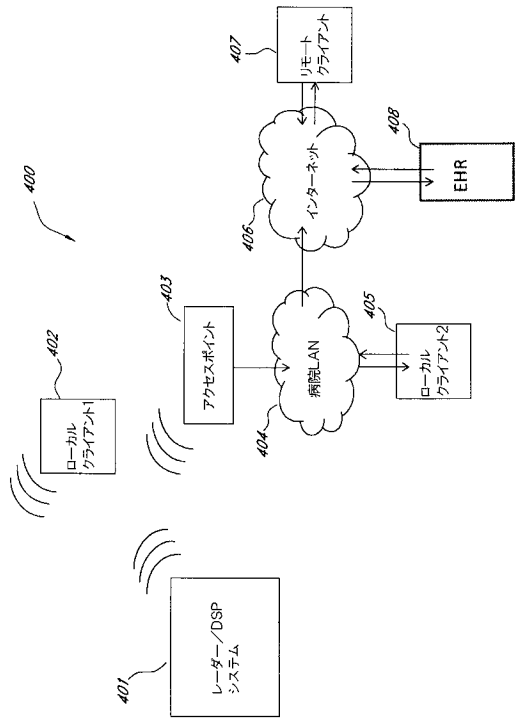
【図 2】



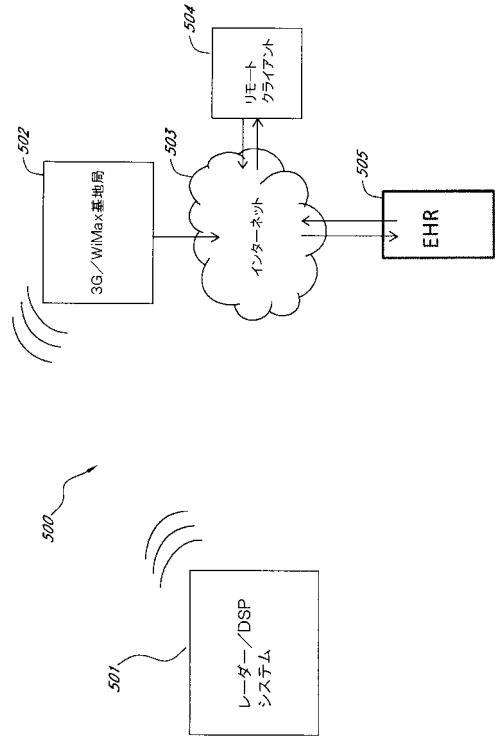
【図 3】



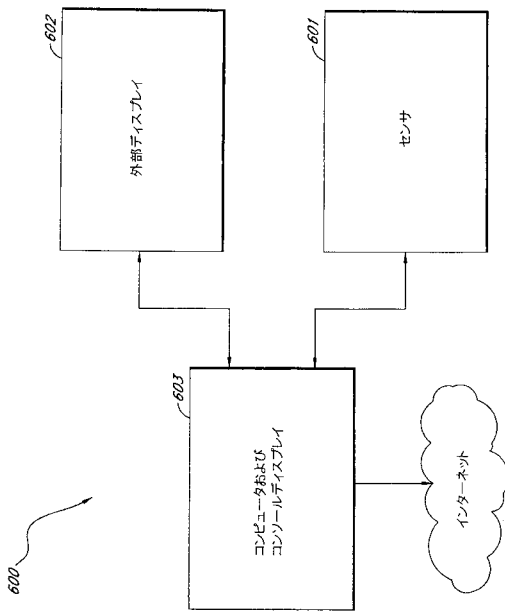
【 図 4 】



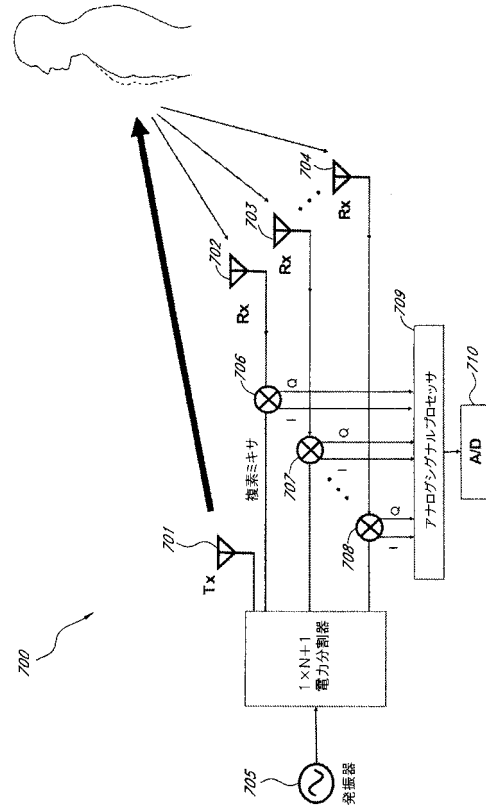
【 図 5 】



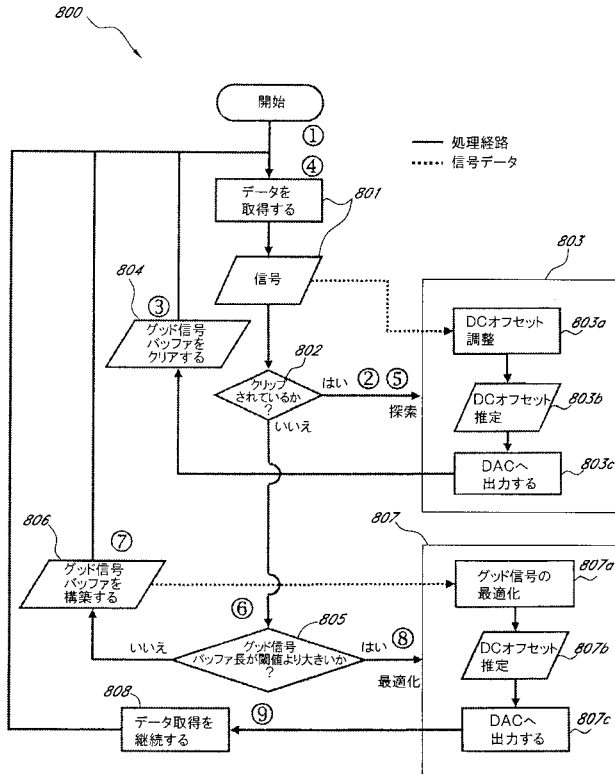
【 図 6 】



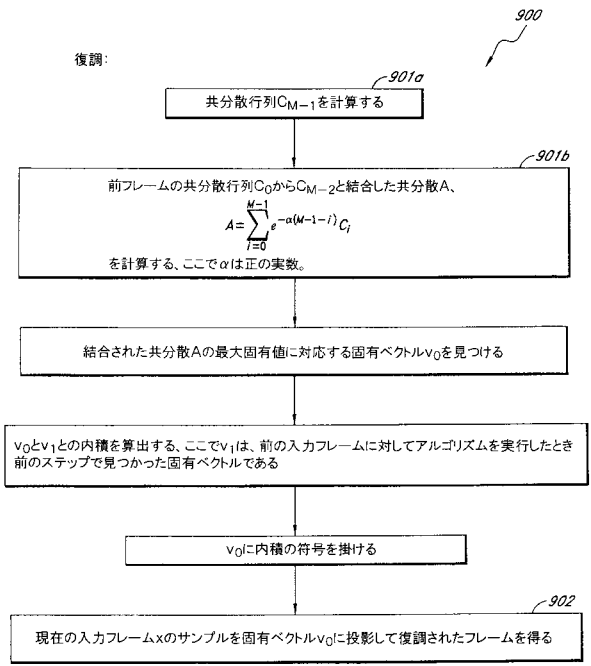
【 図 7 】



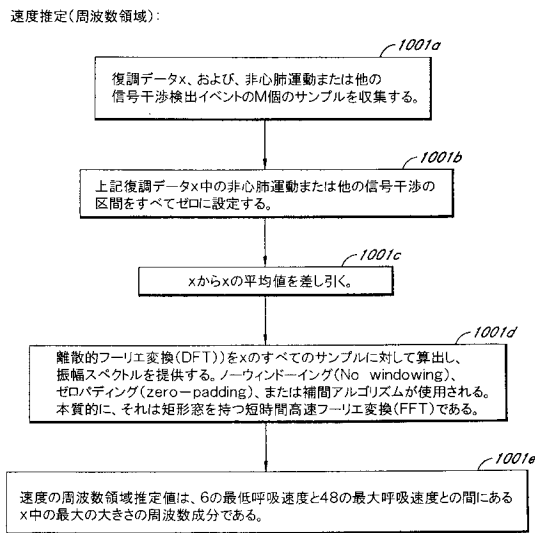
【図8】



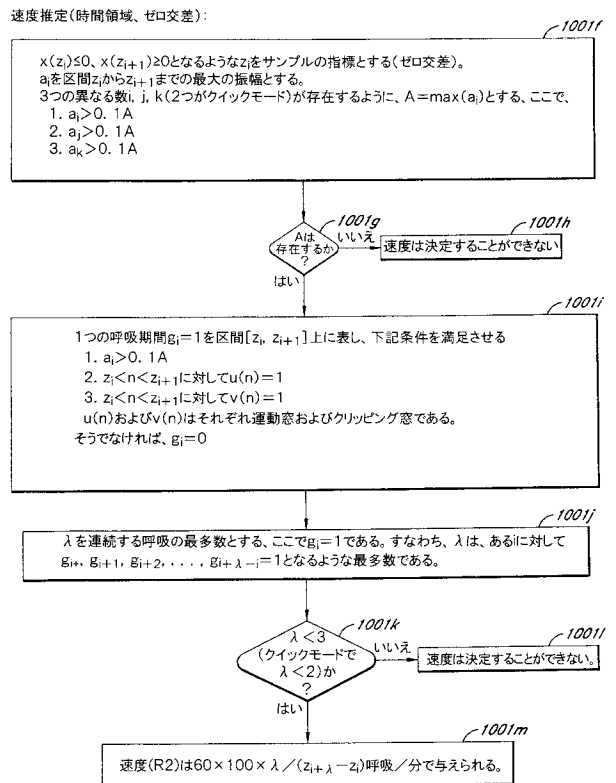
【図9】



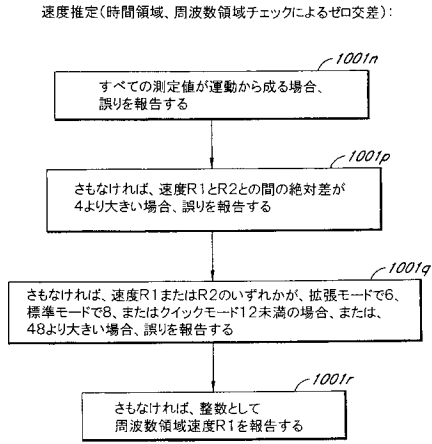
【図10A】



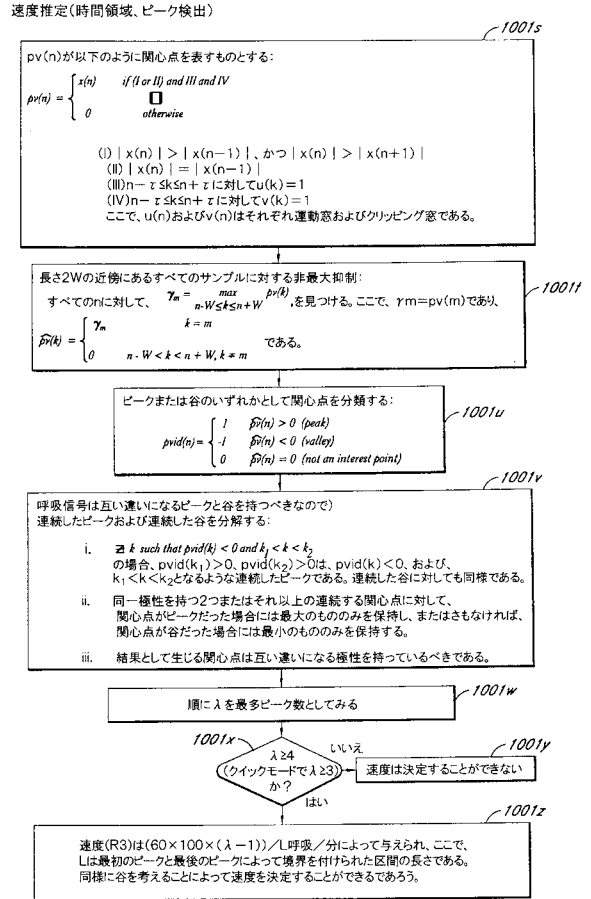
【図10B】



【 図 1 0 C 】



【 図 1 0 D 】



【 図 1 1 A 】

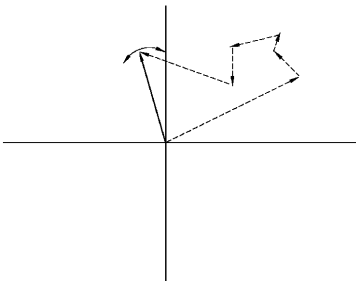


FIG. 11A

【 図 1 1 B 】

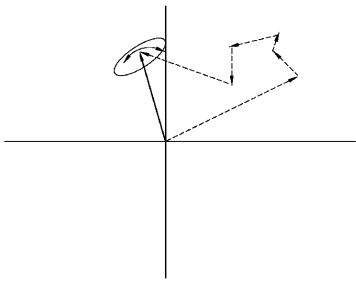
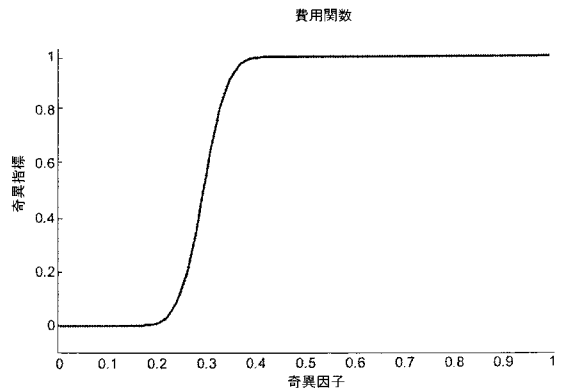
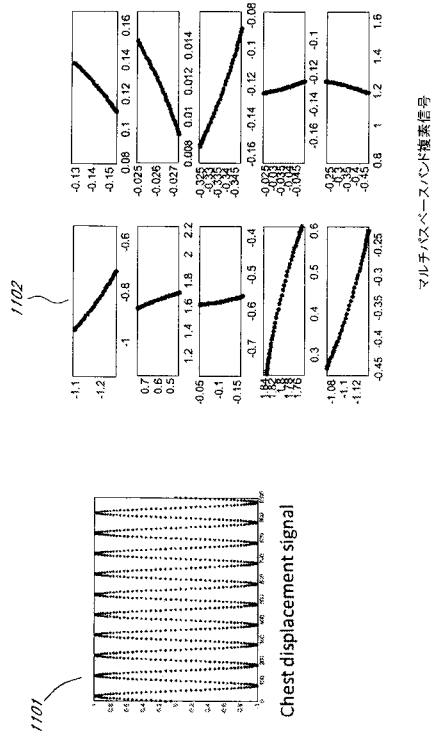


