

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7386151号
(P7386151)

(45)発行日 令和5年11月24日(2023.11.24)

(24)登録日 令和5年11月15日(2023.11.15)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 B 5/08 (2006.01) A 6 1 B 5/08
A 6 1 B 5/113(2006.01) A 6 1 B 5/113

請求項の数 11 (全13頁)

(21)出願番号	特願2020-501381(P2020-501381)	(73)特許権者	501193001 ポリテクニコ ディ ミラノ POLITECNICO DI MILA NO イタリア、20133 ミラノ、ピア ツァ レオナルド ダ ビンチ、32 Piazza Leonardo da Vinci, 3220133 MILA NO - Italy
(86)(22)出願日	平成30年7月5日(2018.7.5)	(74)代理人	110000095 弁理士法人T.S.パートナーズ
(65)公表番号	特表2020-526341(P2020-526341 A)	(74)代理人	100082887 弁理士 小川 利春
(43)公表日	令和2年8月31日(2020.8.31)	(74)代理人	100181331 弁理士 金 鎮文
(86)国際出願番号	PCT/IB2018/054956		
(87)国際公開番号	WO2019/012384		
(87)国際公開日	平成31年1月17日(2019.1.17)		
審査請求日	令和3年3月18日(2021.3.18)		
審判番号	不服2023-1774(P2023-1774/J1)		
審判請求日	令和5年2月2日(2023.2.2)		
(31)優先権主張番号	102017000078138		
(32)優先日	平成29年7月11日(2017.7.11)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	イタリア(IT)		

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 呼吸数を連続的にモニタリングする着用可能な装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

患者の呼吸数を連続的にモニタリングする着用可能な装置であって、

3個の慣性センサ(10、11、12)であって、1個目の慣性センサ(11)は、腹部(13)に配置され、2個目の慣性センサ(10)は、胸部(14)に配置され、3個目の、基準となる、慣性センサ(12)は、患者の骨盤の高さに配置されており、各慣性センサ(10、11、12)は、加速度計、磁力計及びジャイロスコープを備え、各慣性センサ(10、11、12)は、前記加速度計、磁力計及びジャイロスコープに接続されたマイクロプロセッサ(21)を備え、前記マイクロプロセッサ(21)は、送信機(22)に接続されており、信号を処理して、地球の基準系に対する前記3個の慣性センサの向きを示す四元数で表される信号を前記送信機(22)に送るように構成されている3個の慣性センサと、

コントロールセンタ(31)に接続され、1個目の慣性センサ(11)の腹部四元数、2個目の慣性センサ(10)の胸部四元数及び3個目の慣性センサ(12)の基準四元数を受信して、それらの四元数を前記コントロールセンタ(31)に送信するように構成された受信機(30)であって、前記コントロールセンタ(31)は、受信した四元数を、基準四元数が腹部四元数及び胸部四元数の基準となるように処理をするよう構成されており、前記コントロールセンタ(31)は、腹部四元数及び胸部四元数で表される信号を濾波して患者の動きと関連する残留成分を除去するバンドパス適応フィルタ(55、56)を備え、前記コントロールセンタ(31)は、濾波された腹部四元数及び濾波された胸部

四元数で表される信号から呼吸数を計算するように構成されている受信機を、備えた装置。

【請求項 2】

前記 3 個の慣性センサ (1 0、1 1、1 2) は各々、前記腹部四元数、前記胸部四元数及び前記基準四元数を、前記コントロールセンタ (3 1) に送信する送信機 (2 2) を備えていることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記コントロールセンタ (3 1) は、前記腹部四元数、前記胸部四元数及び前記基準四元数を、互いに同期化することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の装置。

【請求項 4】

前記コントロールセンタ (3 1) は、濾波された腹部四元数によって表される信号及び濾波された胸部四元数によって表される信号から吸気時間及び呼気時間を計算することを特徴とする請求項 1 ~ 3 の何れか 1 に記載の装置。

