

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6470755号  
(P6470755)

(45) 発行日 平成31年2月13日(2019.2.13)

(24) 登録日 平成31年1月25日(2019.1.25)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

A 6 1 B 5/0245 A

A 6 1 N 1/39 (2006.01)

A 6 1 B 5/0245 Z DM

A 6 1 H 31/00 (2006.01)

A 6 1 N 1/39

A 6 1 H 31/00

請求項の数 11 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2016-539038 (P2016-539038)  
 (86) (22) 出願日 平成26年12月10日 (2014.12.10)  
 (65) 公表番号 特表2017-500938 (P2017-500938A)  
 (43) 公表日 平成29年1月12日 (2017.1.12)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2014/066745  
 (87) 国際公開番号 W02015/092618  
 (87) 国際公開日 平成27年6月25日 (2015.6.25)  
 審査請求日 平成29年10月6日 (2017.10.6)  
 (31) 優先権主張番号 61/918,095  
 (32) 優先日 平成25年12月19日 (2013.12.19)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 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 Eindhove  
 n  
 (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】 心拍モニタに関する対向する加速度計

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の多軸加速度計を含む心拍モニタにより人のパルスを検出する方法において、  
 前記加速度計がプラットフォームを介して前記人の体表において対向する左右の位置に  
互いに異なる角度方向において配置され、前記加速度計の角度方向が前記体表により維持  
されており、

前記人の体表に垂直な運動の前記加速度計による検出を示す差分モード信号を前記加速  
 度計を介して生成するステップと、

前記人の体表に平行な運動の前記加速度計による検出を示す共通モード信号を前記加速  
 度計を介して生成するステップと、

前記差分モード信号を組み合わせ、前記共通モード信号をキャンセルする前記加速度計  
 の加速度検出軸の垂直整列の機能として、前記心拍モニタを介してパルス信号を生成する  
 ステップとを有する、方法。

【請求項 2】

前記複数の多軸加速度計が、前記人の鼻に取り付けられる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記複数の多軸加速度計が、前記人のこめかみにわたり配置される、請求項 1 に記載の  
 方法。

【請求項 4】

前記パルス信号に基づき、前記人のパルスをディスプレイを介して表示するステップを

更に有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

人のパルスを検出する心拍モニタであって、  
プラットフォームと、

前記プラットフォームに接合され、前記人の体表において対向する左右の位置に互いに異なる角度方向を持つ複数の多軸加速度計であって、前記人の体表に垂直な運動の前記加速度計による検出を示す差分モード信号を生成し、前記人の体表に平行な運動の前記加速度計による検出を示す共通モード信号を生成する、複数の多軸加速度計であって、前記加速度計の角度方向が前記体表により維持される、複数の多軸加速度計と、

前記多軸加速度計に動作可能に接続され、前記差分モード信号を組み合わせ、前記共通モード信号をキャンセルする前記加速度計の加速度検出軸の垂直整列の機能として、パルス信号を生成するパルス検出器とを有する、心拍モニタ。

10

【請求項 6】

前記プラットフォームが、前記人の鼻に前記加速度計を取り付けるために動作可能な鼻クリップである、請求項 5 に記載の心拍モニタ。

【請求項 7】

前記プラットフォームが、前記人のこめかみにわたり前記加速度計を配置するために動作可能なヘッドバンドである、請求項 5 に記載の心拍モニタ。

【請求項 8】

前記プラットフォームが、前記人のこめかみにわたり前記加速度計を配置するために動作可能な頭部ストラップである、請求項 5 に記載の心拍モニタ。

20

【請求項 9】

前記パルス検出器に動作可能に接続され、前記パルス信号に基づき、前記人のパルスを表示するディスプレイを更に有する、請求項 5 に記載の心拍モニタ。

【請求項 10】

心臓治療デバイスであって、

請求項 5 乃至 9 のいずれかに記載の心拍モニタと、

前記パルス検出器に対して動作可能に接続され、前記前記パルス信号に基づき、前記人のパルスモニタするパルスモニタとを有する、心臓治療デバイス。

30

【請求項 11】

前記パルスモニタが、前記ディスプレイを組み込む、請求項 9 に従属する請求項 10 に記載の心臓治療デバイス。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は一般に、患者のパルスを検出する基礎として加速度計を使用する心拍モニタに関する。本発明は特に、角度方向において多軸加速度計を使用する心拍モニタに関する。これは、患者の外來の運動から得られる運動アーチファクトと患者のパルスとの区別を容易にする。