FIG. 11B

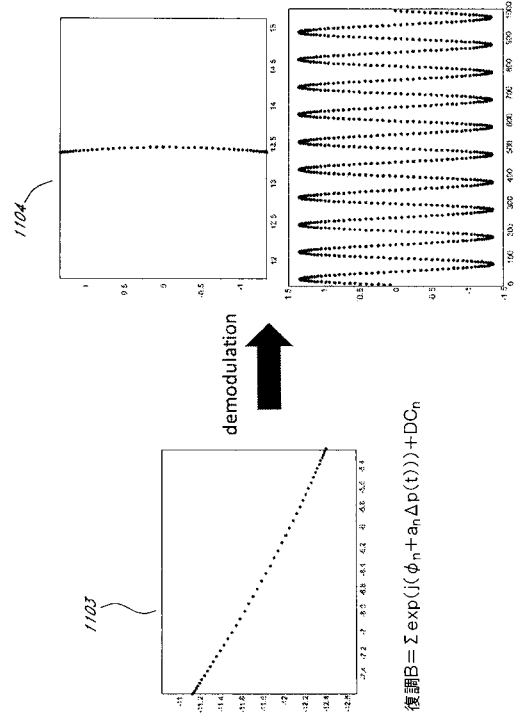
【 図 1 1 C 】



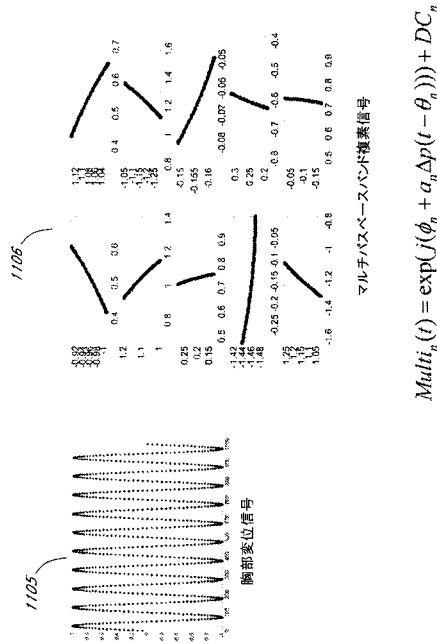
【図 11D】



【図 11E】



【図 11F】



【図 11G】

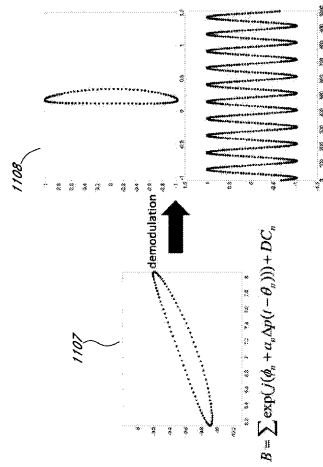
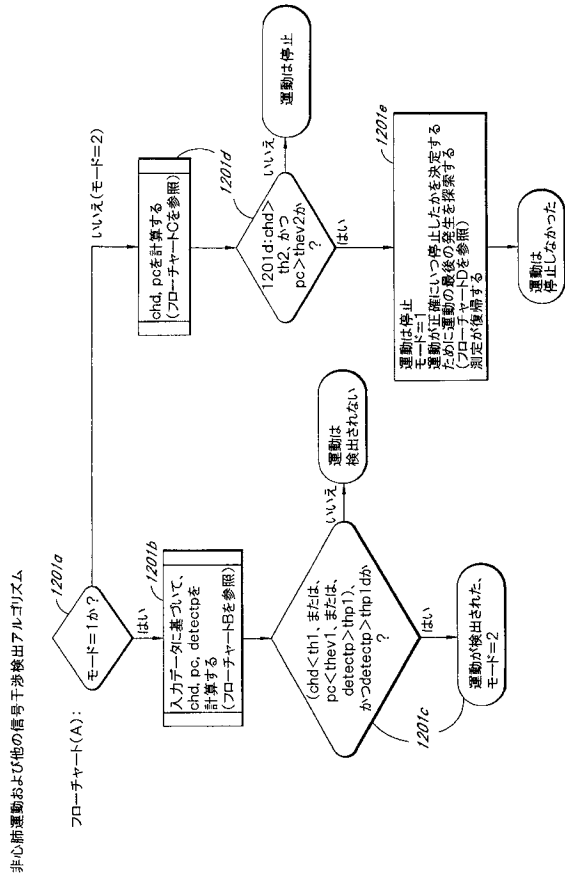
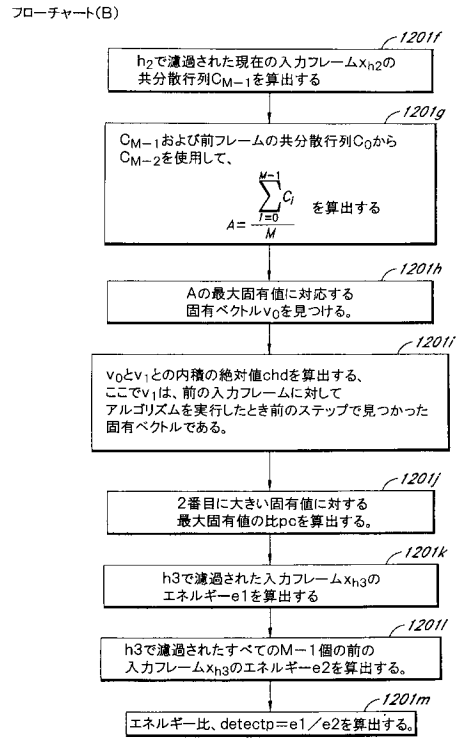