【請求項 5】

患者の呼吸数を連続的にモニタリングする方法であって、

1 個目の慣性センサ (1 1) を腹部 (1 3) に配置する工程と、2 個目の慣性センサ (1 0) を胸部 (1 4) に配置する工程と、3 個目の、基準となる、慣性センサ (1 2) を骨盤の高さに配置する工程を含み、これらの工程においては、各慣性センサ (1 0、1 1、1 2) が加速度計、磁力計及びジャイロスコープ並びに前記加速度計、磁力計及びジャイロスコープからの信号を受信するマイクロプロセッサ (2 1) を備えており、前記マイクロプロセッサ各々が、前記信号を処理し、地球の基準系に対する前記 3 個の慣性センサの向きを示す四元数によって表される信号をもたらし、さらに前記 1 個目の慣性センサ (1 1) の空間的向きを表す 1 番目の四元数をコントロールセンタ (3 1) に送る工程と、前記 2 個目の慣性センサ (1 0) の空間的向きを表す 2 番目の四元数を前記コントロールセンタ (3 1) に送る工程と、前記 3 個目の慣性センサ (1 2) の空間的向きを表す 3 番目の四元数を前記コントロールセンタ (3 1) に送る工程と、前記 1 番目の四元数 (4 0) 及び前記 2 番目の四元数の向きを、前記 3 番目の四元数 (4 2) と基準として関連付けて、それぞれ 4 番目の四元数 (4 3) 及び 5 番目の四元数 (4 4) をもたらず工程と、前記 4 番目及び 5 番目の四元数を、バンドパス適応フィルタ (5 5、5 6) によって濾波し、患者の動きと関連する残留成分を除去する工程と、前記 4 番目及び 5 番目の四元数から呼吸数を計算する工程を含む方法。

【請求項 6】

前記適応フィルタ (5 5、5 6) の通過帯域を決定するために、前記 4 番目及び 5 番目の四元数の主成分を決定する工程、前記主成分のスペクトル密度のピークを測定する工程、前記適応フィルタ (5 5、5 6) のカットオフ周波数を、スペクトル密度の前記ピークの周波数 + - 0 . 4 H z として決定する工程、前記適応フィルタ (5 5、5 6) を用いて、前記 4 番目及び 5 番目の四元数の主成分を濾波する工程、前記適応フィルタ (5 5、5 6) によって濾波された前記 4 番目及び 5 番目の四元数の主成分の最小値及び最大値を決定する工程、及び呼吸数を決定する工程を含むことを特徴とする請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記主成分のピークを測定する工程が、サビツキー・ゴレイタイプのフィルタ (6 0、6 1) を用いて、前記 4 番目及び 5 番目の四元数を濾波する工程を含んでいることを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記適応フィルタ (5 5、5 6) によって濾波された前記 4 番目及び 5 番目の四元数の最小値及び最大値を決定する工程が、サビツキー・ゴレイタイプのフィルタ (6 0、6 1) を用いて前記 4 番目及び 5 番目の四元数を濾波する工程を含むことを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 9】

前記主成分のスペクトル密度のピークを決定する工程が、前記主成分のピーク間の差異

10

20

30

40

50

を計算し、逆数を算出することにより算定された限界周波数より上のスペクトル密度のピークを決定する工程を含むことを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 10】

前記適応フィルタ(55、56)を用いて、前記4番目及び5番目の主成分を濾波する工程の前に、前記3番目の四元数のスペクトル密度のピークを決定する工程と、前記ピークの周波数を中心に合わせたノッチタイプのフィルタを用いて、前記1番目及び2番目の四元数を濾波する工程を含むことを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 11】

前記4番目及び5番目の四元数(43、44)の主成分を決定する工程の前に、4番目及び5番目の四元数(43、44)の各成分からベースラインを除去する工程であって、前記ベースラインが、移動平均フィルタを用いて計算される工程を含むことを特徴とし、前記移動平均フィルタの窓の大きさが、可変であり、基準センサ(12)に対応する3番目の四元数(42)の信号によって検知される活動に応じて変化することを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、呼吸数を連続的にモニタリングする着用可能な装置及び対応する方法に関する。

【背景技術】

【0002】

呼吸数は、人間の健康に関する重要な情報をもたらす予後の基本的要因である。心臓及び肺の多くの病的状態、特に、肺炎及び心拍停止は、呼吸数に影響を及ぼすので、呼吸数を長時間にわたってモニタリングすることにより、予知できることがある。