【背景技術】

40

【0002】

従来において知られる心拍モニタは、リアルタイムに患者の心拍の測定を実行する。特に、トリアージ及び心臓治療の案内に関連付けられる緊急ケアに関して、心拍モニタは、簡単に使用でき、非侵襲性で、パルス検出目的に関して信頼性が高いよう設計される。このため、図 1 に示されるように、現在の心拍モニタは、人 10 の複数の容易にアクセス可能な動脈のいずれかにわたり、人 10 の胸部に対して巻かれる多軸 (XYZ) 加速度計 20 を使用することが知られている。これにより、人 10 のパルスを検出する基礎として、人 10 の循環系 11 により生成される人 10 の波打つ生理的運動 12 が検出される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

## 【 0 0 0 3 】

しかしながら、加速度計 2 0 の X Y Z 軸 2 1 は、人 1 0 の全体の運動から得られる加速度を経験する。こうして、人 1 0 のパルスが測定可能な生理的運動 1 2 を生成する一方、人 1 0 に対して外部の運動ソースは、より大規模な波打つ外来の運動 1 3 からより大きい運動アーチファクトを生成する場合がある。これは、人 1 0 の生理的運動 1 2 (例えば、人 1 0 上の心肺蘇生術(「C P R」)努力、人 1 0 の輸送/運動等)を隠す。結果的に、運動アーチファクトは、パルス検出に関して人 1 0 の胸部に対して巻かれる加速度計 2 0 の適用性を制限する。

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 0 4 】

加速度計 2 0 の欠点を解決するため、図 2 に示される本発明は、角度方向において人 1 0 の体表上に、2 つの多軸(X Y Z)加速度計 2 0 R 及び 2 0 L の配置を含む。これにより、加速度計 2 0 R 及び 2 0 L の個別の X Y Z 軸 2 1 R 及び 2 1 L が、循環系 1 1 により生成される生理的動作 1 2 R 及び 1 2 L を個別に検出し、外来の運動 1 3 から生成される運動アーチファクトを等しく検出する。特に、個別の垂直軸  $Z_R$  及び  $Z_L$  は、人 1 0 の体表に対して垂直であり、個別の生理的動作 1 2 R 及び 1 2 L から主に、そうでなければ完全に得られる加速度を個別に経験する。逆に、個別の長手軸  $X_R$  及び  $X_L$  及び個別の水平軸  $Y_R$  及び  $Y_L$  は、患者の体表に対して平行であり、外来の運動 1 3 から主に、そうでなければ完全に得られる加速度を共通して経験する。例えば、本書に更に説明されるように、加速度計 2 0 R 及び 2 0 L は、図 2 に示されるように人 1 0 の鼻 1 5 に取り付けられることができるか、又は図 2 に示されるように人 1 0 の頭部 1 6 に対して巻かれることができ、個別の生理的運動 1 2 R 及び 1 2 L を個別に検出し、外来の運動 1 3 を共通して検出する。加速度計 2 0 R 及び 2 0 L の角度方向についての知識は、加速度計 2 0 R 及び 2 0 L の X Y Z 軸 2 1 R 及び 2 1 L のベースライン X Y Z 軸 2 1 B に対する数学的回転を容易にする。これは、加速度計 2 0 R 及び 2 0 L により検出される運動の全体により及ぼされる力の方向における差が原因で、外部の運動 1 3 のキャンセル及び生理的運動 1 2 の補強を可能にする。