FIG. 11G

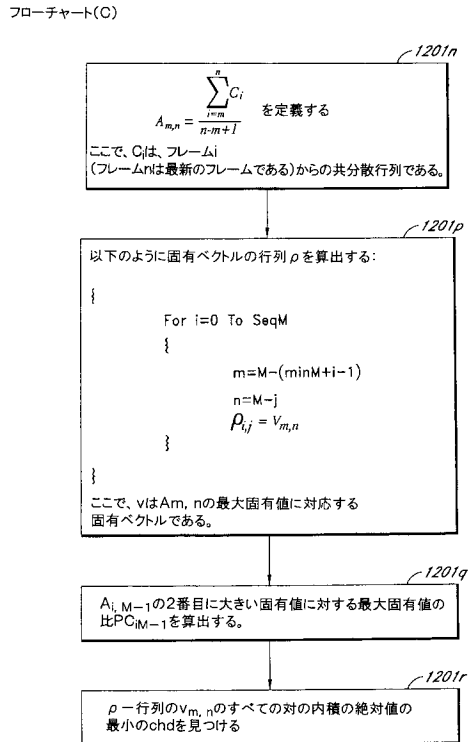
【図12A】



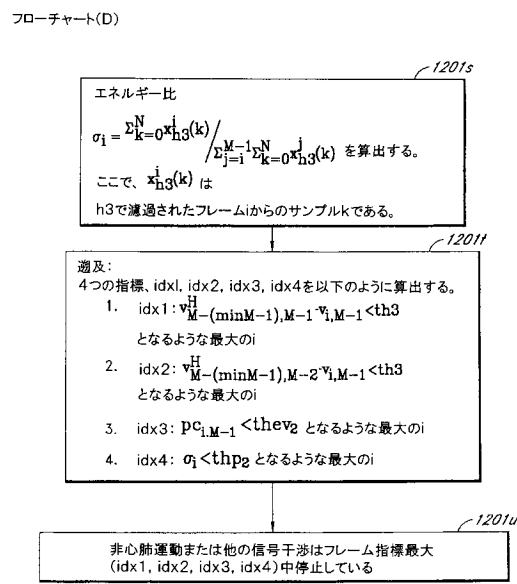
【図12B】



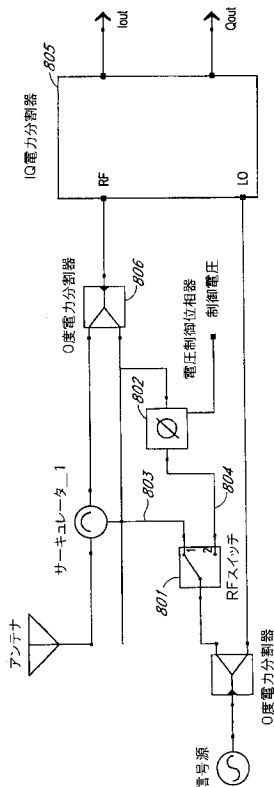
【図12C】



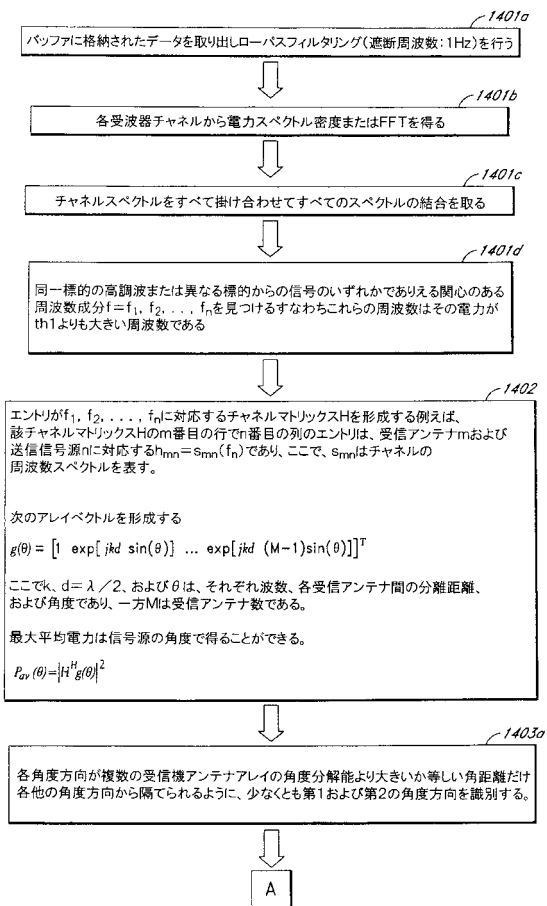
【図12D】



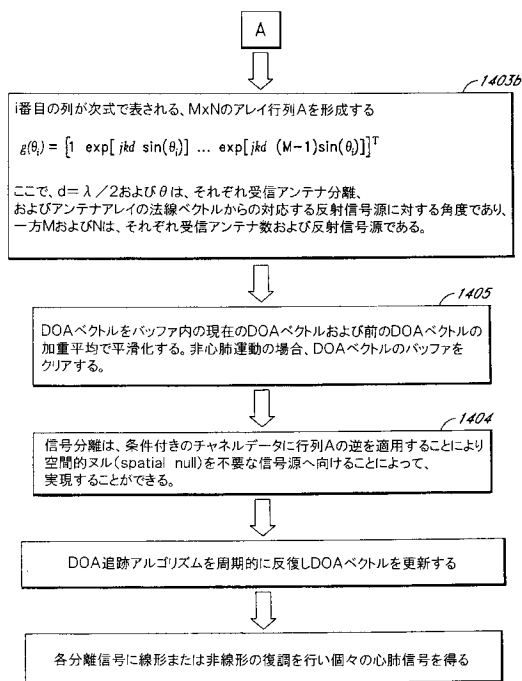
【 図 1 3 】



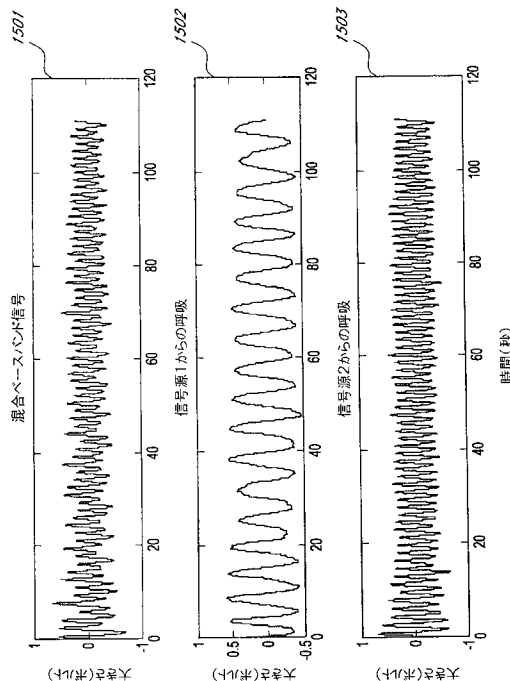
【 図 1 4 A 】



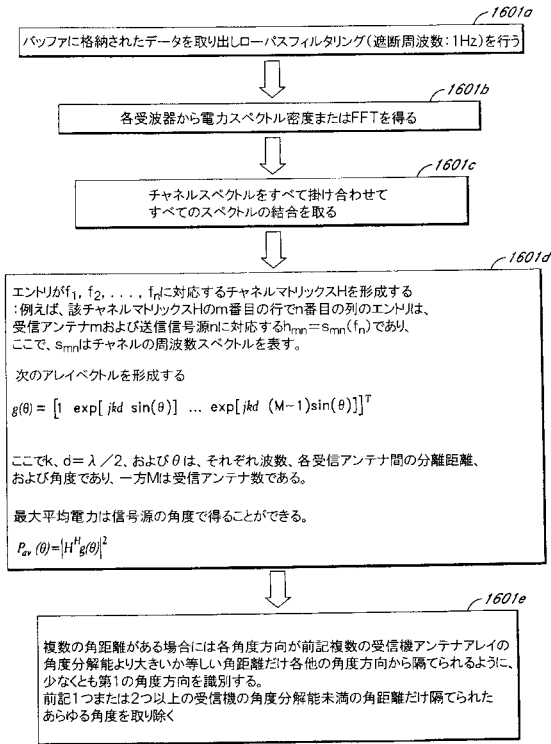
【 図 1 4 B 】



