

(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2017-536896

(P2017-536896A)

(43) 公表日 平成29年12月14日(2017.12.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 5/08 (2006.01)	A 6 1 B 5/08	4 C 0 3 8
<b>A 6 1 B</b> 5/05 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 B	4 C 1 2 7
<b>A 6 1 B</b> 5/0452 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 2 A	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2017-528878 (P2017-528878)  
 (86) (22) 出願日 平成27年12月7日 (2015.12.7)  
 (85) 翻訳文提出日 平成29年5月30日 (2017.5.30)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2015/059394  
 (87) 国際公開番号 W02016/097921  
 (87) 国際公開日 平成28年6月23日 (2016.6.23)  
 (31) 優先権主張番号 62/091,660  
 (32) 優先日 平成26年12月15日 (2014.12.15)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ  
 ヴェ  
 KONINKLIJKE PHILIPS  
 N. V.  
 オランダ国 5656 アーエー アイン  
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5  
 High Tech Campus 5,  
 NL-5656 AE Eindhoven  
 (74) 代理人 100122769  
 弁理士 笛田 秀仙  
 (74) 代理人 100163809  
 弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 集積ベルトセンサを含む装置におけるマルチパラメータアルゴリズムによる呼吸速度モニタリング

## (57) 【要約】

患者の呼吸をモニタリング及び測定する身体的モニタリングシステムが記載される。前記システムは、1又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルト110a、110bと、呼吸を計算するようにプログラムされたプロセッサを持つ電子モニタリング装置102と、前記電子モニタリング装置を収容し、前記電子モニタリング装置を前記1又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトに固定するモジュールリテーナ104とを含む。前記システムは、更に、前記1又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトに取り付けられた又は埋め込まれた心電計(ECG)電極108を含む。前記ECG電極は、前記ベルトを通るワイヤを介して電子モニタリングモジュール102と接続される。前記システムは、更に、前記1又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトに取り付けられた又は埋め込まれた前記ECG電極の1又は複数と一体化された加速度計204を含むことができる。

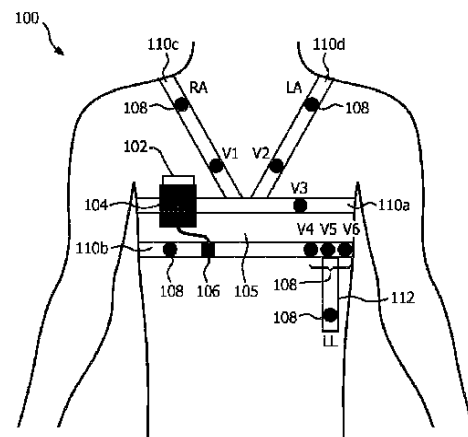


FIG. 1

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

呼吸中に胸部拡張及び収縮を検出するように胸部の周りに配置される 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトと、

前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトと動作可能に接続され、前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトを使用して呼吸を計算するようにプログラムされたプロセッサを有する電子モニタリングモジュールと、

前記電子モニタリングモジュールを受け、前記電子モニタリングモジュールを前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトに固定するモジュールリテーナと、  
を有する身体的モニタリングシステム。

10

**【請求項 2】**

前記身体的モニタリングシステムが、更に、前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトに取り付けられた又は埋め込まれた心電計（ECG）電極を有し、前記 ECG 電極は、前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトが対象の周りに配置されている場合に前記対象に対する所望の ECG 電極レイアウトを推定し、前記 ECG 電極が、前記ベルトを通るワイヤを介して前記電子モニタリングモジュールと接続される、請求項 1 に記載の身体的モニタリングシステム。

**【請求項 3】**

前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトの少なくとも 1 つを支持するショルダストラップと、

20

前記ショルダストラップに取り付けられた又は埋め込まれた修正左腕及び右腕 ECG 電極と、

を有する、請求項 2 に記載の身体的モニタリングシステム。

**【請求項 4】**

前記身体的モニタリングシステムが、更に、

前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトから下向きに延在する下向き延在ストラップと、

前記下向き延在ストラップに取り付けられた又は埋め込まれた修正左脚及び右脚 ECG 電極と、

30

を有し、

前記ベルトに取り付けられた又は埋め込まれた前記 ECG 電極は、前記ベルト、前記ショルダストラップ及び前記下向き延在ストラップに取り付けられた又は埋め込まれた前記 ECG 電極がメイソン リカー・リード配置を形成するような ECG 電極 V1 乃至 V6 を有する、