【0003】

今のところ、病院環境においても在宅でも、日々の活動中、呼吸数の長期間にわたる測定に適した正確な装置は存在しない。

【0004】

従来の研究は、1個の加速度計、及び胸郭又は腹腔(胸部又は腹部)に取り付けた、複雑化したシステムを用いた呼吸数推定の実行可能性を例証している。しかしながら、これらのシステムには、限界がある。すなわち、それらのシステムは、動的状態においては、例えば患者が歩いている時には、使用することができない。そのため、それらのシステムは、日々の活動中における呼吸数の連続的なモニタリングを提供することができないという難点がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の目的は、信頼性のある測定を保証する呼吸数の連続モニタリング用の着用可能な装置を提供することである。

【0006】

本発明の他の目的は、エラーのない測定を保証する装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明によれば、上記の目的及びさらに別の目的が、

患者の呼吸数を連続的にモニタリングする着用可能な装置であって、

3個の慣性センサであって、1個目の慣性センサは、腹部に配置され、2個目の慣性センサは、胸部に配置され、3個目の、慣性基準センサは、呼吸運動の影響を受けない身体の部分に、胴体に対して定位となるように配置されている3個の慣性センサを備えた装置によって達成される。各慣性センサは、加速度計、磁力計及びジャイロスコープを備えている。各慣性センサは、前記加速度計、磁力計及びジャイロスコープに接続されたマイク

10

20

30

40

50

ロプロセッサを備えている。前記マイクロプロセッサは、送信機に接続されており、信号を処理して、地球の基準系に対する前記3個の慣性センサの向きを示す四元数で表される信号を前記送信機に送るように構成されている。コントロールセンタに接続された受信機が、1個目の慣性センサの腹部四元数、2個目の慣性センサの胸部四元数及び3個目の慣性センサの基準四元数を受信して、それらの四元数を前記コントロールセンタに送信するように構成されている。前記コントロールセンタは、受信した四元数を、基準四元数が腹部四元数及び胸部四元数の基準となるように処理をするよう構成されており、前記コントロールセンタは、腹部四元数及び胸部四元数で表される信号を濾波して患者の動きと関連する残留成分を除去するバンドパス適応フィルタを備えている。コントロールセンタは、濾波された腹部四元数及び濾波された胸部四元数で表される信号から呼吸数を計算するよ

10

【0008】

上記の目的は、さらに、患者の呼吸数を連続的にモニタリングする方法であって、

1番目の慣性センサを腹部に配置する工程と、2番目の慣性センサを胸部に配置する工程と、3番目の慣性基準センサを呼吸運動の影響を受けない身体の部分であるが、胴体に対して定位となるように配置する工程を含み、これらの工程においては、各慣性センサが加速度計、磁力計及びジャイロスコープとともに前記加速度計、磁力計及びジャイロスコープからの信号を受信するマイクロプロセッサを備えており、前記マイクロプロセッサ各々が、前記信号を処理し、地球の基準系に対する前記3個の慣性センサの向きを示す四元数によって表される信号をもたらし、さらに前記1番目の慣性センサの空間的向きを表す1番目の四元数をコントロールセンタに送る工程と、前記2番目の慣性センサの空間的向きを表す2番目の四元数を前記コントロールセンタに送る工程と、前記3番目の慣性センサの空間的向きを表す3番目の四元数を前記コントロールセンタに送る工程と、前記1番目の四元数及び前記2番目の四元数の向きを、前記3番目の四元数を基準として関連付けて、それぞれ4番目の四元数及び5番目の四元数をもたらし工程と、前記4番目及び5番目の四元数を、バンドパス適応フィルタによって濾波し、患者の動きと関連する残留成分を除去する工程と、前記4番目及び5番目の四元数から呼吸数を計算する工程を含む方法によって達成される。

20

【0009】

本発明の更なる特徴は、従属請求項に記載されている。

30

【0010】

先行技術の解決手段に勝る本発明の解決手段の利点は、多様である。

【0011】

本発明によるシステムは、呼吸運動に影響されない身体の部位（例えば、尾骨）に配置される基準ユニットの存在を活用している。胸部及び腹部に配置される慣性ユニットは、呼吸成分及び（例えば、歩いている時の）呼吸以外の成分を検知する。胸部ユニット及び腹部ユニットによって記録されたデータを、四元数間のベクトル積の演算により、基準ユニットを基準として設定することにより、呼吸成分だけを考慮している。このようにして、胸部ユニット及び腹部ユニットの向きを、もはや地球の基準システムを基準とすることなく、基準ユニットの基準システムを基準としている。さらに、適応フィルタを、胸部及び腹部ユニットに適応して基準ユニットによって検知される歩行に伴い周波数を除去することもできる。したがって、基準ユニットの存在は、動いている装置の使用に関連する問題を解決するものである。これに加え、胸腹壁に付した、一方は胸部、もう一方は腹部に付した2個のユニットの存在が、胸腹壁の2自由度特性を考慮することを可能にするものである。