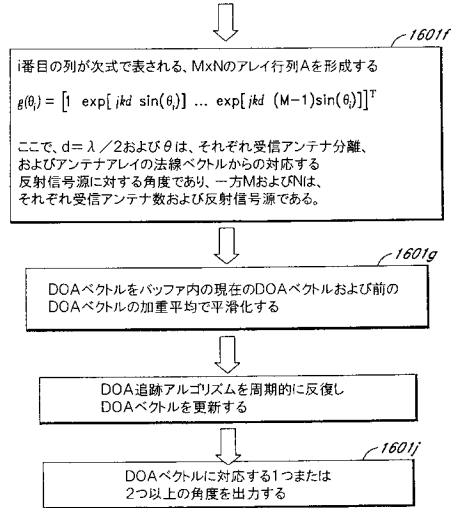
【 図 1 5 】



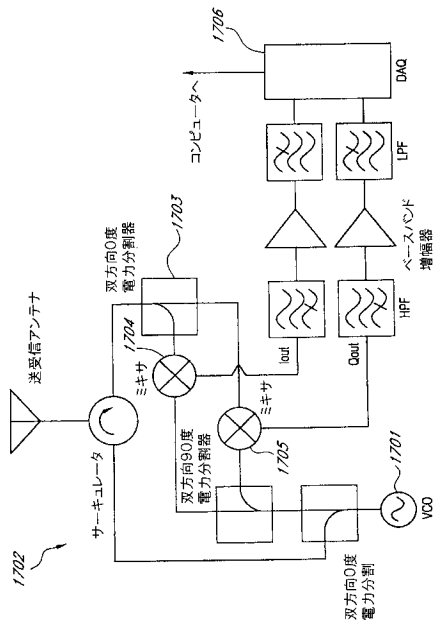
【図16A】



【図16B】



【図17】



【図18】

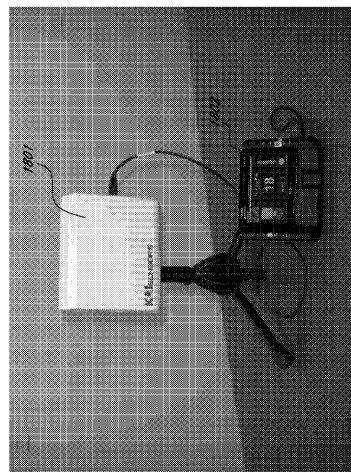
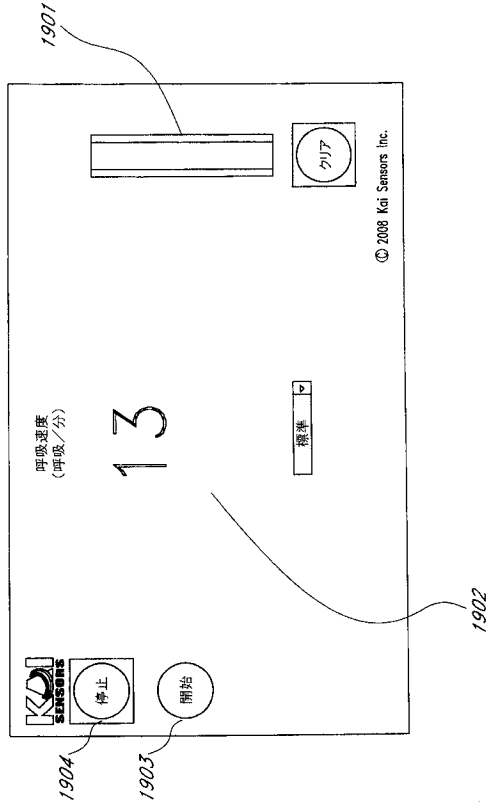
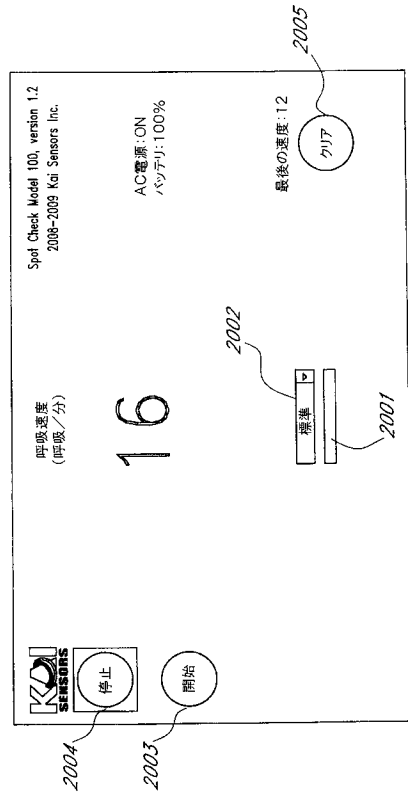


FIG. 18

【図 19】



【図 20】



【図 21】

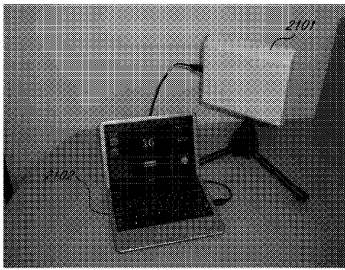
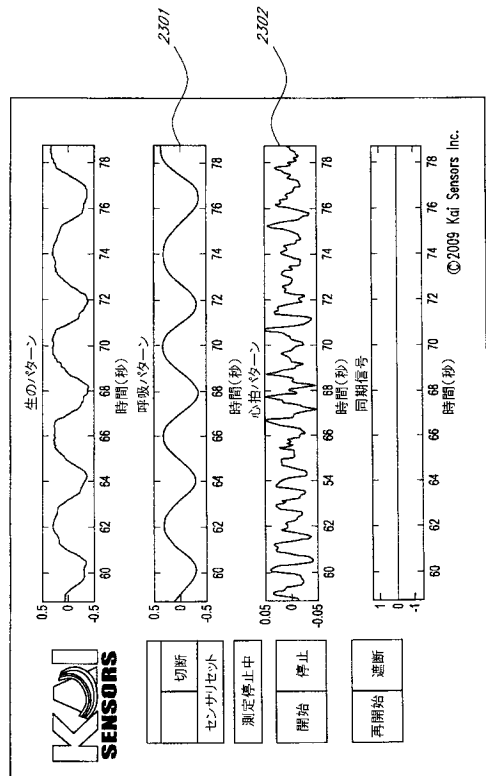
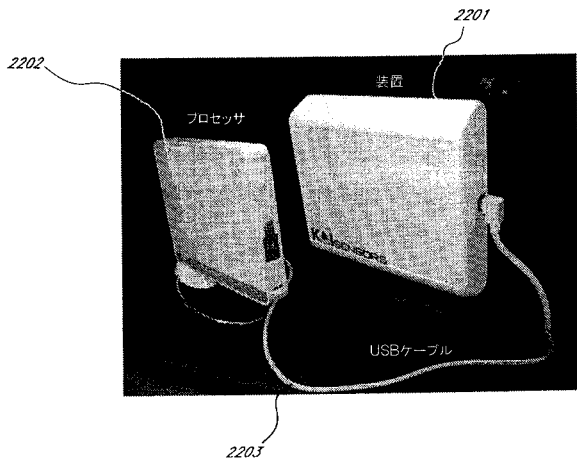