請求項 3 に記載の身体的モニタリングシステム。

**【請求項 5】**

前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトに取り付けられた又は埋め込まれた前記 ECG 電極の 1 つ又は複数と一体化された 1 又は複数の加速度計、

を有する、請求項 2 乃至 4 のいずれか一項に記載の身体的モニタリングシステム。

**【請求項 6】**

40

前記電子モニタリングモジュールと一体化されたオンボード加速度計、

を有する、請求項 1 乃至 5 のいずれか一項に記載の身体的モニタリングシステム。

**【請求項 7】**

前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトに取り付けられ又は埋め込まれ、前記ベルトを通るワイヤを介して前記電子モニタリングモジュールと接続される 1 又は複数の加速度計、

を有する、請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の身体的モニタリングシステム。

**【請求項 8】**

前記モジュールリテーナが、可撓性ポーチを有する、請求項 1 乃至 7 のいずれか一項に記載の身体的モニタリングシステム。

50

## 【請求項 9】

前記身体的モニタリングシステムが、

前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトと一体化された ECG 及び加速度計の少なくとも 1 つ、  
を有し、

前記電子モニタリングモジュールの前記プロセッサが、

前記ベルト並びに前記 ECG 及び前記加速度計の少なくとも 1 つから生成された呼吸胸部拡張及び収縮を表す複数の信号の重みづけ平均を決定し、

前記重みづけ平均に対する前記複数の信号の主成分分析により生成された融合信号から呼吸速度を計算する、

請求項 1 乃至 8 のいずれか一項に記載の身体的モニタリングシステム。

10

## 【請求項 10】

前記呼吸速度測定が、心臓の運動による前記 ECG の QRS 軸における変化、前記 ECG に対する横隔膜筋ノイズ、ECG 電極により測定される胸部電気インピーダンスの変化、前記加速度計により測定される胸部壁運動、及び胸部拡張による抵抗性又は誘導性ベルト変化の少なくとも 1 つを含む、請求項 9 に記載の身体的モニタリングシステム。

## 【請求項 11】

前記電子モニタリングモジュールは、

前記計算された呼吸速度がユーザに対して表示されるディスプレイ、

を含む、請求項 7 乃至 8 のいずれか一項に記載の身体的モニタリングシステム。

20

## 【請求項 12】

1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトと、

前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトに取り付けられた又は埋め込まれた心電計 ( ECG ) 電極と、

前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトを通るワイヤを介して前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルト及び前記 ECG 電極に取り付けられ、少なくとも前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトを使用して呼吸を計算し、前記 ECG 電極を使用して少なくとも心拍を計算するようにプログラムされた電子モニタリングモジュールと、

前記電子モニタリングモジュールを受け、前記電子モニタリングモジュールを前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトに固定するモジュールリテーナと、  
を有する身体的モニタリングシステム。

30

## 【請求項 13】

前記電子モニタリングモジュールが、オンボード加速度計を含み、前記電子モニタリングモジュールが、加速度計信号に基づいて呼吸速度を計算する、請求項 12 に記載の身体的モニタリングシステム。

## 【請求項 14】

ECG リードが、ディスプレイザブル導電接着剤ゲル ECG 電極付着部分及び再使用可能 ECG ワイヤ端子コネクタを含み、前記身体的モニタリングシステムが、

前記ディスプレイザブル導電接着剤ゲル ECG 電極付着部分と前記再使用可能 ECG ワイヤ端子コネクタとの間に配置された加速度計、

を有する、請求項 12 乃至 13 のいずれか一項に記載の身体的モニタリングシステム。

40

## 【請求項 15】

前記電子モニタリングモジュールが、

前記 ECG 電極及び加速度計から得られた全ての呼吸信号推定値の重みづけ平均を決定し、

全ての受信された重みづけ平均に対する平均を計算し、

前記重みづけ平均に対する重みを作成するのに主成分分析を使用し、

前記重みづけ平均により生成された周期的呼吸信号から呼吸速度を計算する、

請求項 13 乃至 14 のいずれか一項に記載の身体的モニタリングシステム。

## 【請求項 16】

50

前記身体的モニタリングシステムが、

前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトの少なくとも 1 つを支持するショルダストラップと、