40

【0012】

本発明の特徴及び利点は、添付図面に非限定の例示として示された本発明の実施の形態の以下に述べる詳細な説明より明らかとなる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

50

【図 1】本発明による呼吸数を連続的にモニタリングする着用可能な装置を着用した人体模型の概略図である。

【図 2】本発明による呼吸数を連続的にモニタリングする着用可能な装置のセンサの概略図である。

【図 3】本発明による呼吸数を連続的にモニタリングする着用可能な装置の受信機の概略図である。

【図 4】本発明による呼吸数の連続モニタリングに関して行われる工程のフローチャートの概略図である。

【図 5】本発明による呼吸数を連続的にモニタリングする着用可能な装置の容器の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

添付図面を参照すると、本発明による呼吸数を連続的にモニタリングする着用可能な装置は、各々加速度計、ジャイロスコープ及び磁力計からなる3個の慣性ユニット10、11、12を備えている。慣性ユニット11は、腹部13に、慣性ユニット10は、胸部14に配置され、それぞれ胸部運動分と腹部運動分に分けられる胸腹壁の動きを記録する。3個目の慣性ユニット12は、呼吸運動に影響されない身体の部分に配置されるが、胴体に対しては固定されており、他の2個の慣性ユニットの基準として機能する。これは、半静的状態（患者が車椅子に座っている）及び動的状態（例えば、歩いている場合）において、呼吸のみに関連する運動情報を推定するのに特に重要である。3個目の慣性ユニットは、例えば、骨盤（上腸骨棘15又は尾骨の近くの他の場所）の高さに配置するのがよい。また、説明しているモジュール構成は、必要及び被験者の状態に応じて慣性ユニットの数を変えることもでき、例えば、静的な状態においては基準ユニットを使用しなくてもよく、そのほか、データ収集又は更なる基準用にセンサを追加してもよい。

【0015】

各慣性ユニット10乃至12は、3個のユニットからなるセンサ20を備えている。1個目のユニットは、（重力を測定することにより）地球に対する1個目のユニットの位置又は三次元空間における1個目のユニットの加速度を特定する典型的な三軸加速度計である。

【0016】

2個目のユニットは、最も強い磁力の方向を特定することができ、一般に磁北を検知するのに使用される三軸磁力計である。

【0017】

3個目のユニットは、回転及び振れを測定することのできる三軸ジャイロスコープである。

【0018】

これらのセンサからもたらされるデータを組み合わせることにより、センサの正しい向きを把握することができる。

【0019】

センサは、例えば、エス・ティー・マイクロエレクトロニクス社（STMicroelectronics）により販売されているコンポーネントLSM9DS0を用いたものである。

【0020】

各慣性ユニット10乃至12は、さらに、例えばアトメル社（Atmel）により販売されているATMEGA328pタイプのアルディーノ・プロ・ミニタイプ又はその他のマイクロプロセッサ21を備えており、このマイクロプロセッサは、センサ20から来る信号を受信し、それらの信号を、例えば、レアード社（Laird）により販売されているモデルBL600、ブルートゥース（Bluetooth）（登録商標）タイプのものである送信機22に送る。

【0021】

10

20

30

40

50

各慣性ユニット 10 乃至 12 は、電池 23 により電気を供給されている。

【0022】

全ての構成要素は、患者の身体に取り付けることができる、寸法の小さい容器 25 に収容されている。

【0023】

患者の身体への取り付けは、心電図用の使い捨て粘着電極 26 を用いて行われるが、それらの使い捨て粘着電極の導電性電極としての性質を利用することなしに、それらの使い捨て粘着電極を機械的な固定手段としてのみ使用している。