## 【 0 0 0 5 】

本発明の 1 つの形は、複数の多軸加速度計を含む心拍モニタにより人のパルスを検出する方法である。この方法は、加速度検出軸に対する人の生理的運動の上記加速度計による検出を示す差分モード信号を上記加速度計が生成するステップと、上記加速度検出軸に対する上記人による外部の運動の上記加速度計による検出を示す共通モード信号を上記加速度計が生成するステップとを含む。この方法は更に、上記差分モード信号を組み合わせ、上記共通モード信号をキャンセルすることにより、上記加速度検出軸の垂直整列の機能として、上記心拍モニタがパルス信号を生成するステップを含む。

## 【 0 0 0 6 】

本発明の目的のため、「生理的運動」という用語は、自然である(例えば、自己制御鼓動によるパルス)又は誘導される(例えば、C P R 胸部圧迫によりもたらされるパルス)かに関係なく、体の循環系により生成される任意の程度の体又はその部分の任意の運動として本書において広く規定され、「外来の運動」という用語は、体の外のソースからの力の印加から生じる、体又はその部分の任意の運動として本書において広く規定される。

## 【 0 0 0 7 】

本発明の第 2 の形は、人のパルスを検出する心拍モニタであって、プラットフォーム、複数の多軸加速度計及びパルス検出器を使用する心拍モニタである。動作において、複数の多軸加速度計が、上記プラットフォームに接合され、加速度検出軸に対する上記人の生理的運動の上記加速度計による検出を示す差分モード信号を生成し、上記加速度検出軸に対する上記人による外部の運動の上記加速度計による検出を示す共通モード信号を生成する。上記パルス検出器は、上記差分モード信号を組み合わせ、上記共通モード信号をキャンセルすることにより、上記加速度検出軸の垂直整列の機能としてパルス信号を生成する。

## 【 0 0 0 8 】

本発明の第 3 の形は、心臓治療システム（例えば、自動体外式除細動器又は高度生命維持装置除細動器 / モニタ）であり、上述した心拍モニタと、パルス信号に基づき、患者のパルスをモニタするパルスモニタとを使用する。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 0 9 】

【 図 1 】 従来において知られる、患者の体表における多軸加速度計の例示的な配置を示す図である。

【 図 2 】 本発明による患者の体表における 2 つの多軸加速度計の例示的な配置を示す図である。

【 図 3 】 本発明による心拍モニタの例示的な実施形態を示す図である。

【 図 4 】 本発明によるパルス検出方法の例示的な実施形態を表すフローチャートを示す図である。

【 図 5 】 本発明による鼻クリップの例示的な実施形態を示す図である。

【 図 6 】 本発明による、図 5 に示される鼻クリップを組み込む心拍モニタの例示的な実施形態を示す図である。

【 図 7 】 本発明によるヘッドバンド / 頭部ストラップの例示的な実施形態を示す図である。

【 図 8 】 本発明による、図 7 に示されるヘッドバンド / 頭部ストラップを組み込む心拍モニタの例示的な実施形態を示す図である。

【 図 9 】 本発明による、心拍モニタを組み込む心臓治療デバイスの例示的な実施形態を示す図である。

## 【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 1 0 】

本発明の前述及び他の形式並びに本発明の様々な特徴及び利点が、添付の図面と共に、本発明の様々な実施形態の以下の詳細な説明から更に明らかになる。詳細な説明及び図面は、本発明を限定するものではなく、単に説明するものである。本発明の範囲は、添付の特許請求の範囲及びその均等の範囲によって規定される。

## 【 0 0 1 1 】

本発明の理解を容易にするため、本発明の心拍モニタの例示的な実施形態は、スタンドアロンモニタ、及び本発明の心拍モニタの心臓治療デバイス（例えば、自動体外式除細動器又は高度生命維持装置）への組み込みに関連して、本書において提供される。

## 【 0 0 1 2 】

図 3 を参照すると、本発明の心拍モニタ 4 0 は、一対の多軸（X Y Z）加速度計 4 1 R 及び 4 1 L、プラットフォーム 4 3、パルス検出器 4 4 及びディスプレイ 4 5 を使用する。