前記ショルダストラップに取り付けられた又は埋め込まれた ECG 電極と、  
を有し、

前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトに取り付けられた又は埋め込まれた ECG 電極及び前記ショルダストラップに取り付けられた又は埋め込まれた ECG 電極が、一緒に、修正 12 リード ECG リード配置を規定する、  
請求項 12 乃至 15 のいずれか一項に記載の身体的モニタリングシステム。

【請求項 17】

10

前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトが、1 又は複数の下向き延在フラップを含み、前記下向き延在フラップに取り付けられた又は埋め込まれた ECG 電極が、前記 12 リード ECG リード配置の LL 及び RL 電極を規定する、請求項 16 に記載の身体的モニタリングシステム。

【請求項 18】

ショルダストラップにより支持された 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトを含むウェアラブルフレームと、

前記ウェアラブルフレームに取り付けられた又は埋め込まれた心電計 (ECG) 電極と、

少なくとも前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルト及び前記 ECG 電極を含むセンサを使用して呼吸速度及び心拍を測定する電子モニタリングモジュールと、

20

前記電子モニタリングモジュールを受け、前記電子モニタリングモジュールを前記ウェアラブルフレームに固定するモジュールリテーナと、  
を有する身体的モニタリングシステム。

【請求項 19】

前記ウェアラブルフレームに取り付けられた又は埋め込まれた加速度計、  
を有する、請求項 18 に記載の身体的モニタリングシステム。

【請求項 20】

前記ウェアラブルフレームに取り付けられた又は埋め込まれた ECG 電極が、修正 12 リード ECG リード配置を形成する、請求項 18 に記載の身体的モニタリングシステム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

以下は、広くは、医療モニタリング分野に関する。これは、ユーザの呼吸をモニタリング及び計算する装置に対して特定の用途を見出し、それを特に参照して記載される。しかしながら、本開示は、他の分野にも同様に用途を見出す。

【背景技術】

【0002】

病院における正確かつ信頼できる患者モニタリングは、医療施設において患者に必要なケアを提供するのに必須である。病院、介護施設及び他の医療施設は、典型的には、単一のセンサ又はアルゴリズムを使用して呼吸速度を測定するシステムを使用する又は患者の呼吸の手動カウントのようなより不正確な方法を使用する。呼吸速度は、患者の健康の減退の初期兆候でありうるので、患者に対する最新の呼吸を計算することは重要である。呼吸速度は、手動で（すなわち視覚的に観察された呼吸をカウントする）、又は胸部拡張を測定するベルトのような自動化された装置を使用して測定されることができる。しかしながら、これらのアプローチは、低い呼吸速度において不正確になる傾向にあり、かさばり、使用するのに不便であり、患者運動により影響を受けうる。

40

【0003】

他の既知のアプローチは、胸部運動を測定する加速度計の使用であり、これは、有利には、呼吸ベルトより小さなフォームファクタを持つ。しかしながら、加速度計ベースの呼

50

吸速度モニタも、患者運動により、及び胸部上の加速度計の正確な配置により影響を受ける可能性がある。

【 0 0 0 4 】

これらの呼吸速度モニタは、心電計（ E C G ）のような、一般に呼吸モニタと一緒に使用される他の患者モニタ装置に干渉する可能性もある。これらの様々な装置に対する配線は、絡まる可能性があり、一般に患者に不便をかける。これは、無線患者モニタの増加された使用をもたらしたが、これらは、モニタリング装置の間のクロストークの可能性及び起こりうる無線信号干渉のようなこれら自体の問題を持つ。物理的な配線接続の欠如は、無線患者モニタが適切に接続されていることを確認することを難しくする可能性もある。

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

本開示は、現在の呼吸測定及びモニタリングシステムの上述の欠点を克服することである。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 6 】

一態様によると、身体的モニタリングシステムが記載される。前記システムは、呼吸中に胸部拡張及び収縮を検出するように胸部のまわりに配置されるように構成された 1 又は複数の抵抗性（ resistive ）又は誘導性（ inductive ）呼吸ベルトを含む。電子モニタリングモジュールは、前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトと動作可能に接続され、前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトを使用して呼吸を計算するようにプログラムされたプロセッサを有する。モジュールリテーナは、前記電子モニタリングモジュールを受け、前記電子モニタリングモジュールを前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトに固定する。