FIG. 21

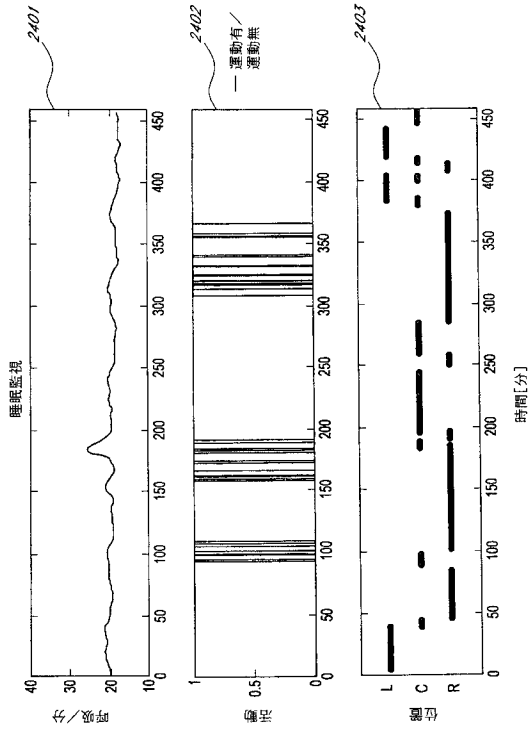
【図 23】



【図 22】



【 図 2 4 】



【 図 2 5 A 】

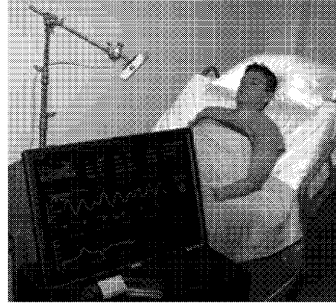
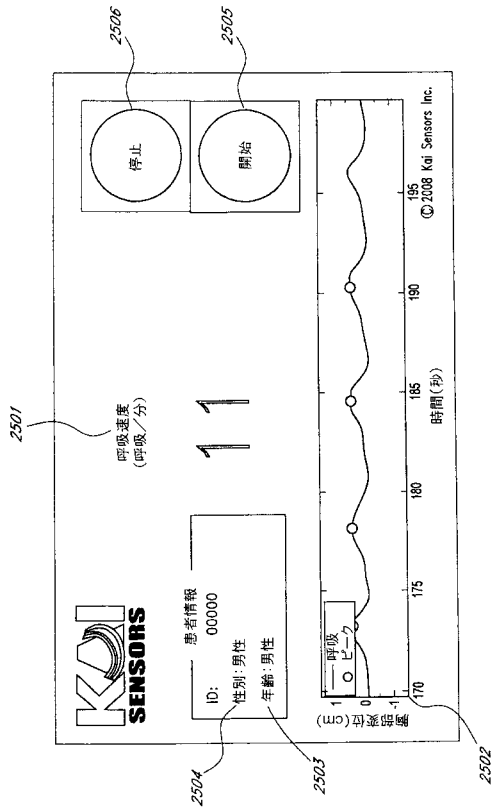
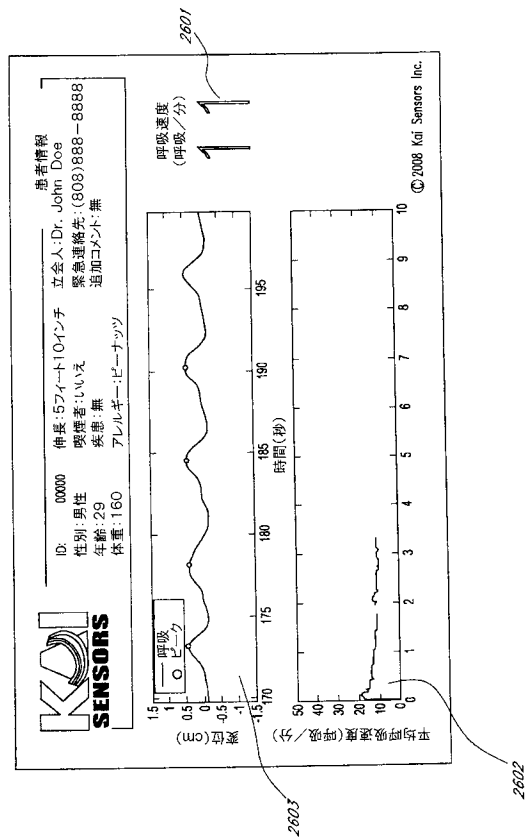