【0024】

各慣性ユニット 10 乃至 12 は、使い捨て粘着電極 26 にあるクリップに連結させることのできるフック要素 27 を備えている。

10

【0025】

固定の安定性を高めるため、容器 25 には、患者の身体上に互いに近く配置された 3 個の粘着電極に連結させる 3 個のフック要素 28 が備わっている。

【0026】

送信機 22 は、受信したデータを、コントロールセンタ 31 に接続された、例えば BL620 タイプの受信機 30 に送信する。コントロールセンタは、データを記録し、それらのデータを処理し、処理したデータをスクリーンに表示するコンピュータ又はタブレット又はスマートフォンでよい。

【0027】

20

他の実施の形態では、慣性ユニット 10 及び 11 の送信機 22 は、センサから受信したデータを 3 個目の慣性ユニット 12 に送信する。この実施の形態の場合には、慣性ユニット 12 は、受信機も備え、この受信機は、3 個の慣性ユニットのデータをコントロールセンタ 31 に送信する。3 個目の慣性ユニット 12 は、さらにデータを保存するメモリを備えていてもよく、この場合には、データをコントロールセンタ 31 に送信しなくてもよい。

【0028】

センサから、特に基準センサ 12 から得られる情報に基づき、被験者の行動に関する情報を推定し、静的期間（例えば、被験者が座っている又は休んでいるとき）と動的期間（例えば、被験者が歩いている又は走っているとき）とを識別できることが銘記さるべきである。

30

【0029】

各々の慣性ユニット 10、11 及び 12 のマイクロプロセッサ 21 は、所定の時点においてサイクリック・コマンドをセンサ 20 に送り、加速度計（ a_x 、 a_y 、 a_z ）、磁力計（ m_x 、 m_y 、 m_z ）及びジャイロスコープ（ g_x 、 g_y 、 g_z ）の測定信号を受信する。

【0030】

マイクロプロセッサ 21 は、受信したデータを処理し、出力において、地球の重力 / 磁気基準系に対する空間における慣性ユニットの向きを刻々と（40 Hz）示す四元数をもたらし。

【0031】

40

特に、下記の数 1 に示す四元数は、基準系 A に対する基準系 B の向きを示し、下記の数 2 に示す 4 個の成分からなっている：

【0032】

【数 1】

$$\begin{pmatrix} A \\ B \end{pmatrix} \hat{q}$$

【0033】

【数 2】

50

$$\begin{matrix} A \\ B \end{matrix} \hat{\mathbf{q}} = [q_1 \quad q_2 \quad q_3 \quad q_4] = \begin{bmatrix} \cos \frac{\theta}{2} & -r_x \sin \frac{\theta}{2} & -r_y \sin \frac{\theta}{2} & -r_z \sin \frac{\theta}{2} \end{bmatrix}$$

【 0 0 3 4 】

このようにして計算された四元数は、次いで送信機 2 2 によって 1 0 H z の周波数で受信機 3 0 に送られる。受信機 3 0 は、3 個の慣性ユニット 1 0 乃至 1 2 からデータを受信する。

【 0 0 3 5 】

3 個のセンサユニット（腹部ユニット、胸部ユニット及び基準ユニット）のデータは、5 秒ずつ遅延し、次の段階で再び同期化される。

【 0 0 3 6 】

コントロールセンタ 3 1 は、正確なタイミングで計時された交互の態様で、ユニット間の接続を取り扱い、これが、種々のユニットから来るデータの同期化を可能にしている。腹部ユニットの下記の数 3 で示す向き 4 0 及び胸部ユニットの下記の数 4 で示す向き 4 1 は、四元数同士のベクトル積の演算により、基準ユニットの下記の数 5 で示す向き 4 2 と関連付けられ、腹部の下記の数 6 で示す四元数 4 3 と胸部の下記の数 7 で示す四元数 4 4 をもたらず（下記の数 8 を参照）。