【 0 0 0 7 】

他の態様によると、身体的モニタリングシステムが記載され、前記システムは、 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトと、前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトに取り付けられた又は埋め込まれた心電計（ E C G ）電極と、前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトを通るワイヤを介して前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルト及び前記 E C G 電極に取り付けられた電子モニタリングモジュールであって、少なくとも前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトを使用して呼吸を計算し、前記 E C G 電極を使用して少なくとも心拍を計算するようにプログラムされた前記電子モニタリングモジュールと、前記電子モニタリングモジュールを受け、前記電子モニタリングモジュールを前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトに固定するように構成されたモジュールリテーナとを有する。

【 0 0 0 8 】

他の態様によると、身体的モニタリングシステムが記載され、前記システムは、ショルダストラップにより支持される 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルトを含むウェアラブルフレームと、前記ウェアラブルフレームに取り付けられた又は埋め込まれた心電計（ E C G ）電極と、少なくとも前記 1 又は複数の抵抗性又は誘導性呼吸ベルト及び前記 E C G 電極を含むセンサを使用して呼吸速度及び心拍を測定するように構成された電子モニタリングモジュールと、前記電子モニタリングモジュールを受け、前記電子モニタリングモジュールを前記ウェアラブルフレームに固定するように構成されたモジュールリテーナとを有する。

【 0 0 0 9 】

1 つの利点は、追加の組み込まれた患者データに基づく患者の呼吸速度の改良されたモニタリング及び計算にある。

【 0 0 1 0 】

他の利点は、改良された、より安価なモニタリング装置にある。

【 0 0 1 1 】

10

20

30

40

50

他の利点は、複数のモニタリング装置によりモニタリングされる場合に減少された患者の不便さにある。

【 0 0 1 2 】

本発明の更に他の利点は、以下の詳細な記載を読み、理解すると当業者に理解されるだろう。これらの利点の 1 つ、2 つ、又はそれ以上が特定の実施例により達成されてもよく、どれも達成されなくてもよいと理解されたい。

【 0 0 1 3 】

本発明は、様々なコンポーネント及びコンポーネントの組み合わせ、並びに様々なステップ及びステップの組み合わせの形を撮りうる。図面は、好適な実施例を説明する目的のみであり、本発明を限定すると解釈されるべきではない。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 4 】

【図 1】身体的モニタリング装置システムの一実施例を示す。

【図 2】患者における呼吸を検出するのに使用される加速度計及び E C G 電極の一実施例を示す。

【図 3】患者の呼吸速度を計算するための様々な入力及び出力を示すブロック図を示す。

【図 4】電子モニタリング装置の一実施例を示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 5 】

ここに開示されるのは、医療施設にいる間の患者の呼吸速度のより正確な計算及びモニタリングに対する改良された患者モニタリングシステムである。

【 0 0 1 6 】

本システムは、病院、病院及び患者ケアシステム、診療所、介護施設等のような様々な機関において使用されることができ、したがって、「病院」が、議論の単純さのために以下で使用され、「病院」は、全てのこのような医療機関を含むと理解されるべきである。

【 0 0 1 7 】

図 1 を参照すると、患者身体的モニタリングシステムの一実施例を示すブロック図が、示される。身体的モニタリングシステム 1 0 0 は、1 又は複数の呼吸速度モニタリングベルト 1 1 0 a、1 1 0 b と、少なくとも上型モニタリングベルト 1 1 0 a を支持するのを援助する支持ショルダストラップ 1 1 0 c、1 1 0 d と、電子モニタリングモジュール 1 0 2 と、上側モニタリングベルト 1 1 0 a に取り付けられ、モニタリングモジュール 1 0 2 を受け、保持するモジュールリテーナ 1 0 4 とを含む。1 又は複数の呼吸ベルト 1 1 0 a、1 1 0 b は、睡眠検査中に一般に使用される呼吸モニタリングベルトと同様の可撓性ベルトである。前記呼吸ベルトは、伸縮により患者の呼吸を測定する抵抗性ベルトであることができる。代替例において、前記呼吸ベルトは、患者に巻きつけられる前記ベルトの内側の領域を増加又は減少させることにより患者の呼吸を測定する誘導性ベルトであることもできる。両方の場合に、ベルト 1 1 0 a、1 1 0 b は、対象の胸部 1 0 5 の周りに配置され、胸部の拡張及び収縮を検出する。モジュールリテーナ 1 0 4 内の電子モニタリングモジュール 1 0 2 の重量は、ベルト 1 1 0 a に対して力を生じ、支持ショルダストラップ 1 1 0 c、1 1 0 d は、この力に対抗するのを助ける。