## 【 0 0 1 3 】

加速度計 4 1 R は構造的には、従来において知られるよう構成され、X Y Z 軸 4 2 R に作用する運動力の検出に基づき、長手方向加速度検出信号  $A_{X R}$ 、横方向加速度検出信号  $A_{Y R}$  及び垂直加速度検出信号  $A_{Z R}$  を生成する。

## 【 0 0 1 4 】

加速度計 4 1 L は構造的には、従来において知られるよう構成され、X Y Z 軸 4 2 L に作用する運動力の検出に基づき、長手方向加速度検出信号  $A_{X L}$ 、横方向加速度検出信号  $A_{Y L}$  及び垂直加速度検出信号  $A_{Z L}$  を生成する。

## 【 0 0 1 5 】

実際には、心拍モニタ 4 0 は、追加的な加速度計 4 1 を使用することができる。

## 【 0 0 1 6 】

同様に実際には、心拍モニタ 4 0 は、2 つ又はこれ以上の多軸（X Y）加速度計を代替的に又は並行して使用することができ、多軸加速度計として機能するシングル軸（X）加速度計の 2 つ又はこれ以上のグループ化を代替的に又は並行して使用することができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 7 】

プラットフォーム 4 3 は構造的には、本発明に基づき構成され、加速度計 4 1 R 及び 4 1 L の個別の垂直軸  $Z_R$  及び  $Z_L$  を人の体表に垂直に配置し、加速度計 4 1 R 及び 4 1 L の個別の長手軸  $X_R$  及び  $X_L$  及び個別の水平軸  $Y_R$  及び  $Y_L$  を人の体表に平行に配置する。図 2 に示される例として、プラットフォーム 4 3 は構造的に、 $XYZ$  軸 4 2 R 及び  $XYZ$  軸 4 2 L を角度的に方向付けるよう更に構成され、これにより、個別の垂直軸  $Z_R$  及び  $Z_L$  は、人の体表に対して垂直であり、個別の生理的運動 1 2 R 及び 1 2 L から主に、そうでなければ完全に得られる加速度を個別に経験し、個別の長手軸  $X_R$  及び  $X_L$  及び個別の水平軸  $Y_R$  及び  $Y_L$  は、患者の体表に対して平行であり、外来の運動 1 3 から主に、そうでなければ完全に得られる加速度を共通して経験する。結果的に、本発明の目的を達成するため、垂直加速度検出信号  $A_{Z_R}$  及び垂直加速度検出信号  $A_{Z_L}$  は、差分モード信号とみなされ、一方長手方向加速度検出信号  $A_{X_R}$ 、横方向加速度検出信号  $A_{Y_R}$ 、長手方向加速度検出信号  $A_{X_L}$  及び横方向加速度検出信号  $A_{Y_L}$  は、共通モード信号とみなされる。

10

## 【 0 0 1 8 】

プラットフォーム 4 3 の一実施形態は、図 5 に示されるようにヒンジ結合又は継ぎ合わされた鼻クリップ 4 3 n である。これは人の鼻梁の対向する右側と左側に加速度計 4 1 R 及び 4 1 L を柔軟に固定するよう構造的に構成される。これにより、基礎をなす鼻骨が、互いに対する及び人の鼻に対する加速度計 4 1 R 及び 4 1 L の角度方向をしっかりと維持する。より詳細には、人の鼻背動脈は、眼の動脈を介して内部頸動脈に、及び従って、脳の血液供給に親密に接続される。パルスが、生理的苦痛においてどこかに保存される場合、及び特に緊急ケアを必要とする患者において一般的な周縁シャットダウンに支配されない場合、鼻梁でのパルスは保存される。結果的に、加速度計 4 1 R 及び 4 1 L の個別の垂直軸  $Z_R$  及び  $Z_L$  (図 3) は、主に側頭骨の平面に垂直な鼻背動脈の脈動からの生理的運動を経験し、個別の長手軸  $X_R$  及び  $X_L$  及び個別の水平軸  $Y_R$  及び  $Y_L$  は、主に鼻骨の平面に沿った人の鼻の運動アーチファクトを経験する。

