

(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2011-520495

(P2011-520495A)

(43) 公表日 平成23年7月21日(2011.7.21)

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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2011-509045 (P2011-509045)  
 (86) (22) 出願日 平成21年5月4日 (2009.5.4)  
 (85) 翻訳文提出日 平成22年11月10日 (2010.11.10)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2009/051823  
 (87) 国際公開番号 W02009/138896  
 (87) 国際公開日 平成21年11月19日 (2009.11.19)  
 (31) 優先権主張番号 61/053, 186  
 (32) 優先日 平成20年5月14日 (2008.5.14)  
 (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 エレクトロニクス エヌ ヴィ  
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1  
 (74) 代理人 100087789  
 弁理士 津軽 進  
 (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】 呼吸モニタ及び監視方法

(57) 【要約】

呼吸モニタが、呼吸関連の運動を示す呼吸関連運動監視信号 7 2 を生成するように構成される第 1 のセンサ 2 0、7 0 と呼吸関連の音を示すサウンド監視信号 8 4 を生成するよう構成される第 2 のセンサ 2 0、2 2、8 0、8 2 と、呼吸関連運動監視信号及び呼吸関連サウンド監視信号に基づき、呼吸モニタ信号 4 6 を合成するよう構成される信号シンセサイザ 9 0 とを有する。呼吸監視に用いられるセンサは、加速度計 3 0 と、呼吸する被験者の呼吸関連の運動に応じてユニットとして移動するよう、上記呼吸する被験者 1 0 に取付けられるよう構成される一体的センサ 2 0 を共に規定する磁力計 3 2 とを有する。

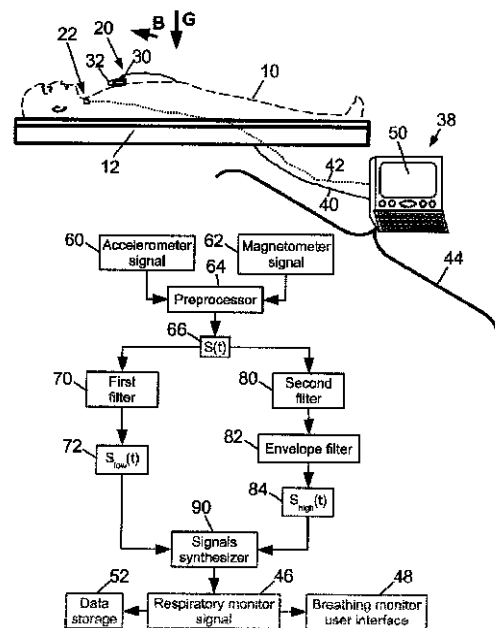


Fig. 1

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

呼吸モニタであって、  
呼吸関連の運動を示す呼吸関連運動監視信号を生成するように構成される第 1 のセンサと、  
呼吸関連の音を示すサウンド監視信号を生成するよう構成される第 2 のセンサと、  
前記呼吸関連運動監視信号及び前記呼吸関連サウンド監視信号に基づき、呼吸モニタ信号を合成するよう構成される信号シンセサイザとを有する、呼吸モニタ。

**【請求項 2】**

前記第 1 のセンサ及び前記第 2 のセンサが、  
呼吸関連の運動及び呼吸関連の音を示すセンサ信号を生成するよう構成されるセンサと、  
呼吸関連の運動の周波数を含む低周波信号を前記センサ信号から抽出するよう構成される第 1 のフィルタであって、前記呼吸関連運動監視信号が、前記低周波信号に基づかれる、第 1 のフィルタと、  
呼吸関連の音の周波数を含む高周波信号を前記センサ信号から抽出するよう構成される第 2 のフィルタであって、前記呼吸関連のサウンド監視信号が、前記高周波信号に基づかれる、第 2 のフィルタとを有する、請求項 1 に記載の呼吸モニタ。

**【請求項 3】**

前記第 2 のセンサが更に、前記高周波信号のエンベロープに対応するエンベロープ信号を生成するよう構成されるエンベロープフィルタ又は抽出器を有し、  
前記呼吸関連のサウンド監視信号が、前記エンベロープ信号に基づかれる、請求項 2 に記載の呼吸モニタ。

**【請求項 4】**

前記センサが、呼吸する被験者に取付けられるよう構成される少なくとも 1 つの加速度計を有する、請求項 2 に記載の呼吸モニタ。

**【請求項 5】**

前記少なくとも 1 つの加速度計が、1 つの加速度計であり、  
前記センサは更に、  
前記加速度計及び前記磁力計が共通の方向を持つよう、前記加速度計に結合される磁力計と、  
前記加速度計により出力される加速度計信号及び前記磁力計により出力される磁力計信号に基づき、前記センサ信号を生成するよう構成される信号プロセッサとを有する、請求項 4 に記載の呼吸モニタ。

**【請求項 6】**

前記加速度計及び前記磁力計が、共通の基板上にモノリシク的に一体化される、請求項 5 に記載の呼吸モニタ。

**【請求項 7】**

前記第 1 のセンサが、  
加速度計と、  
呼吸関連の運動に応じて前記加速度計と共に移動するよう構成される磁力計と、  
前記加速度計により出力される加速度計信号及び前記磁力計により出力される磁力計信号に基づき、前記呼吸関連運動監視信号を生成するよう構成される信号プロセッサとを有する、請求項 1 に記載の呼吸モニタ。