【 0 0 1 8 】

モニタリングシステム 1 0 0 は、有利には、心電計を前記呼吸モニタと一体化する。このために、1 又は複数のベルト 1 1 0 a、1 1 0 b 及び支持ショルダストラップ 1 1 0 c、1 1 0 d は、取り付けられた又は埋め込まれた心電計 ( E C G ) 電極 1 0 8 を含み、電極ワイヤは、ベルト 1 1 0 a、1 1 0 b 及びショルダストラップ 1 1 0 c、1 1 0 d を通り、したがってモニタリングモジュール 1 0 2 と電気的に接続された E C G リードワイヤハーネスを形成する。電子モニタリング装置 1 0 2 の電子プロセッサは、呼吸速度測定ベルト 1 1 0 a、1 1 0 b から受信された信号に基づいて前記患者の呼吸速度を計算するようにプログラムされ、また、E C G 電極 1 0 8 を使用して E C G トレースを取得するように

10

20

30

40

50

もプログラムされる。一実施例において、電子モニタリング装置 102 は、以下の機能の全て又は一部を含むようにプログラムされる。前記機能は、高分解能 ECG (500 sps 以上のサンプルレート、5  $\mu$ V 以上の分解能) の測定、高分解能身体インピーダンスの測定、及び抵抗性又は誘導性呼吸ベルト若しくは複数のベルトに対する入力である。前記入力は、アナログ入力部又は無線接続ベルトに対する無線リンクであることができる。システム 100 に含まれる ECG 電極 108 に加えて、前記システムは、加速度計 106 をも含むことができる。加速度計 106 は、前記加速度計及び ECG 電極 108 の有線接続が単一のハーネスを形成するように結合されるように ECG リードワイヤハーネス 108 と一体化されることができる。代わりに、前記加速度計は、モニタリングモジュール 102 に組み込まれることができ、モジュールリテーナ 104 は、モニタリングモジュール 102 を胸部 105 に対して堅く保持するので、これは、胸部運動を示す加速度計データを取得するのに適切な位置にある。加速度計 106 は、図 1 において別々の要素として示される (又はモニタリングモジュール 102 と一体化されてもよい) が、一部の実施例において、1 つの、一部の又は全ての ECG リードワイヤの末端は、ECG 電極 108 上に位置する加速度計を含む (図 2)。複数の加速度計は、呼吸中の胸部壁運動に対するより良好なモデル並びに臥位、着座、起立又は歩行のような身体位置に対するより良好な且つ同時のモデルの決定を可能にする。

10

#### 【0019】

モジュールリテーナ 104 は、電子モニタリングモジュール 102 が呼吸中に胸部とともに移動するように前記患者の胸部壁に対して電子モニタリングモジュール 102 を堅く保持するポーチ又は他の容器である。モジュールリテーナ 104 は、前記 1 又は複数の呼吸ベルトに付着し、電子モニタリングモジュール 102 を保持すると同時に呼吸に対する胸部拡張及び収縮を測定するように機能する。

20

#### 【0020】

例示的な身体的モニタリングシステム 100 は、複数の相乗的な利益を提供する。従来の 12 リード ECG 電極パターンにおいて、リード V1 - V6 は、胸部に沿っておよそ水平に広がり、四肢リード LA、RA、LL、RL は、それぞれ左腕、右腕、左脚及び右脚に配置される。しかしながら、四肢リードは、特に、前記患者に対して非常に不便であり、したがって、前記四肢リードを胸部のより近くに移動する、メイソン リカー (Mason-Likar) リード配置 (図 2) のような、修正リード配置が、既知であり、例えば、メイソン リカー・リード配置において、LA 及び RA は、肩部に移動され、LL 及び RL は、腹部上で上方向に移動される。図 1 に見られるように、このリードレイアウトに近い近似は、リード V1 - V6 に対する電極 108 を呼吸ベルト 110a、110b に取り付け又は埋め込み、左腕及び右腕 (修正) リード LA、RA に対する電極をショルダストラップ 110c、110d に取り付け又は埋め込み、左脚及び右脚 (修正) リード LL、RL を提供するように下側ベルト 110b から下向きに延在するフラップ又は複数のフラップ 112 を提供することにより身体的モニタリングシステム 100 において容易に達成される。これら 10 の電極 108 の適切な場所における配置は、1 又は複数のベルト 110a、110b 及びショルダストラップ 110c、110d を含む前記ウェアラブルフレームが前記患者上に配置される場合に自動的に達成される。1 又は複数の加速度計が、このウェアラブルフレームに取り付けられる又は埋め込まれる (あるいは、図 2 を参照して後に記載されるように電極 108 と一体化される) 場合、これらの加速度計も、既知の場所に正確に配置される。全ての電気配線は、モジュールリテーナ 104 により前記患者の胸部壁に堅く保持される電子モニタリングモジュール 102 までフレーム要素 110a、110b、110c、110d を都合よく通り、前記患者が歩行可能である場合にこのモジュール 102 の重量に対するサポートは、ショルダストラップ 110c、110d により提供される。