FIG. 25A

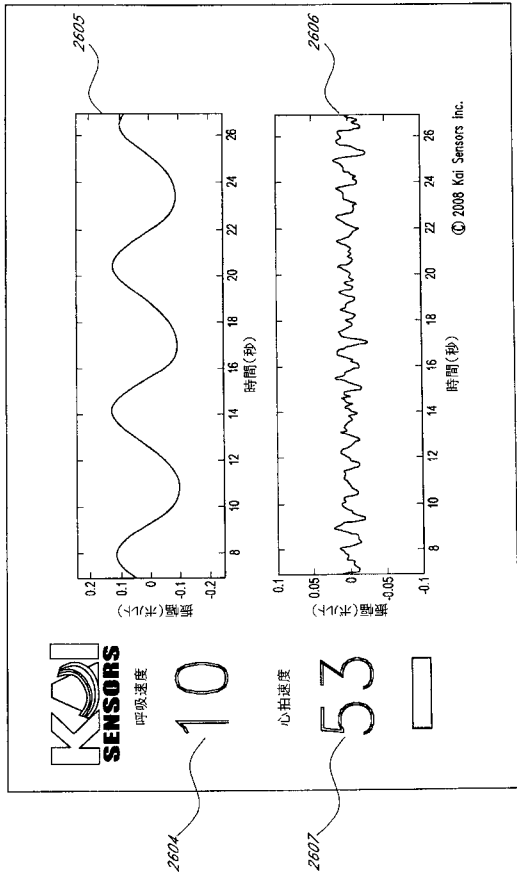
【 図 2 5 B 】



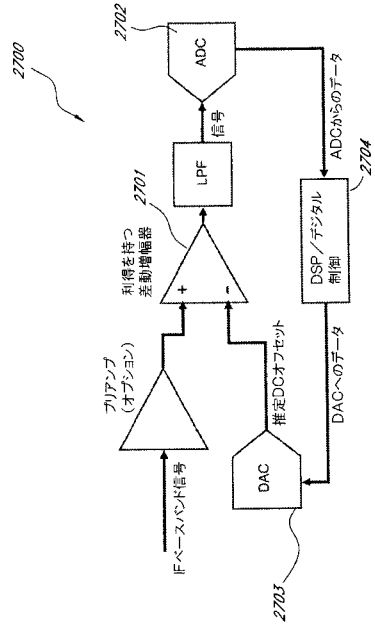
【 図 2 6 A 】



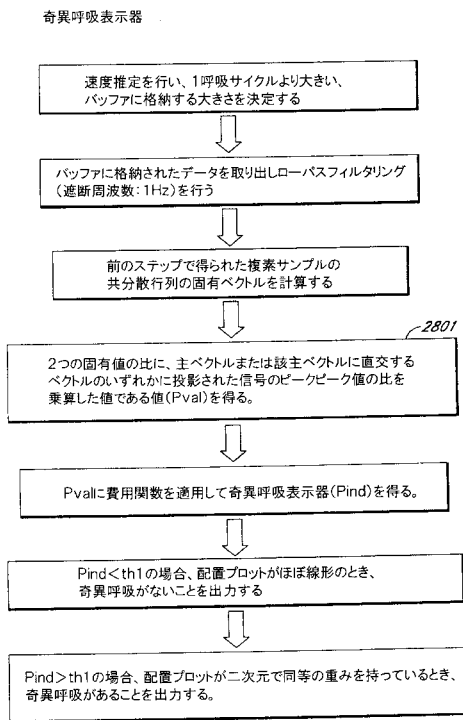
【図26B】



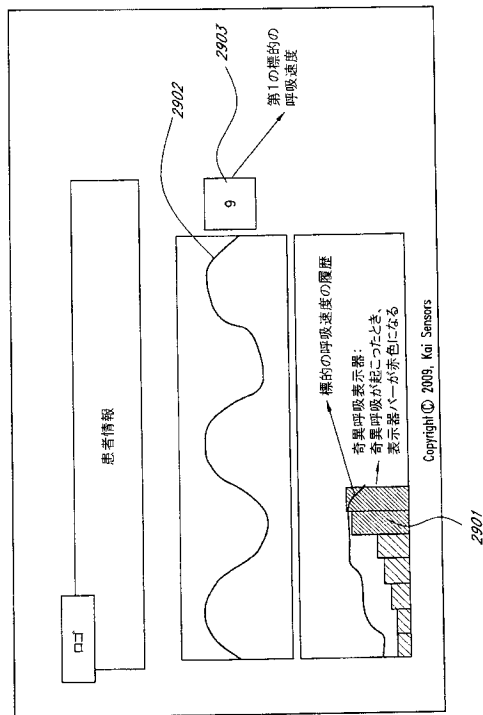
【図27】



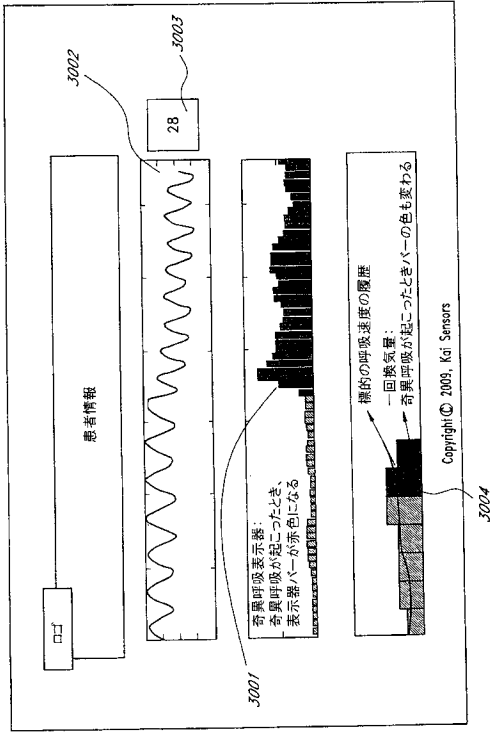
【図28】



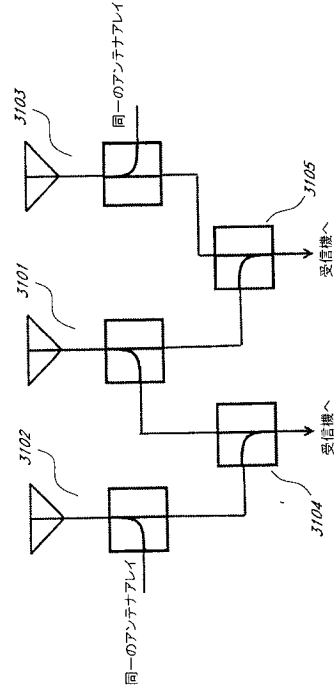
【図29】



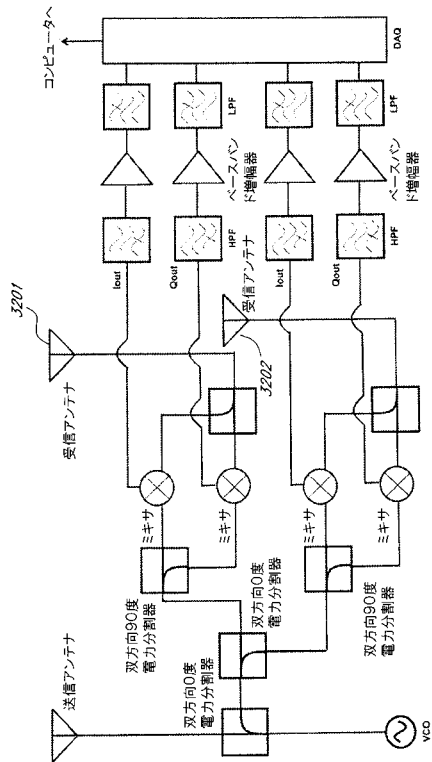
【 図 3 0 】



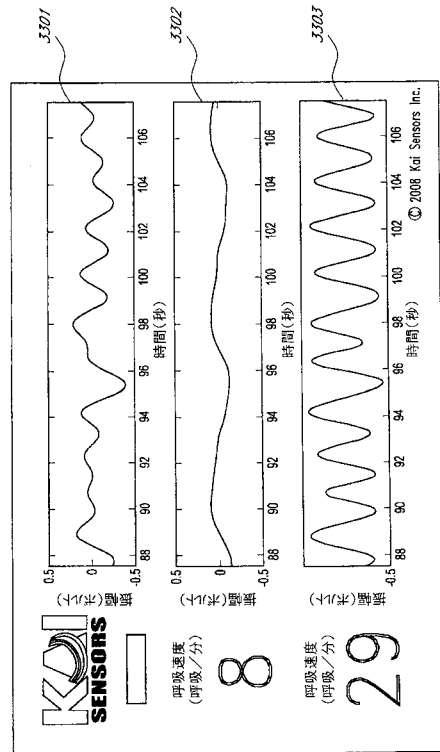
【 図 3 1 】



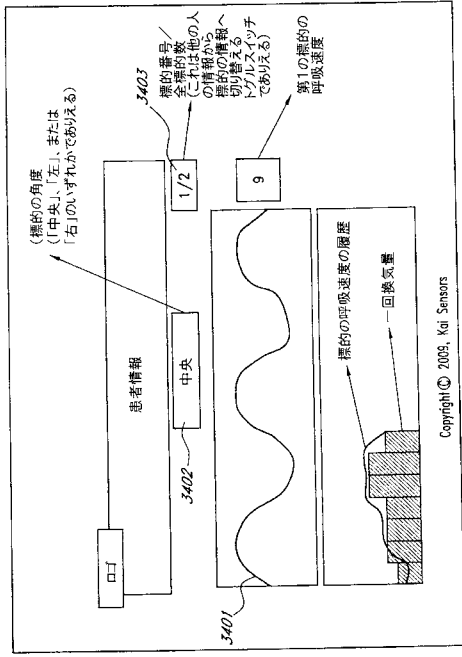
【 図 3 2 】



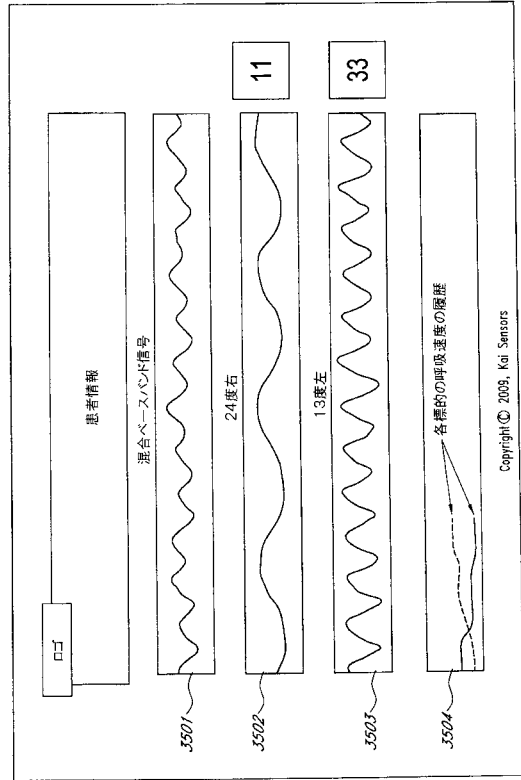
【 図 3 3 】



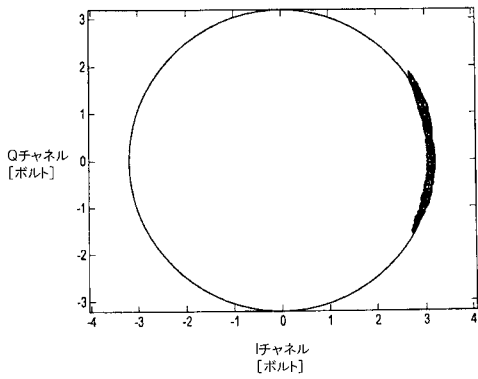
【 図 3 4 】