**【請求項 8】**

前記第 1 のセンサが、少なくとも 1 つの加速度計を有する、請求項 1 に記載の呼吸モニタ。

**【請求項 9】**

前記第 1 のセンサが、加速度計、ジャイロスコープ、傾斜センサ及び磁力計からなるグループから選択される少なくとも 1 つのセンサを含み、

10

20

30

40

50

前記第2のセンサは、加速度計、マイク、水中聴音器、圧電トランスデューサ及び振動トランスデューサからなるグループから選択される少なくとも1つのセンサを含む、請求項1に記載の呼吸モニタ。

【請求項10】

呼吸監視方法において、

呼吸する被験者の呼吸関連の運動を示す呼吸関連運動監視信号を取得するステップと、前記呼吸する被験者により生成される呼吸関連の音を示すサウンド監視信号を取得するステップと、

前記呼吸関連運動監視信号及び前記呼吸関連サウンド監視信号に基づき、呼吸モニタ信号を合成するステップとを有する、呼吸監視方法。

10

【請求項11】

前記取得ステップが、

呼吸関連の運動及び呼吸関連の音を示すセンサ信号を取得するステップと、

呼吸関連の運動の周波数を含む前記センサ信号の周波数要素から前記呼吸関連運動監視信号を得るステップと、

呼吸関連の音の周波数を含む前記センサ信号の周波数要素から前記呼吸関連サウンド監視信号を得るステップとを有する、請求項10に記載の呼吸監視方法。

【請求項12】

前記呼吸関連のサウンド監視信号を得るステップが、

呼吸関連の音の周波数を含むフィルタリングされた信号を生成するため、前記センサ信号をフィルタリングするステップと、

前記フィルタリングされた信号のエンベロープを抽出するステップとを有する、請求項11に記載の呼吸監視方法。

20

【請求項13】

前記前記センサ信号を取得するステップが、加速度計信号を取得するステップを有する、請求項11に記載の呼吸監視方法。

【請求項14】

呼吸監視に用いられるセンサであって、

加速度計と、

呼吸する被験者の呼吸関連の運動に応じてユニットとして移動するよう、前記呼吸する被験者に取付けられるよう構成される一体的センサを、前記加速度計と共に規定する磁力計とを有する、センサ。

30

【請求項15】

前記加速度計により出力される加速度計信号及び前記磁力計により出力される磁力計信号に基づき、呼吸関連の信号を生成するよう構成される信号プロセッサを更に有する、請求項14に記載のセンサ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願は、医療分野、情報分野及び関連技術に関する。本願は、患者、実験室被験者等の呼吸監視において適用される。

40

【背景技術】

【0002】

呼吸は、重要な生理的処理であり、呼吸監視は、多数の用途を持つ。例えば、患者の状態悪化の早期発見；呼吸に敏感である医療撮像、他の医療処置、検査等に関する呼吸ゲート制御信号を与えること；被験者が覚醒又は睡眠しているときを検出すること；呼吸不全の即時的検出等に使用される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

50

いくつかの呼吸モニタ及び監視方法は、胸部運動を検出するために加速度計を使用する。胸部運動により生じる地球の重力場に対する個別のセンサ方向の逸脱を測定することにより、加速度計は、間接的に胸部運動を検出する。結果として、被験者のいくつかの位置では、加速度計は、胸部運動をわずかにだけ検出することができるか、又は全く検出することができない。斯かるセンサは、呼吸に無関係な被験者運動が原因のアーチファクトに対しても影響されやすい。

【0004】

他の呼吸モニタ及び監視方法は、呼吸音を検出するために、圧電センサを使用する。これらのセンサでの問題は、浅い呼吸に関しては音の生成が小さいため、これらのセンサが浅い呼吸に対して低い感度を持つということである。

10

【0005】

本願は、上述した問題その他を克服する新しい及び改良型の呼吸モニタ及び監視方法を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0006】

1つの開示された側面によれば、呼吸モニタが開示される。このモニタは、呼吸関連の運動を示す呼吸関連運動監視信号を生成するよう構成される第1のセンサと、呼吸関連の音を示すサウンド監視信号を生成するよう構成される第2のセンサと、上記呼吸関連運動監視信号及び上記呼吸関連サウンド監視信号に基づき、呼吸モニタ信号を合成するよう構成される信号シンセサイザとを有する。

20

【0007】

別の開示された側面によれば、呼吸監視方法が開示される。この方法は、呼吸する被験者の呼吸関連の運動を示す呼吸関連運動監視信号を取得するステップと、上記呼吸する被験者により生成される呼吸関連の音を示すサウンド監視信号を取得するステップと、上記呼吸関連運動監視信号及び上記呼吸関連サウンド監視信号に基づき、呼吸モニタ信号を合成するステップとを有する。

【0008】

別の開示された側面によれば、呼吸監視に用いられるセンサが開示される。このセンサは、加速度計と、呼吸する被験者の呼吸関連の運動に応じてユニットとして移動するよう、上記呼吸する被験者に取付けられるよう構成される一体的センサを共に規定する磁力計とを有する。