30

40

#### 【0021】

図 2 を更に参照すると、メイソン リカー・リード配置の ECG 電極 V1 - V6、LA、RA、LL、RL を示す胸部図が、参照のため示される。図 1 との比較は、例示的な身

50

体的モニタリングシステム 100 のフレーム要素 110 a、110 b、110 c、110 d で達成可能なレイアウトに対するリード位置のマッチアップを示す。図 2 に更に示されるように、加速度計 204 は、胸部 105 に付着するディスプレイ導電接着剤ゲル ECG 電極付着部分 208 と、再使用可能「スナップオン」 ECG ワイヤ端子コネクタ 202 との間に一体化されてもよい。介在する加速度計 204 は、加速度計データを無線で電子モニタリングモジュール 102 に送信してもよく、又は ECG 電極コネクタ 202 内に一体化されてもよく、 ECG ワイヤは、2 ワイヤバンドルとして形成され、一方のワイヤは、 ECG 信号を伝達し、他方は前記加速度計データを伝達する。有線実施例において、モニタリングモジュール 102 は、前記加速度計の信号が、配置が既知である前記 ECG 電極と関連付けられたワイヤ上を伝達されるので、加速度計配置を直接的に識別することができる。無線実施例において、適切なロケーションヘッダは、無線伝送に含まれてもよい。

10

#### 【0022】

図 1 の ECG は、有利には、メイソン リカー・リード配置を使用して 12 リード ECG トレースを提供する。したがって、前記 ECG は、完全な 12 リード ECG 信号セットを持つことにより可能にされる高度な心電図分析を提供することができる。一部の実施例において、電子モニタリングモジュール 102 は、最小限でこのような分析を提供するようにプログラムされるが、しかしながら、前記 ECG は、心拍データを提供する。

#### 【0023】

図 1 に戻って参照し、更に図 3 を参照すると、電子モニタリングモジュール 102 のプロセッサは、オプションとして、複数の方法を組み合わせることにより患者の呼吸速度を決定するようにプログラムされる。電子モニタリングモジュール 102 は、呼吸ベルト 110 a、110 b、加速度計 106 及び ECG 電極 108 から測定値入力を受信し、これらの入力の組み合わせに基づいて患者の呼吸速度を測定及び報告する。電子モニタリングモジュール 102 は、以下の入力、すなわち、心臓を動かす横隔膜による ECG 電極入力からの QRS 軸における変化、 ECG 電極に表れる横隔膜筋ノイズ、前記 ECG 電極に加えらる小さな高周波交流電流及び電圧により測定される変化する胸部電気インピーダンス、加速度計により測定される胸部壁運動、及び呼吸による胸部拡張及び収縮によって変化する抵抗性又は誘導性ベルトにおける入力を考慮する。全ての場合において、測定された量の変化からのサンプルは、呼吸の周期的な吸気及び呼気を表すデジタル信号を構成する。図 3 は、呼吸計算に対する入力並びに様々なアルゴリズム及び入力があるどのように作用するかのプロック図 300 を示す。ベルト 110 a、110 b が伸長又は膨張すると、ベルト 110 a、110 b は、電圧変化情報を示す入力情報を電子モニタリングモジュール 102 に送信する。この情報は、前記ベルトの膨張による内部ベルトに対する張力 308 又は胸部拡張のいずれかによる前記ベルトの全体的な伸長を決定するのに使用される。電子モニタリングモジュール 102 は、電子モニタリングモジュール 102 内に又はベルト 110 a、110 b 上に配置されたオンボード加速度計 106 からの入力をも受信する。前記加速度計は、患者が呼吸すると、胸部拡張又は膨張による前記患者の胸部の全体的な運動 310 を測定する。前記加速度計の位置の全体的な変化は、XYZ 位置変化の座標として電子モニタリングモジュール 102 に送信され、前記患者の胸部の三次元 (3D) 移動を計算するのに使用される。最後に、1又は複数のベルト 110 a、110 b 及びショルダストラップ 110 c、110 d 上に配置された ECG 電極 108 は、 ECG 電圧情報及びインピーダンス情報を電子モニタリングモジュール 102 に送信する。この情報は、軸デルタ変化 312 及びインピーダンス変化 314 を計算するのに使用される。各個別の呼吸速度測定方法 308、310、312、314 は、患者の呼吸速度を計算するのに孤立して使用されることができるが、図 3 のアプローチにおいて、上記の方法の 2 以上が組み合わされて、前記呼吸速度を決定する。方法 308、310、312、314 の 2 つ、3 つ又は 4 つ全てのいかなる組み合わせも、測定値を融合することによりロバストな呼吸信号推定値 316 を生成するのに使用されてもよい。電子モニタリング装置 100 は、 ECG 算出呼吸、インピーダンスベースの呼吸、加速度計ベースの呼吸及び胸部ベルト呼吸