【 0 0 3 7 】

【 数 3 】

$$\begin{pmatrix} A \\ E \end{pmatrix} \hat{\mathbf{q}}$$

【 0 0 3 8 】

【 数 4 】

$$\begin{pmatrix} T \\ E \end{pmatrix} \hat{\mathbf{q}}$$

【 0 0 3 9 】

【 数 5 】

$$\begin{pmatrix} R \\ E \end{pmatrix} \hat{\mathbf{q}}$$

【 0 0 4 0 】

【 数 6 】

$$\begin{pmatrix} A \\ R \end{pmatrix} \hat{\mathbf{q}}$$

【 0 0 4 1 】

【 数 7 】

$$\begin{pmatrix} T \\ R \end{pmatrix} \hat{\mathbf{q}}$$

10

20

30

40

50

【 0 0 4 2 】

【 数 8 】

$$\begin{matrix} A \\ R \end{matrix} \hat{q} = \begin{matrix} A \\ E \end{matrix} \hat{q} \otimes \begin{matrix} E \\ R \end{matrix} \hat{q} = \begin{matrix} A \\ E \end{matrix} \hat{q} \otimes \begin{matrix} R \\ E \end{matrix} \hat{q}^*$$

$$\begin{matrix} T \\ R \end{matrix} \hat{q} = \begin{matrix} T \\ E \end{matrix} \hat{q} \otimes \begin{matrix} E \\ R \end{matrix} \hat{q} = \begin{matrix} T \\ E \end{matrix} \hat{q} \otimes \begin{matrix} R \\ E \end{matrix} \hat{q}^*$$

10

【 0 0 4 3 】

このようにして得られる各四元数（腹部四元数、胸部四元数）の4個の成分は全て、程度は異なるが、呼吸情報を含んでいる。

【 0 0 4 4 】

この理由で、実行されるアルゴリズムは、四元数の4個の成分に関する主成分分析（PCA）を用いている。

【 0 0 4 5 】

PCAの第1の成分は、呼吸情報の大部分を蓄えており、腹部及び胸部に関して選択され、次の処理演算に用いられる。

20

【 0 0 4 6 】

PCAは、直交変換に基づく統計的手法であり、直交変換は、あり得る相関する変数の集合から始まって、主成分と呼ばれる線形的に相関していない変数の集合をもたらす。この直交変換の特徴は、第1の主成分がデータの最大ばらつきを表し、以下の成分各々が、前の成分に対して直交している（すなわち、前の主成分と相関していない）という制約下での最大限あり得るばらつきを示している。その結果、腹部の主成分45及び胸部の主成分46が計算される。

【 0 0 4 7 】

歩いている又は走っている時のような、リズムカルで反復的な動きの場合には、主成分45及び46の信号をノッチタイプのフィルタによって濾波し、（歩いている又は走っている間に）基準ユニットに検知された患者の動きと関連する残留成分を除去することが好ましい。ノッチフィルタは、第3の四元数の信号に関して計算されるスペクトルのピークの周波数に合わせて設定される。残留運動が、反復タイプのものでなく、したがって、ノッチフィルタによって除去することができない場合には、主成分分析の手前に、信号43及び44から、（第3の四元数の信号に応じて、すなわち、被験者の活動に応じて大きさをを変えることのできる窓を有する）移動平均フィルタを用いて計算された信号ベースラインを取り除く過程を入れることができる。ノッチフィルタによって濾波された又は濾波されていない主成分は、次いで、それぞれ、例えば3次のサビツキー・ゴレイ（Sabitzy - Golay）タイプのFIRフィルタ47及び48にかけられる。このフィルタは、局所最小二乗多項式近似に基づいており、波形のピークの形状及び高さを変えることなしに、信号におけるノイズを減らすことができる。

30

40

【 0 0 4 8 】

このようにして均された信号に関し、ピークが検出され、各々のピーク間の距離が計算される。

【 0 0 4 9 】

逆数を算出することにより、一群の周波数が得られ、それらの周波数から、平均値及び標準偏差（ f_{mean} 、 f_{std} ）が計算される。

【 0 0 5 0 】

これは、近似周波数であり、この近似周波数から、以下の式を適用することにより、一方は腹部信号に関し、もう一方は胸部信号に関する限界周波数（ f_{thresh} ）が計算さ

50

れる。

【 0 0 5 1 】

$$f_{thresh} = \max(0.05, (f_{mean} - f_{std}))$$

これら 2 個の限界周波数のうちの低い方が、最終的な限界周波数 5 0 として選択される。

【 0 0 5 2 】

胸部及び腹部に関する 2 個の信号のパワースペクトル密度が、(5 0 サンプルがオーバーラップされた 3 0 0 サンプルのハミング窓を用いた) ウェルチ (Welch) 法により計算される。