20

## 【 0 0 1 9 】

プラットフォーム 4 3 の別の実施形態は図 7 に示されるようにヘッドバンド / 頭部ストラップ 4 3 h である。これは構造的には、人の対向する左右のこめかみに対してそれぞれ加速度計 4 1 R 及び 4 1 L を固定する硬化した表面 4 9 R 及び 4 9 L を具備する。これにより、表面 4 9 R 及び 4 9 L は、互いに対して及び人のこめかみに対して加速度計 4 1 R 及び 4 1 L の角度方向をしっかりと維持する。鼻背動脈と同様に、側頭動脈が実質的に保存され、緊急ケアを必要としている患者において一般的な周縁シャットダウンに支配されない。結果的に、加速度計 4 1 R 及び 4 1 L の個別の垂直軸  $Z_R$  及び  $Z_L$  (図 3) は、主に鼻骨の平面に垂直な側頭動脈の脈動からの生理的運動を経験し、個別の長手軸  $X_R$  及び  $X_L$  及び個別の水平軸  $Y_R$  及び  $Y_L$  は、主にこめかみの平面に沿って人のこめかみの運動アーチファクトを経験する。

30

## 【 0 0 2 0 】

図 3 に戻って参照すると、パルス検出器 4 4 は、図 4 に示されるフローチャート 5 0 により表される本発明のパルス検出方法を実行するハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア及び / 又は回路を構造的に具備する。

40

## 【 0 0 2 1 】

フローチャート 5 0 の段階 S 5 1 は、パルス検出器 4 4 が、加速度計 4 1 R 及び 4 1 L に関して必要とされるように加速度検出信号  $X_R$ 、 $Y_R$ 、 $Z_R$ 、 $X_L$ 、 $Y_L$  及び  $Z_L$  を調整する技術を実現するステップを含む。既知の信号調整の例は、信号増幅及びアナログデジタル変換を含むが、これに限定されるものではない。

## 【 0 0 2 2 】

フローチャート 5 0 の段階 S 5 2 は、パルス検出器 4 4 が、ベースライン軸 (例えば、 $XYZ$  軸 4 2 R 又は  $XYZ$  軸 4 2 L の 1 つ又は例えば図 2 に示される 2 1 B といった異なるベースライン  $XYZ$  軸) に対する  $XYZ$  軸 4 2 R 及び 4 2 L の角度方向を空間的に分析

50

する技術を実現するステップを含む。ある実施形態において、XYZ軸42R及び42Lの重力加速度ベクトルは、垂直軸 $Z_R$ 及び $Z_L$ を整列配置するため3次元すべてにおいてXYZ軸42R及び42Lの数学的回転を容易にするよう、加速度計41R及び41Lの間のタイル角度又は異なるベースライン軸（例えば、図2に示されるベースラインXYZ軸21B）に対するタイル角度を決定するための励起場として使用される。これにより、個別の生理的運動ベクトル、共通の運動アーチファクトベクトル及び重力加速度ベクトルが、パルス検出器44により識別可能である。

#### 【0023】

フローチャート50の段階S53は、パルス検出器44が、ディスプレイ45に対してパルス信号PS（図3）を通信するため、生理的運動ベクトルを抽出する技術を実現するステップを含む。一般に、パルス検出器44は、差分モード信号 $A_{Z_R}$ 及び $A_{Z_L}$ を組み合わせ、共通モード信号 $A_{X_R}$ 、 $A_{X_L}$ 、 $A_{Y_R}$ 及び $A_{Y_L}$ をキャンセルすることにより、垂直に整列配置されたXYZ軸42R及び42Lから、対応する生理的運動ベクトル、運動アーチファクトベクトル及び重力ベクトルを抽出する。