30

【0009】

1つの利点は、運動に対して改良された堅牢性を持つ又は監視される被験者の位置が変化される呼吸監視方法及び呼吸モニタを提供することにある。

【0010】

別の利点は、異なる呼吸モードの改良された監視を用いる呼吸監視方法及び呼吸モニタを提供することにある。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】呼吸モニタにより監視される被験者を図式的に示す図である。

40

【図2】呼吸モニタ用に構成されるモノリシク的に一体化された加速度計及び磁力計の実施形態を図式的に示す図である。

【図3】図1の呼吸モニタにより実行される呼吸監視処理により生成される選択された信号の時間の関数としてのプロットを図式的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

本発明の更に追加的な利点は、以下の詳細な説明を読み及び理解することにより当業者に認識されるだろう。

【0013】

図1を参照すると、被験者10が、支持部12上にある。図示された被験者10は、人

50

間の被験者である。しかしながら、動物の被験者も想定される。支持部 12 は、被験者 10 が横になるテーブル又は他の一般に平坦な表面である。しかしながら、椅子といった他の支持部も想定され、更に、被験者は立っている、水に浮いているとすることができ、又は支持部にいないとすることもできる。

【0014】

被験者 10 は、例えば吸息及び呼息に伴う胸部運動といった少なくとも呼吸に関連する運動を示すセンサ信号を出力するセンサ 20 により監視される。オプションで、センサ 20 により出力されるセンサ信号は、例えば上部気道における呼吸に関連する乱気流により生成される音といった呼吸関連の音を示すこともできる。他の実施形態では、呼吸関連の音は、監視されないか、又はオプションの別々のセンサ 22 により監視される。

10

【0015】

説明的な例として、いくつかの実施形態において、センサ 20 は、加速度計、ジャイロスコプ、傾斜センサ又は磁力計からなるグループから選択される少なくとも 1 つのセンサを含み、オプションの追加的なセンサ 22 は、加速度計、マイク、水中聴音器、圧電トランスデューサ及び振動トランスデューサからなるグループから選択される少なくとも 1 つのセンサを含む。例えば加速度計といったいくつかのセンサは、呼吸に関連する運動及び呼吸に関連する音の両方に対する感度を提供する。呼吸関連の音を検出することを目的とするセンサに関しては、センサが被験者 10 ののど上に又はその近くに配置されることが有利である。しかしながら、図示されるセンサ 22 の様に、胸部に取り付けられるセンサが適切な場合もある。呼吸関連の運動を検出することを目的とするセンサに関しては、呼吸サイクルと共に移動する胸部、のど又は他の領域上の位置が、有利である。

20

【0016】

引き続き図 1 を参照しつつ図 2 を簡単に参照すると、センサ 20 の 1 つの有利な実施形態は、呼吸する被験者 10 の呼吸関連の運動に応じてユニットとして移動するよう、呼吸する被験者 10 に取付けられるよう構成される一体的センサ 20 を共に規定する加速度計 30 及び磁力計 32 である。この取り付けは、粘着剤又は接着剤を介して、被験者 10 に対してセンサ 20 を保持する一片の粘着テープを介して、被験者 10 の胸部周りで包まれるストラップを介して等とすることができる。図 2 に図式的に示されるように、斯かるセンサは、共通の基板上に加速度計 30 及び磁力計 32 をモノリシック的に一体化することにより構築されることができる。1 つの適切な実施形態において、加速度計 30 及び磁力計 32 は共に、共通のシリコン基板 34 上に作られる。ここで、加速度計 30 は、微小電気機械システム (MEMS) により実現され、磁力計 32 は、ホール効果センサとして実現される。両方が共通の基板 34 上に作られることにより、加速度計 30 及び磁力計 32 は、呼吸に関連する運動に応じてユニットとして一緒に移動し、呼吸に関連する音に応じてユニットとして一緒に振動する。

30

【0017】

センサ 20 として加速度計 30 及び磁力計 32 の組合せを使用する利点は、各センサ単独での方向依存性に起因する。加速度計 30 は、重力の加速度

G

40

を検出し、呼吸関連の運動が検出される。なぜなら加速度計は、重力の加速度ベクトル

G

に対する個別の加速度計 30 の方向における変化を一般にもたらずからである。加速度計 30 は、一定の加速度 G として重力

G

を測定する。しかしながら、G は、 $A = G \cos(\quad)$  という関係に基づき、重力ベクトル

G

の角度に対する加速度計 30 の角度 ( ) に依存する。ここで、A は、加速度計 30 により測定される加速度であり、G は、重力ベクトル

G

の大きさである。例えば呼吸が原因による胸部運動といった呼吸関連の運動は、加速度計 30 の方向 のゆっくりした及び一般に周期的な変化を引き起こす。これは、測定される加速度 A がゆっくり変化することを生じさせる。

【0018】

10

しかしながら、被験者 10 の位置及び被験者 10 におけるセンサ 20 の取付けの位置に基づき、呼吸関連の運動は、加速度計 30 の方向 における変化を引き起こさない方向に存在することができるか、又は加速度計 30 の方向 におけるわずかな変化を引き起こす方向に存在することができる。斯かる場合において、呼吸関連の運動に対して、加速度計 30 は、全く又はほとんど感度を持たない。