20

30

40

50



の完全なセット又はサブセットを含む全ての利用可能な呼吸パラメータを使用して融合動作 3 1 8 において患者の呼吸速度を計算する。前記呼吸信号を単一の代表信号内に結合する 1 つの可能な方法は、周期的な主成分分析によるものである。最大の成分は、真の信号の推定であるが、他の成分は、ノイズ成分である。

【 0 0 2 4 】

図 4 を参照すると、電子モニタリングモジュール 1 0 2 の適切なアーキテクチャが示される。モニタリングモジュール 1 0 2 は、埋め込まれたオペレーティングシステムを持つメモリ 4 0 2 を含む。埋め込まれたオペレーティングシステム 4 0 4 は、前記ベルト、前記 E C G 電極及び前記加速度計から患者測定値を受信する。様々な入力 4 0 6、4 0 8、4 1 0 は、記憶され、オペレーティングシステム 4 0 4 により使用される。結果として生じる患者呼吸は、上記の入力 4 0 6、4 0 8、4 1 0 の少なくとも 2 以上を使用して計算される。融合アルゴリズム R E S P モジュール 4 1 2 は、メモリから入力を取り出し、結果の呼吸を計算する。

10

【 0 0 2 5 】

ポーチ又は他のモジュールリテーナ 1 0 4 は、様々な構成されることができる。1 つのアプローチにおいて、モジュールリテーナ 1 0 4 は、前記モニタリング装置がスライドするコンフォーマルスリーブと、前記 E C G、呼吸ベルト及び加速度計（これらが有線接続を持つ場合）との同時電気接続を行うようにモニタリングモジュール 1 0 2 の対になる電気コネクタが係合する前記スリーブの底部における電気コネクタとを含む。電子モニタリングモジュール 1 0 2 は、好ましくは、前記計算された呼吸速度がユーザに対して表示されるディスプレイ 4 1 4 を含む。

20

【 0 0 2 6 】

本発明は、好適な実施例を参照して記載されている。修正例及び代替例は、先行する詳細な記載を読み、理解すると他者が思いつきうる。本発明は、添付の請求項及び同等物の範囲に入る限り全てのこのような修正例及び代替例を含むと解釈されることが意図される。