【 0 0 5 3 】

スペクトル内において、先に決定された限界周波数後の最大ピークが選択され、対応する周波数が、下流のバンドパスフィルタの所望の中心周波数 (f_{centr}) である。

10

【 0 0 5 4 】

最大ピークの周波数は、呼吸信号の主周波数に相当する。

【 0 0 5 5 】

用いられる (一次のバターワース (Butterworth) タイプの) 2 個のフィルタのカットオフ周波数 5 3 及び 5 4 が、ここで ± 0.4 Hz を適用することにより、決定される。

【 0 0 5 6 】

【 数 9 】

$$\omega_{LP} = f_{centr} + 0.4$$

20

【 0 0 5 7 】

【 数 1 0 】

$$\omega_{HP} = \max(0.05, (f_{centr} - 0.4))$$

【 0 0 5 8 】

胸部信号用のバンドパスフィルタ 5 5 及び腹部信号用のバンドパスフィルタ 5 6 に適用されるのは、腹部の主成分 4 5 及び胸部の主成分 4 6 において計算されたフィルタ周波数限界 5 3 及び 5 4 である。

30

【 0 0 5 9 】

通常、バンドパスフィルタ 5 5 及び 5 6 の通過帯域は、 $0.05 \sim 2$ Hz である。

【 0 0 6 0 】

バンドパスフィルタ 5 5 及び 5 6 は、患者の動きに関連する残留成分の両方の信号からの除去を可能にするものである。

【 0 0 6 1 】

バンドパスフィルタは、患者ごとに異なり、特に、患者毎に異なる運動活性に応じて異なる運動の残留成分を除去する適応型のものである。

【 0 0 6 2 】

2 個の信号が、サビツキー・ゴーレイタイプのフィルタ 6 0 及び 6 1 に再びかけられ、このサビツキー・ゴーレイタイプのフィルタを用いて、腹部及び胸部信号の両方に関する最大及び最小点 6 2 が決定される。これらの最大点及び最小点は、呼気の終止点及び吸気の終止点を同定するものである。胸部信号及び腹部信号を加算して総信号を得てもよい。

40

【 0 0 6 3 】

サビツキー・ゴーレイフィルタのパラメータ及び最大点と最小点の決定に用いた (時間及び振幅の) 閾値は、腹部及び胸部に関して決定された中心周波数 f_{centr} 5 2 及び 5 3 に基づいて最適化される。