【0019】

磁力計 32 を更に含めることは、加速度計 30 のこの指向性が補償されることを可能にする。磁力計 32 は、地磁場ベクトル

B

20

に対する、個別の磁力計 32 の方向 (又は、より一般に、一体的センサ 20 の方向) に関して感度が良い。地磁場ベクトル

B

の方向は、地球の表面上の位置と共に変化するが、(可能性として北又は南磁極の近くを除けば) 重力ベクトル

G

に対して、常に一般に横断方向にある。加速度計 30 により出力される加速度計信号及び磁力計 32 により出力される磁力計信号の適切な処理は、一体的センサ 20 の方向に関係なく有効である呼吸関連の運動を示すセンサ信号の生成を可能にする。

30

【0020】

図 1 及び 2 を引き続き参照すると、呼吸モニタは更に、1 つ又は複数のセンサ 20、22 から信号を受信し、そこから呼吸モニタ信号を計算するよう構成される 1 つ又は複数の処理要素を含む。図 1 の実施形態において、斯かる 1 つ又は複数の処理要素は、個別のワイヤ又はケーブル 40、42 により 1 つ又は複数のセンサ 20、22 と動作可能に接続されるコンピュータ 38 として実現される。代替的に、無線周波数リンク又は赤外線リンクといった無線接続も想定される。コンピュータ 38 は、プロセッサ、例えばランダムアクセスメモリ (RAM) といったメモリ、磁気ストレージ、光学ストレージ等、呼吸監視処理 44 を実現するよう構成されるプロセッサにより実行可能なソフトウェア (メモリ、ストレージ、及びプロセッサ要素は個別には示されない) を含む。呼吸監視処理は、1 つ又は複数のセンサ 20、22 から受信されるセンサ信号を、呼吸監視ユーザインタフェース 48 (例えばコンピュータ 38 のディスプレイ 50) を介して出力され、データストレージ 52 (例えばコンピュータ 38 の磁気又は光学ストレージ媒体) に格納され、又は他の態様で利用されることができる呼吸監視信号 46 へと変換するものである。図 1 は、コンピュータ 38 により実現される処理方法 44 の全体を示す。追加的に又は代替的に、図 2 に示されるように、一部又は全部の処理は、加速度計 20 及び磁力計 22 と共に基板 34 上に形成される回路として実現される信号プロセッサ 54 により実現されることができるか、又は、例えば専用の呼吸モニタ読み出しユニット (図示省略) として、若しくは専用の多目的患者モニタ (図示省略) としてといった他の態様で実現されることができる。

40

50

## 【 0 0 2 1 】

図 1 を参照すると、説明的な呼吸監視処理 4 4 は、加速度計信号 6 0 及び磁力計信号 6 2 を入力として磁力計 3 2 から受信する。プリプロセッサ 6 4 又は他の信号プロセッサは、加速度計 3 0 により出力される加速度計信号 6 0 及び磁力計 3 2 により出力される磁力計信号 6 2 に基づきセンサ信号  $S(t)$  6 6 を生成する。センサ信号  $S(t)$  6 6 を生成するためのいくつかの適切な手法が、以下に記載される。

## 【 0 0 2 2 】

一体的センサ 2 0 の方向又は姿勢は、重力ベクトル

$G$

及び地磁場ベクトル

$B$

の方向により規定される基準フレームに対して、3つの自由度(DOF)を持つ。センサ 2 0 の DOF 方向は、地球に固定された基準座標フレームに対して表されることができる。この目的のため、センサ 2 0 は、3つの直交軸線を持つ、体に固定された座標フレームとして見られることができる。体座標フレームの  $x$ 、 $y$  及び  $z$  軸が、ベクトル

$G, B$

により規定される基準座標フレームの対応する軸に対して並んでいる場合、センサ 2 0 が、基準姿勢をとったと言われる。

## 【 0 0 2 3 】

1つの適切な処理手法は、任意の 3 DOF 姿勢が、垂直な軸に関する3つの連続した回転の結果として見られることができるという認識に基づかれる。対応する3つの角度は、オイラー角度として知られ、体に固定又は地球に固定されることができる軸に対して規定され、異なるオーダで配置される(回転は、非交換型の処理である; 言い換えると、連続した回転が実行されるオーダは、最終的な方向に影響を及ぼす)。航空業界において一般に使用される1つの既知のオイラー角度の慣例は、ロール-ピッチ-ヨーである。対応する軸は、体に固定される。ここで、ロール軸は、飛行機のノーズ-テール軸であり、ピッチ軸は、翼端から翼端まで延び、ヨー軸は、トップからボトムまで延びる。

## 【 0 0 2 4 】

別の適切な処理手法は、姿勢行列に基づかれる。この行列は、回転行列又は方向コサイン行列とも呼ばれている。これは、 $3 \times 3$  行列である。この行列において、個別の列はそれぞれ、基準座標システムに関して、体座標システムの対応する基底ベクトルの方向を与える。行列表現は、計算にとって便利である。第1の姿勢から体を回転させることにより実現される第2の姿勢に対応する行列は、第1の姿勢行列と回転行列との乗算により表されることができる。