【図 1】

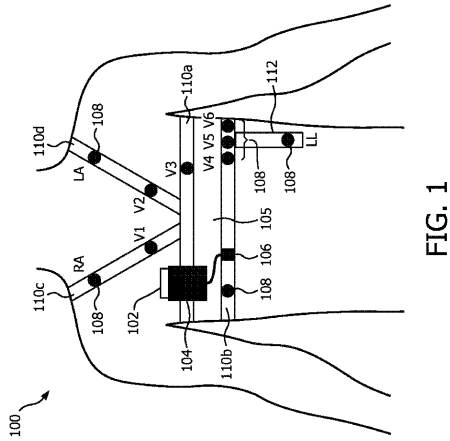
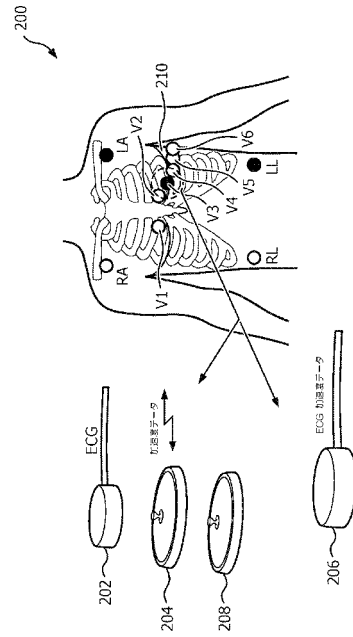
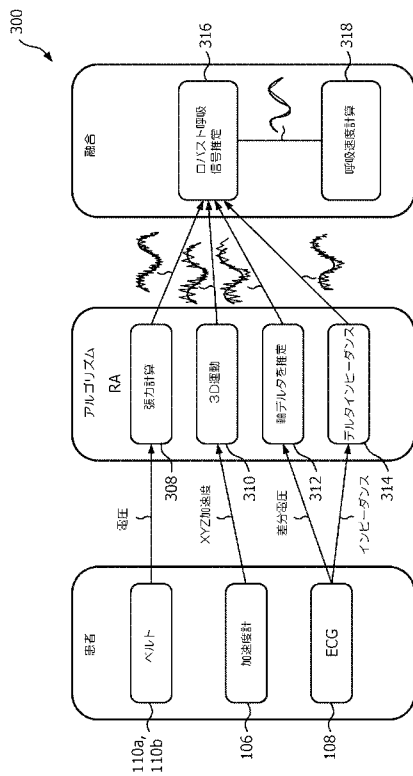


FIG. 1

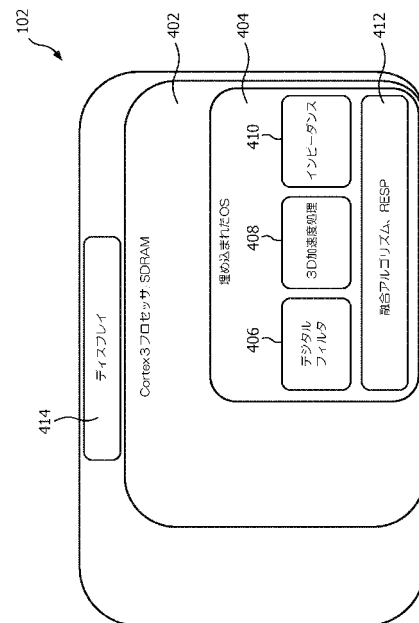
【図 2】



【図 3】



【図 4】



## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2015/059394

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. A61B5/0408 A61B5/113 A61B5/00 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B		
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) EPO-Internal		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2007/293781 A1 (SIMS NATHANIEL [US] ET AL) 20 December 2007 (2007-12-20)	1,2,12,18
Y	the whole document	3,4,16,17,20
Y	US 3 409 007 A (FULLER ERNEST W) 5 November 1968 (1968-11-05)	3,4,16,17,20
	the whole document	
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier 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  11 March 2016		Date of mailing of the international search report  07/06/2016
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Schindler, Martin

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/IB2015/059394

**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
  
2. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
  
3. ☐ Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
  
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of additional fees.
  
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
  
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:  
3, 4, 16, 17, 20(completely); 1, 2, 12, 18(partially)

**Remark on Protest**

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ IB2015/ 059394

**FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210**

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 3, 4, 16, 17, 20(completely); 1, 2, 12, 18(partially)

How to place conveniently multiple ECG electrodes on the body.

---

2. claims: 5-7, 19(completely); 1, 2, 18(partially)

How to measure body motion.

---

3. claims: 8(completely); 1(partially)

How to protect the electronic processing module from external environment.

---

4. claims: 9-11, 13, 15(completely); 1, 12(partially)

How to efficiently calculate the respiration rate.

---

5. claims: 14(completely); 12(partially)

How to improve reuse of ECG sensors.

---

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2015/059394

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2007293781 A1	20-12-2007	US 2007293781 A1	20-12-2007
		US 2009131759 A1	21-05-2009
		US 2014249430 A1	04-09-2014
		WO 2005044090 A2	19-05-2005
		WO 2005046433 A2	26-05-2005
-----			
US 3409007 A	05-11-1968	NONE	
-----			

## フロントページの続き

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

(72)発明者 グレッグ リチャード イー  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5

(72)発明者 ブレア ファン  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5

Fターム(参考) 4C038 SS08 SV01 SV03 SX20  
4C127 AA02 AA06 BB03 GG13 JJ03