【 0 0 6 4 】

最終的に、目的とするパラメータが、腹部信号、胸部信号及び総信号に関する呼気の終

50

止点及び吸気の終止点、呼吸数、吸気時間及び呼気時間に基づいて、符号 6 3 で示す段階で推定される。

【 0 0 6 5 】

総呼吸時間 T_{tot} が、2 個の最小点間の距離として計算される。

【 0 0 6 6 】

吸気時間 T_i は、ある最小点と次の最大点との間の時間として計算される。

【 0 0 6 7 】

呼気時間 T_e は、ある最大点と次の最小点との間の時間として計算される。

【 0 0 6 8 】

呼吸頻度は、総呼吸時間 T_{tot} の逆数として計算される。

10

【 0 0 6 9 】

それらの値は、記録され、スクリーンに表示される。

20

30

40

50

【 図面 】

【 図 1 】

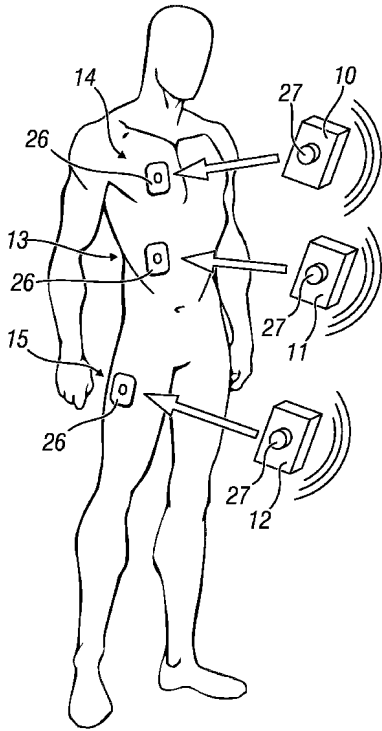


Fig. 1

【 図 2 】

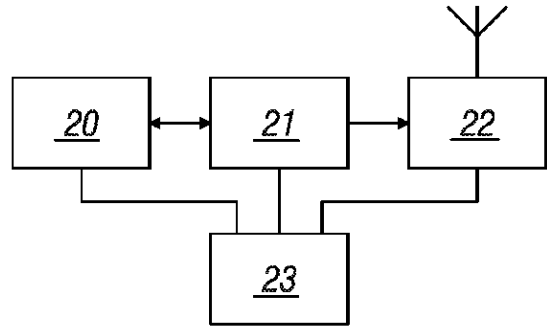


Fig. 2

【 図 3 】

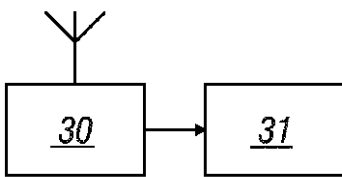


Fig. 3

【 図 4 】

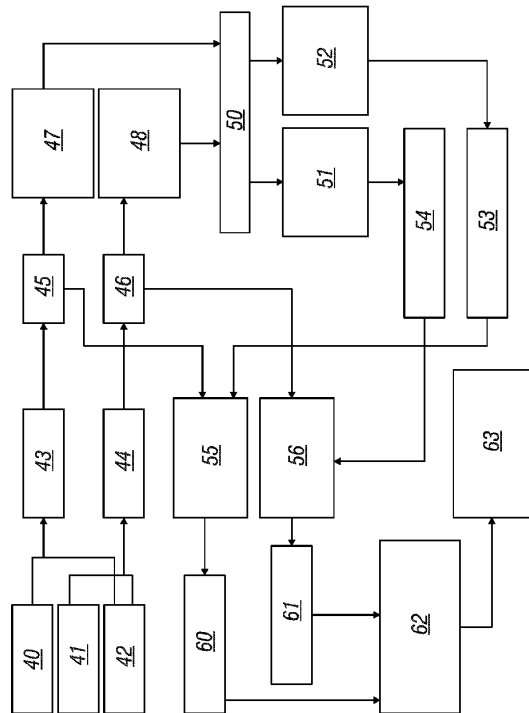


Fig. 4

10

20

30

40

50

【 5 】

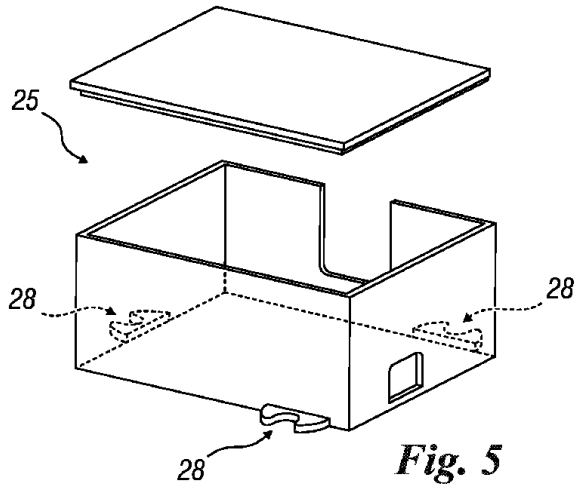


Fig. 5

10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (74)代理人 100183597
弁理士 比企野 健
- (74)代理人 100161997
弁理士 横井 大一郎
- (72)発明者 アリヴェルティ アンドリア
イタリア共和国 コモ 22100 コモ ヴィア エフ. モッケッティ 23
- (72)発明者 チェザーレオ アンブラ
イタリア共和国 レッコ 23883 プリーヴィオ ヴィア デッレ コルティ 1
- 合議体
審判長 石井 哲
審判官 伊藤 幸仙
審判官 檀本 研太郎
- (56)参考文献 特表2011-520495(JP, A)
カナダ国特許出願公開第3005000(CA, A1)
特開2015-119967(JP, A)
国際公開第2016/075054(WO, A1)
特表2013-519421(JP, A)
特開2016-22082(JP, A)
特表2016-506844(JP, A)
米国特許第6997882(US, B1)
欧州特許第3651643(EP, B1)
米国特許第11051714(US, B2)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 5/06 - 5/22