## 【 0 0 2 5 】

別の適切な処理手法は、軸-角度手法である。ここで、任意の姿勢は、特定の軸の周りの特定の角度を介する(基準姿勢から始まる)一回の回転の結果であると考えられる。回転軸の方向は、3つの自由のうちの2つを覆う。一方、回転角度が、残りの1つである。

## 【 0 0 2 6 】

別の適切な処理手法は、4元手法手法である。これは、冗長度が1である。結果として、4元手法手法は、純粋な回転を表すために、容易に再スケール化される。

## 【 0 0 2 7 】

呼吸関連の運動から生じるセンサ 2 0 の方向変化は、選択された軸の周りの前後の小さな回転として考えられることができる。回転角度は通常、2、3度以下である。回転軸の方向は一般に、演繹的に知られるものではない。信号 6 0、6 2 の処理は、時間の関数として一体的センサ 2 0 の姿勢を決定し、呼吸が原因による方向変化は、関係

10

20

30

40

50

$${}^r\Delta C {}^r\hat{C} = {}^rC \Rightarrow {}^r\Delta C = {}^rC {}^r\hat{C}^T$$

に基づき、瞬間的な姿勢及び時間平均化されたバージョンの姿勢から計算されることが  
できる。ここで、

$${}^rC$$

は、瞬間的な姿勢行列であり（上付きの

$r$

は、それが基準座標フレームに関して表されることを示す）、

$${}^r\hat{C}$$

は、時間平均化された姿勢の行列であり、及び

$${}^r\Delta C$$

は、呼吸関連の運動が原因による方向変化である。上付きの

$r$

は、転置演算子を表す。これは、ユニタリ行列（回転行列を含むクラス）に関しては逆演  
算子と同じである。時間平均化された姿勢の行列は、姿勢行列の時間平均ではない。姿勢  
行列の係数の時間平均化は、もはや純粋な回転行列でない行列をもたらす。回転行列は、  
ユニタリ行列である。これは、その列が単位長を持ち、相互に直交することを意味する（  
これは、冗長度 6 をもたらす）。 20

【 0 0 2 8 】

時間平均化された姿勢の行列を確立するため、姿勢行列の時間平均が、直交化される。  
ある実施形態において、グラム - シュミット正規直交化法といった標準的な数値処理が使  
用される。時間平均化された姿勢の行列を得るための別の手法は、例えば 3 列にわたりと  
られる平方二乗平均ベクトル差といった適切なエラー基準の最小又は低減された値に姿勢  
行列の時間平均を整合させるよう、（連続した補正回転を回転行列に適用することにより  
）回転行列を反復的に最適化することである。時間平均化された姿勢の行列を得るための  
別の手法において、磁気及び重力場ベクトル 30

**B, G**

が、時間平均化され、時間平均化された姿勢は、時間平均化された場ベクトルから決定さ  
れる。この手法は、瞬間的な姿勢が瞬間的な場ベクトルから決定される方法に類似する。  
例えば W O / 2 0 0 6 1 1 7 7 3 1 A 1 号を参照されたい。

【 0 0 2 9 】

更に別の説明的な手法は、4 元法表現と連動して適切に使用される。4 元法の冗長度は  
わずか 1 であるので、時間平均化された 4 元法係数から時間平均化された姿勢の 4 元法へ  
の移行は直接的である。冗長度は、4 つの 4 元法係数の平方二乗平均和（即ち、4 元法長  
）が 1 であるという条件により表される。こうして、時間平均化された姿勢 40

$$\hat{q}$$

の 4 元法は、時間平均化された 4 元法

$$\bar{q}$$

をその長さで割ることにより見つけられることができ、

$$\hat{q} = \frac{\bar{q}}{\|\bar{q}\|} \quad (1)$$

となる。呼吸関連の運動が原因による方向変化に対応する 4 元法

$$\Delta q$$

は、

$$\Delta q \otimes \hat{q} = q \Rightarrow \Delta q = q \otimes \hat{q}^* \quad (2)$$

から見つけられる。ここで、

$$q$$

は、瞬間的な姿勢を表す 4 元法であり、

$$\otimes$$

は、4 元法積演算子であり、

$$*$$

は、共役演算子である（単位長の 4 元法に関して、これは、逆演算子を置換することができる）。

【 0 0 3 0 】

これらの手法は、呼吸関連の運動が原因による方向変化を得ることを解決する。この方向変化は、3 D O F の回転である。呼吸検出に対して、例えば呼吸関連の運動が原因による瞬間的な回転角度を与えるセンサ信号  $S(t)$  といった一つの信号を持つことが望ましい。方向変化の回転軸は、あまり重要ではない。回転角度を得ることは形式的に、行列又は 4 元法表現から軸 - 角度表現へと方向変化を変換することを含む。しかしながら、方向変化は比較的小さい（通常は 2、3 度以下）であるので、最後の 3 つの 4 元法要素の平方二乗平均和を取ることができる（これは、回転角度の半分の正弦に等しい）。4 元法表現の特性は、任意の 4 元法

$$q$$

及びその補数

$$-q$$

（係数の否定）が同じ回転を表すということである。これは、連続したサンプリング瞬間にわたり 4 元法の不連続性を生じさせることができる。これらの不連続性を回避するため、4 元法の符号を適切に変化させることができる。即ち、4 元法