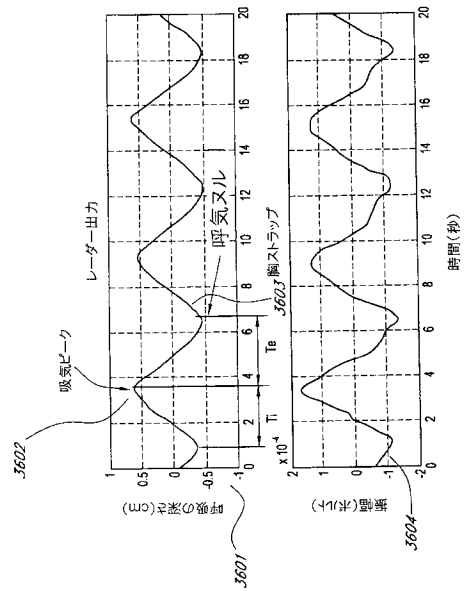
【 図 3 5 】



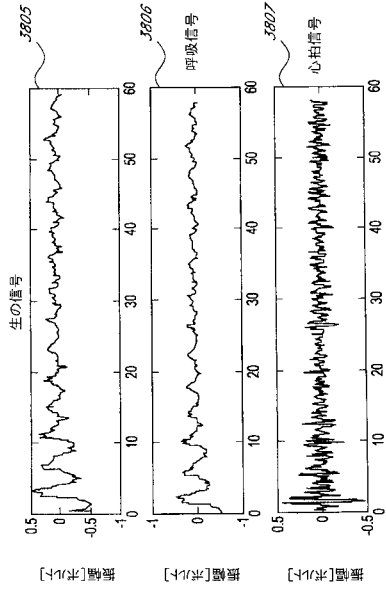
【 図 3 6 A 】



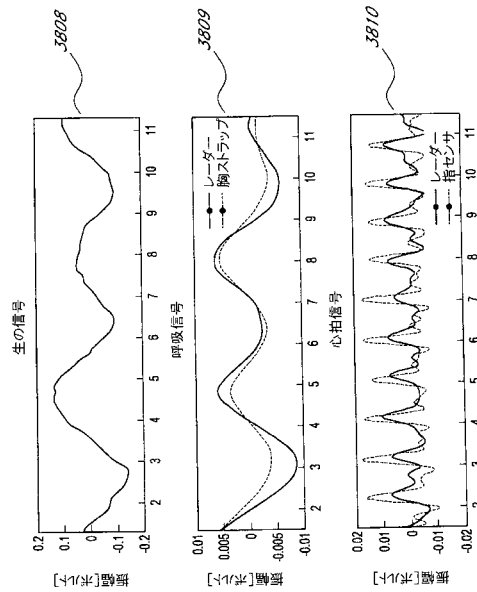
【 図 3 6 B 】



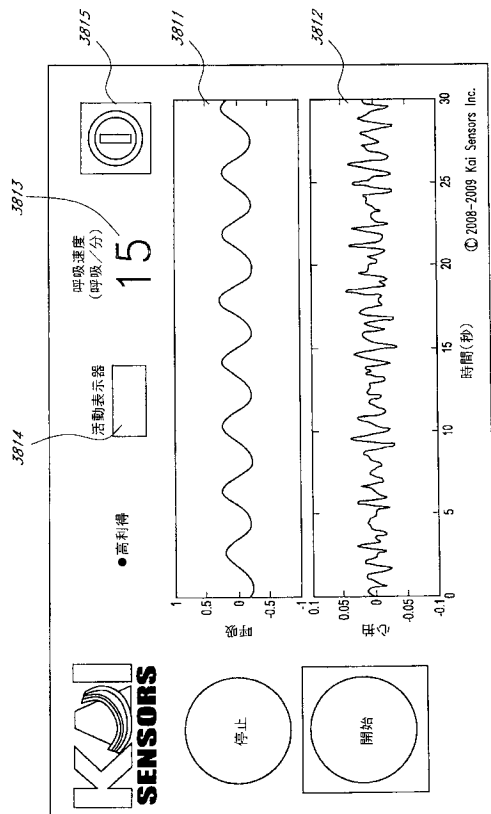
【図 38C】



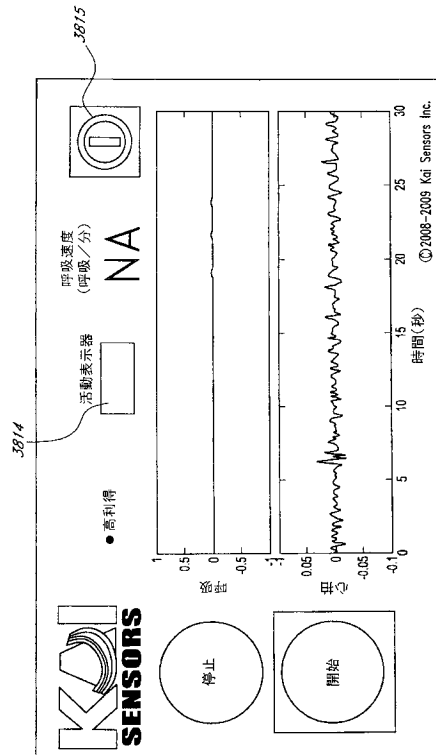
【図 38D】



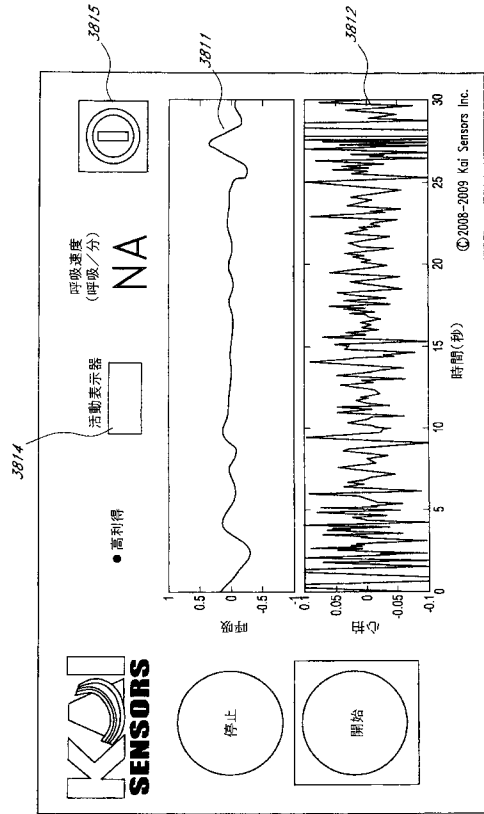
【図 38E】



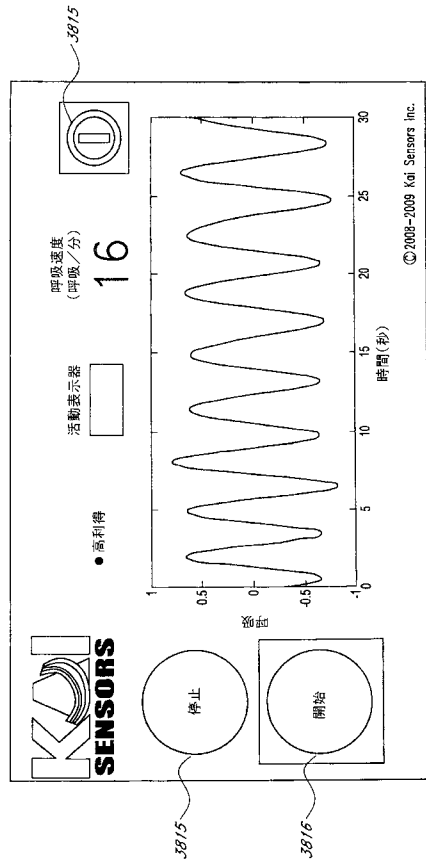
【図 38F】



【 図 3 8 G 】



【 図 3 8 H 】



【 図 3 8 I 】

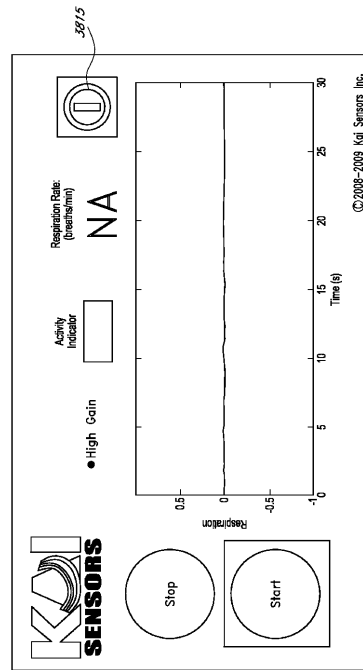
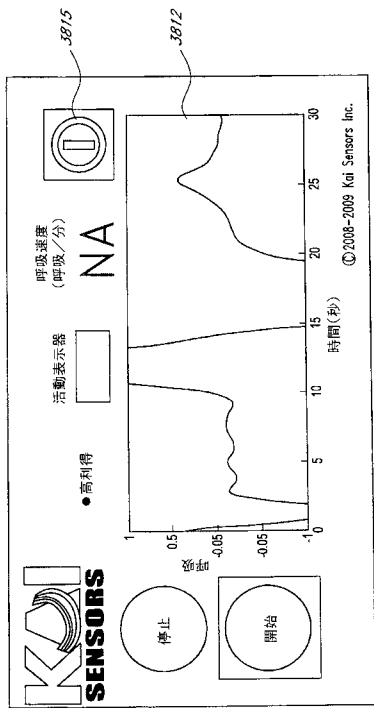
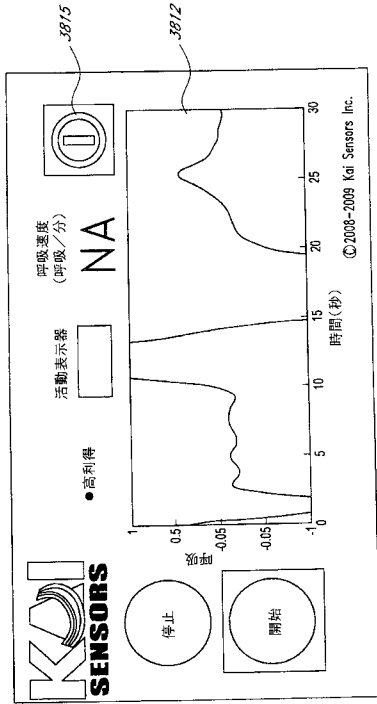
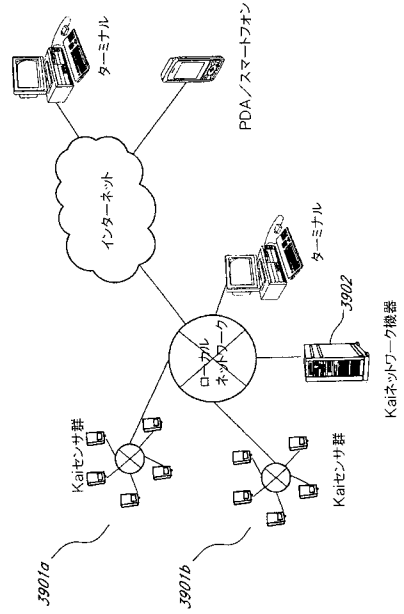