$$\Delta q$$

の第 1 の要素が負である場合、

$$-\Delta q$$

とすることができる。そうでない場合、

$$\Delta q$$

とすることができる。こうして得られる信号は、その平均方向に対するセンサ 2 0 の瞬間

的な回転角度を表わす。呼吸関連の運動に関しては、時間の関数として多かれ少なかれ周期的角度が予想される。

#### 【0031】

図1を引き続き参照すると、加速度計及び磁力計要素を含む説明的なセンサ20に関して、センサ信号 $S(t)$ 66は、呼吸関連の運動及び呼吸関連の音を示す。これは、加速度計だけを使用するセンサに関して、又は磁力計だけを使用するセンサにもあてはまる。従って、呼吸関連の運動及び呼吸関連の音を示すセンサ信号 $S(t)$ 66が、呼吸関連の運動を示す低周波信号及び呼吸関連の音を示す高周波信号に分解されることができることが本書において理解される。

#### 【0032】

呼吸関連の運動を示す低周波信号は、呼吸関連の運動を示す低周波信号 $S_{low}(t)$ 72を抽出するための第1のフィルタ70を用いてセンサ信号 $S(t)$ 66を処理することにより、適切に抽出される。典型的な人間の被験者に対して、呼吸関連の運動の周波数は通常、約0.1Hz~約2Hzの範囲にある。例えば、人間の大人に関しては、1分につき約12回の呼吸が典型的である。これは0.2Hzの周波数に対応する。呼吸関連の運動の周波数は、いくつかの成人被験者に対して、幼児又は高齢者の被験者に対して、動物の被験者に対して等にとっては、この範囲外にある場合がある。第1のフィルタ70の1つの適切な実施形態において、センサ信号 $S(t)$ 66は、0.4秒の幅を持つ三角形の移動平均ウィンドウによりフィルタリングされる。他の低域通過又は帯域フィルタが、使用されることもできる。例えば、第1のフィルタ70は、呼吸関連の運動の周波数を選択するため、高速フーリエ変換(FFT)及び適切なスペクトル・ウィンドウ化により実現されることもできる。

#### 【0033】

呼吸関連の音を示す高周波信号は、呼吸関連の音を示す高周波信号 $S_{high}(t)$ 84を抽出するため、第2のフィルタ80を用いて、続いてオプションでエンベロープフィルタ又はエンベロープ抽出器82を用いて、センサ信号 $S(t)$ 66を処理することにより適切に抽出される。第2のフィルタ80のいくつかの実施形態において、センサ信号 $S(t)$ 66は、バターワース有限インパルス応答(FIR)フィルタを用いて帯域通過フィルタリングされる。これは、下位の帯域通過限界として約60Hz~80Hzを持ち、上位の帯域通過限界として約1000Hz~1100Hzを持つ。いくつかの斯かる実施形態において、バターワースFIRフィルタは、阻止帯域において約60dB及び通過帯域において約1dBの減衰を持つ。他の実施形態では、第2のフィルタ80は、呼吸関連の音の周波数を選択するため、FFT(オプションで、第1のフィルタ70において使用されたのと同じFFT)及び適切なスペクトル・ウィンドウ化により実現されることができ。エンベロープフィルタ又はエンベロープ抽出器82の1つの適切な実施形態において、第2のフィルタ80によるフィルタリング後、センサ信号 $S(t)$ 66が二乗され、0.1秒の幅を持つ三角形の移動するウィンドウが、高周波信号 $S_{high}(t)$ 84を抽出するために適用される。例えばピーク検出器ベースのエンベロープフィルタといった他のエンベロープフィルタ又は抽出器が使用されることもできる。

#### 【0034】

図1を引き続き参照しつつ、更に図3を参照すると、信号シンセサイザ90は、呼吸関連の運動を示す低周波信号 $S_{low}(t)$ 72及び呼吸関連の音を示す高周波信号 $S_{high}(t)$ 84から呼吸モニタ信号46を合成する。浅い呼吸では、呼吸関連の運動は通常は検出可能であるが、呼吸関連の音は、検出するにはあまりに弱い場合がある。この場合、信号シンセサイザ90は、呼吸モニタ信号46として、選択された信号処理によりオプションで処理される、呼吸関連の運動を示す低周波信号 $S_{low}(t)$ 72だけを適切に使用する。他方、図3は、深い呼吸に関する信号を説明する。これは、センサ信号 $S(t)$ 66(センサとして加速度計を用いる)、呼吸関連の運動を示す低周波信号 $S_{low}(t)$ 72、第2のフィルタ80による処理の後のセンサ信号 $S(t)$ 66、及び呼吸関連の音を示す高周波信号 $S_{high}(t)$ 84を含む。ここで、呼吸関連の運動を示す低

10

20

30

40

50

周波信号  $S_{low}(t)$  72 及び呼吸関連の音を示す高い周波数信号  $S_{high}(t)$  84 は共に、呼吸を表す周期性を示す。気流は、吸気及び呼気時の音をもたらす。従って、音信号、即ち高周波信号  $S_{high}(t)$  84 のエンベロープは、図3において垂直のラインにより示されるように、呼吸関連の運動を示す低周波信号  $S_{low}(t)$  72 の呼吸関連の周期性の周波数の2倍で呼吸関連の周期性を持つ。図3の例において、2つの信号 72、82 は、実質的に同相である。しかしながら、詳細な信号処理に基づき、これらの信号の間に位相シフトがあるようにすることができる。

【0035】

信号シンセサイザ 90 は、様々な方法で呼吸モニタ信号 46 を合成することができる。いくつかの実施形態において、呼吸モニタ信号 46 は、呼吸期を示す呼吸レート値を出力する。この手法に関して、低周波信号  $S_{low}(t)$  72 及び高周波信号  $S_{high}(t)$  84 は、呼吸レートを特定するため、FFTによりそれぞれ適切に処理され、より強い信号から得られる呼吸レート値を考慮して、合成は2つの値を平均化することを伴う等とすることができる。別の手法は、 $S_{low}(t)$  72 及び  $S_{high}(t)$  84 の相互相関を計算し、この相互相関の周期性を決定することである。

10

【0036】

他の実施形態では、呼吸モニタ信号 46 は、相互相関又は他の結合的手法を用いて低周波信号  $S_{low}(t)$  72 及び高周波信号  $S_{high}(t)$  84 を結合することにより構築される、又は、選択された時間間隔にわたりより強い信号を選択することにより構築される、又は選択された時間間隔にわたり約 0.1 ~ 2.0 Hz の呼吸範囲において最大の周波数要素を持つ信号を選択することにより構築される等の連続的な信号である。別の手法では、信号  $S_{low}(t)$  72 及び  $S_{high}(t)$  84 が共に、コンピュータ 38 のディスプレイ 50 上に表示されることができる。その結果、医師又は他の医療関係者は、最も強い呼吸関連の特徴を視覚的に提供する信号 72、82 をどちらでも利用することができる。

20

【0037】

呼吸信号又は呼吸レートを視覚的に追跡する代わりに、又はそれに加えて、呼吸監視ユーザインタフェース 48 は、警報を含むこともできる。例えば、呼吸レートは、両方の信号 72、82 から得られることができ、両方の信号でだけ鳴る警報は、致命的な特徴（例えば、呼吸関連の特徴が低い又は存在しないこと）を表す。

30

【0038】

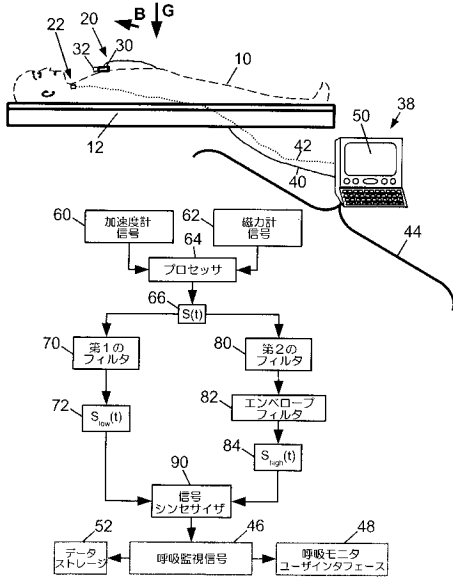
図1において説明される呼吸監視処理 44 は、1つのセンサ 20 から取得される1つのセンサ信号  $S(t)$  66 を使用する。他の実施形態では、複数のセンサ 20、22 が使用されることができる。例えば、センサ 20 は、呼吸関連の運動を示す低周波信号  $S_{low}(t)$  72 を得るため、第1のフィルタ 70 に対する入力として機能することができ、別々のセンサ 22 は、呼吸関連の音を示す高周波信号  $S_{high}(t)$  84 を得るため、第2のフィルタ 80 に対する入力として機能することができる。斯かる実施形態において、各センサ 20、22 は、その個別の作業を効果的に実行するために適切に選択される。例えば、センサ 20 は、図示される協調する加速度計 30 及び磁力計 32 として選択されることができるか、又は、3軸加速度計（即ち、方向独立性を提供するために3つの直交する空間方向における加速度を監視するよう構成される3つの加速度計）等として選択されることができる。一方、センサ 22 は、呼吸関連の音を測定するよう構成される圧電素子として選択されることができる。

40

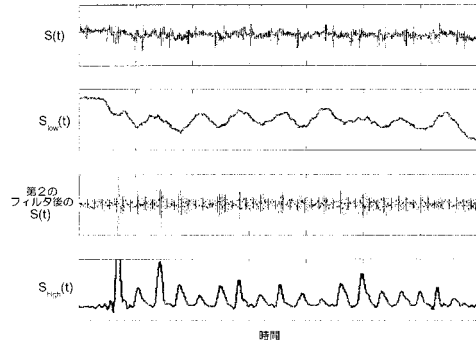
【0039】

本発明が、好ましい実施形態を参照して説明されてきた。上記の詳細な説明を読み及び理解すると、第三者は、修正及び変更を思いつくことができる。それらの修正及び変更が添付の特許請求の範囲又はその均等物の範囲内にある限り、本発明は、すべての斯かる修正及び変更を含むものとして構築されることが意図される。