FIG. 38I

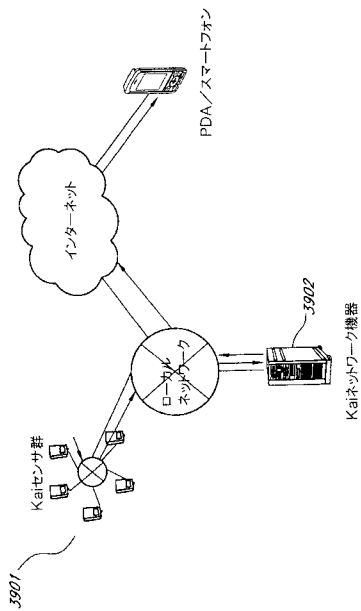
【図 38 J】



【図 39 A】



【図 39 B】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2009/039560
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - A61B 5/02 (2009.01) USPC - 600/481 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) IPC(8) - A61B 5/02 (2009.01) USPC - 342/28; 600/453-457,481-543 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 practicable, search terms used) USPTO EAST System (US, USPG-PUB, EPO, JPO, DERWENT), GoogleScholar, DialogPro, IEEExplore		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2008/0074307 A1 (BORIC-LUBECKE et al) 27 March 2008 (27.03.2008) entire document	1, 2, 5-8, 13-17, 20-28, 30, 48, 58-61, 64, 66, 68, 80
Y		3, 4, 18, 19, 29, 54-57, 62, 63, 65, 67, 70
Y	US 4,757,825 A (DIAMOND) 19 July 1988 (19.07.1988) entire document	3, 62, 63
Y	US 5,683,424 A (BROWN et al) 04 November 1997 (04.11.1997) entire document	4, 67
Y	US 5,230,094 A (KITCHING et al) 20 July 1993 (20.07.1993) entire document	18, 19
Y	US 4,438,771 A (FRIESEN et al) 27 March 1984 (27.03.1984) entire document	29
Y	US 2002/0058875 A1 (DOTEN et al) 16 May 2002 (16.05.2002) entire document	54-57
Y	US 5,619,995 A (LOBODZINSKI) 15 April 1997 (15.04.1997) entire document	65
Y	US 6,840,907 B1 (BRYDON) 11 January 2005 (11.01.2005) entire document	70
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/>		
* 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 application or patent 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 03 June 2009		Date of mailing of the international search report 15 JUN 2009
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-3201		Authorized officer: Blaine R. Copenhaver PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774

フロントページの続き

- (31)優先権主張番号 61/072,983
(32)優先日 平成20年4月3日(2008.4.3)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/194,836
(32)優先日 平成20年9月29日(2008.9.29)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/125,027
(32)優先日 平成20年4月21日(2008.4.21)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/125,164
(32)優先日 平成20年4月22日(2008.4.22)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/125,022
(32)優先日 平成20年4月21日(2008.4.21)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/125,020
(32)優先日 平成20年4月21日(2008.4.21)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/194,838
(32)優先日 平成20年9月29日(2008.9.29)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/072,982
(32)優先日 平成20年4月3日(2008.4.3)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/128,743
(32)優先日 平成20年5月23日(2008.5.23)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/125,023
(32)優先日 平成20年4月21日(2008.4.21)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/125,019
(32)優先日 平成20年4月21日(2008.4.21)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/137,532
(32)優先日 平成20年7月30日(2008.7.30)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/123,017
(32)優先日 平成20年4月3日(2008.4.3)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/204,880
(32)優先日 平成21年1月9日(2009.1.9)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/196,762
(32)優先日 平成20年10月17日(2008.10.17)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/194,840
(32)優先日 平成20年9月29日(2008.9.29)
(33)優先権主張国 米国(US)

- (31)優先権主張番号 61/206,356
 (32)優先日 平成21年1月30日(2009.1.30)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/154,728
 (32)優先日 平成21年2月23日(2009.2.23)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/123,135
 (32)優先日 平成20年4月3日(2008.4.3)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/154,732
 (32)優先日 平成21年2月23日(2009.2.23)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/200,761
 (32)優先日 平成20年12月2日(2008.12.2)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/204,881
 (32)優先日 平成21年1月9日(2009.1.9)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/141,213
 (32)優先日 平成20年12月29日(2008.12.29)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/200,876
 (32)優先日 平成20年12月3日(2008.12.3)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/194,839
 (32)優先日 平成20年9月29日(2008.9.29)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/194,848
 (32)優先日 平成20年9月30日(2008.9.30)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/154,176
 (32)優先日 平成21年2月20日(2009.2.20)
 (33)優先権主張国 米国(US)

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(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, SE, SI, SK, 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, 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, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. イーサネット
2. Bluetooth
3. ZIGBEE

- (72)発明者 ドロイトコウアー、 アミー
 アメリカ合衆国 96816 ハワイ州 ホノルル ワイアラエ アヴェニュー 3465 スウ
 イート 370 カイ メディカル、 インコーポレイテッド内
- (72)発明者 パーク、 ビユング - クウォン

- アメリカ合衆国 96816 ハワイ州 ホノルル ワイアラエ アヴェニュー 3465 ス
イト 370 カイ メディカル、 インコーポレイテッド内
(72)発明者 ユエン、 アンドレア
アメリカ合衆国 96825 ハワイ州 ホノルル マカア ストリート 7180
(72)発明者 マドセン、 アンダーズ ホスト
アメリカ合衆国 96816 ハワイ州 ホノルル カネワイ ストリート 1322
(72)発明者 エル ハウラニ、 チャールズ
アメリカ合衆国 96822 ハワイ州 ホノルル カラワオ ストリート 2795
(72)発明者 シング、 トミー
アメリカ合衆国 96818 ハワイ州 ホノルル アラ プウマル ストリート 1527
Fターム(参考) 4C038 VA15 VA16 VA18 VB33 VC20
4C117 XA07 XB02 XB18 XC20 XE41 XE54 XE60 XE62 XF21 XH02
XH12 XH16 XH18 XJ45 XL01 XL10 XM12 XM16

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2011519288A5	公开(公告)日	2012-05-31
申请号	JP2011503232	申请日	2009-04-03
[标]申请(专利权)人(译)	KAI医疗		
申请(专利权)人(译)	凯医药公司		
[标]发明人	ドロイトコウアーアミー パークビュングクウォン ユエンアンドレア マドセンアンダーズホスト エルハウラニチャールズ シングトミー		
发明人	ドロイトコウアー、アミー パーク、ビュングクウォン ユエン、アンドレア マドセン、アンダーズホスト エルハウラニ、チャールズ シング、トミー		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/1126 A61B5/0022 A61B5/0205 A61B5/0507 A61B5/113 A61B5/165 A61B5/4806 A61B5/4809 A61B5/4818 A61B5/721 A61B5/7257 G01S13/583 G01S13/88 G06F19/3418 G16H10/60 Y02A90/26		
FI分类号	A61B5/10.310.A A61B5/00.102.B A61B5/00.102.C		
F-TERM分类号	4C038/VA15 4C038/VA16 4C038/VA18 4C038/VB33 4C038/VC20 4C117/XA07 4C117/XB02 4C117 /XB18 4C117/XC20 4C117/XE41 4C117/XE54 4C117/XE60 4C117/XE62 4C117/XF21 4C117/XH02 4C117/XH12 4C117/XH16 4C117/XH18 4C117/XJ45 4C117/XL01 4C117/XL10 4C117/XM12 4C117 /XM16		
代理人(译)	宫崎昭雄 绪方明		
优先权	61/125018 2008-04-21 US 61/137519 2008-07-30 US 61/125021 2008-04-21 US 61/072983 2008-04-03 US 61/194836 2008-09-29 US 61/125027 2008-04-21 US 61/125164 2008-04-22 US 61/125022 2008-04-21 US 61/125020 2008-04-21 US 61/194838 2008-09-29 US 61/072982 2008-04-03 US 61/128743 2008-05-23 US 61/125023 2008-04-21 US 61/125019 2008-04-21 US 61/137532 2008-07-30 US 61/123017 2008-04-03 US 61/204880 2009-01-09 US		

61/196762 2008-10-17 US
61/194840 2008-09-29 US
61/206356 2009-01-30 US
61/154728 2009-02-23 US
61/123135 2008-04-03 US
61/154732 2009-02-23 US
61/200761 2008-12-02 US
61/204881 2009-01-09 US
61/141213 2008-12-29 US
61/200876 2008-12-03 US
61/194839 2008-09-29 US
61/194848 2008-09-30 US
61/154176 2009-02-20 US

其他公开文献

JP2011519288A

摘要(译)

公开了一种基于雷达的生理运动传感器。可以从传感器接收的信号中提取多普勒频移信号。可以将多普勒频移的信号数字化并随后处理以提取与一个或多个受试者中的心肺运动相关的信息。该信息可以包括呼吸率，心率，由呼吸和心脏活动引起的波形，到达方向，异常或矛盾呼吸等。在各种实施例中，提取的信息可以显示在显示器上。