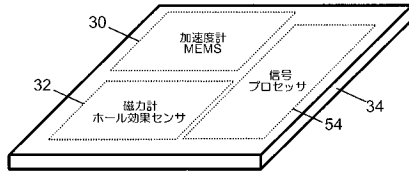
【 図 1 】



【 図 3 】



【 図 2 】



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

		International application No PCT/IB2009/051823
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/113 A61B7/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2007/088539 A (TECHNION RES & DEV FOUNDATION [IL]; LANDESBURG AMIR [IL]; WAISMAN DAN) 9 August 2007 (2007-08-09)	1-4,7-13
Y A	figures 2a,3 page 20, line 19 - line 25 page 25, line 3 - line 21 page 26, line 25 - line 27	5,6 14
Y X	US 2005/027216 A1 (GUILLEMAUD REGIS [FR] ET AL) 3 February 2005 (2005-02-03) figures 1,2 paragraphs [0020], [0104]	5,6 14,15
-/-		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.
* Special categories of cited documents :		
*A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance		*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
*E* earlier document but published on or after the international filing date		*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
*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)		*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.
*O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		*G* document member of the same patent family
*P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 22 July 2009		Date of mailing of the international search report 30/07/2009
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040. Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer De la Hera, Germán

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/IB2009/051823

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2008/082018 A1 (SACKNER MARVIN A [US] ET AL) 3 April 2008 (2008-04-03) figure 9 paragraph [0163] -----	3,12
A	EP 0 956 820 A (KARMEL MEDICAL ACOUSTIC TECHNO [IL]) 17 November 1999 (1999-11-17) figure 20 paragraphs [0041], [0277] -----	3,12

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No  
PCT/IB2009/051823

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2007088539 A	09-08-2007	EP 1978871 A2	15-10-2008
		US 2009036790 A1	05-02-2009
US 2005027216 A1	03-02-2005	AT 363862 T	15-06-2007
		DE 602004006803 T2	07-02-2008
		EP 1493385 A1	05-01-2005
		ES 2287643 T3	16-12-2007
		FR 2856913 A1	07-01-2005
		JP 2005066323 A	17-03-2005
US 2008082018 A1	03-04-2008	WO 2009021086 A2	12-02-2009
		WO 2009021088 A1	12-02-2009
EP 0956820 A	17-11-1999	EP 0951866 A2	27-10-1999
		EP 0951867 A2	27-10-1999
		EP 0956821 A1	17-11-1999
		EP 0956822 A1	17-11-1999
		EP 0956823 A1	17-11-1999

## フロントページの続き

(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

(72)発明者 クレウエル ジャスペル

オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1

(72)発明者 ドゥリク ハリス

オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1

(72)発明者 イッキンク テウニス ヤン

オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1

Fターム(参考) 4C038 VA04 VB19 VB33 VC20

4C117 XA04 XA05 XB01 XB04 XC11 XD22 XE24 XE26 XE29 XE30

XE56 XE57

专利名称(译)	呼吸监测和监测方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011520495A</a>	公开(公告)日	2011-07-21
申请号	JP2011509045	申请日	2009-05-04
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	クレウエルジャスベル ドゥリクハリス イツキンクテウニスヤン		
发明人	クレウエル ジャスベル ドゥリク ハリス イツキンク テウニス ヤン		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/113 A61B5/0816 A61B7/003 A61B2562/0219 H04B17/0085		
FI分类号	A61B5/00.102.A A61B5/10.310.A		
F-TERM分类号	4C038/VA04 4C038/VB19 4C038/VB33 4C038/VC20 4C117/XA04 4C117/XA05 4C117/XB01 4C117/XB04 4C117/XC11 4C117/XD22 4C117/XE24 4C117/XE26 4C117/XE29 4C117/XE30 4C117/XE56 4C117/XE57		
优先权	61/053186 2008-05-14 US		
其他公开文献	JP5981718B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

呼吸监测器包括：第一传感器（20,70），其配置成产生指示呼吸相关运动的呼吸相关运动监测信号（72）；第二传感器（20,22,80,82），被配置为产生指示呼吸相关声音的声音监测信号（84）；信号合成器（90），被配置为基于呼吸相关运动监测信号和呼吸相关声音监测信号合成呼吸监测信号（46）。一种用于呼吸监测的传感器包括加速度计（30）和磁力计（32），它们一起限定整体传感器（20），该传感器（20）被配置用于连接到呼吸对象（10），以便作为响应呼吸相关运动的单元移动。呼吸的主题。

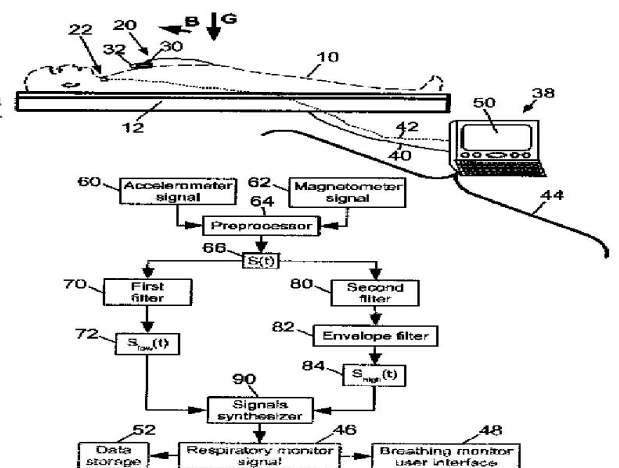


Fig. 1