#### 【0024】

具体的には、垂直軸 $Z_R$ 及び $Z_L$ が人の体表において対向する方向を指すものではないとき、信号を組み合わせる／キャンセルするのに、従来技術において知られる高度な信号処理方法（例えば、主成分分析法（PCA）又は独立成分分析（ICA））が、垂直に整列配置されたXYZ軸42R及び42Lから生理的運動ベクトルを抽出するのに利用されることができる。例えば、PCAは、信号要素を最大のものから最小のものへとソートすることができる。重力加速度ベクトル及び共通の運動アーチファクトベクトルは、生理的運動ベクトルより大きい信号であり、重力加速度ベクトル及び共通の運動アーチファクトベクトルがPCAにより特定されて、除去される。更なる例では、独立要素が線形結合される場合、ICAはこれらの独立要素を抽出することができる。生理的運動ベクトル、重力加速度ベクトル及び共通の運動アーチファクトベクトルが互いに独立しており、加速度計41R及び41Lによる記録は、線形和であるので、生理的運動ベクトルは、ICA結果から特定されることができる。更に、鼻梁の両側からのパルスが相関及び同期化されるので、ICAにより抽出された生理的運動ベクトルはデフォルトで、2つの加速度計41R及び41Lにより記録される血液パルスの合計でなければならない。

#### 【0025】

図3に戻って参照すると、実際には、パルス検出器44は、1つ又は複数のモジュールを使用することができる。各モジュールは、スタンドアロンハウジングにおいてプラットフォーム43に固定され、又はディスプレイ45に組み込まれる。

#### 【0026】

例えば、それぞれ図6及び図8における心拍モニタ40n及び40hに関して示されるように、パルス検出器44は、鼻クリップ45n及びヘッドバンド／頭部ストラップ45hに固定される信号調整器46R及び46L、空間アナライザ47及びパルス抽出器48の形でモジュールを使用する。

#### 【0027】

図3に戻って参照すると、ディスプレイ45は、従来において知られるように構造的に構成され、パルス信号PS又はその視覚的なインジケーションを視覚的に表示し、オプションでパルス信号PSに関連付けられる音声情報を提供する。例えば、図示されるように、ディスプレイ45は、パルス信号PSの心拍読み出しを提供し、パルス信号PSのインジケーションとして脈動する心臓を提供することができる。

#### 【0028】

実際には、ディスプレイ45は、スタンドアロンハウジングにおいてプラットフォーム43に固定される、又は心臓治療デバイスに組み込まれることができる。例えば、図6及び図8における心拍モニタ40n及び40hに関してそれぞれ示されるように、ディスプレイ45は、スタンドアロンハウジングにおいて提供される。

#### 【0029】

図 9 を参照すると、本発明の心臓治療デバイス 60 は、従来において知られるように、一対の電極パッド / パドル 61、オプションの ECG リード 62、圧迫パッド 63、パルスモニタ 64、圧迫コントローラ 66、ECG モニタ 66（内部又は外部）、除細動コントローラ 67 及びショックソース 67 を使用する。

【0030】

動作において、ECG モニタ 66 からの ECG 信号に応じて、除細動コントローラ 67 は、1 つ又は複数のショック療法（例えば、同期化された電氣的除細動）に基づき、電極パッド / パドル 61 を介して患者 10 の心臓 17 に除細動ショックを供給することにおいて、ショックソース 68 を制御する。追加的に、パルスモニタ 65 からのパルス信号に応じて、圧迫コントローラ 66 は、1 つ又は複数の圧迫療法に基づき、圧迫パッド 63 のユーザに音声命令を提供する。

10

【0031】

パルス信号に関連付けられるように、心臓治療デバイス 60 は更に、本発明の心拍モニタを使用する。これは、例えば、図 9 に示されるように患者 10 の鼻に取り付けられる鼻クリップベースの心拍モニタ 69n、又は図 9 に示されるように患者 10 の頭部を包んで / 患者の頭部周りに巻かれるヘッドバンド / 頭部ストラップベースの心拍モニタ 69h である。心拍モニタ 69n 及び 69h に関するディスプレイ（例えば、図 3 に示されるディスプレイ 45）は、パルスモニタ 64 に組み込まれ、心拍モニタ 69n 及び 69h に関するパルス検出器（例えば、図 3 に示されるパルス検出器 44）もパルスモニタ 64 に組み込まれることができる。

20

【0032】

実際には、心拍モニタ 69n 及び 69h に関するパルス検出器（例えば、図 3 に示されるパルス検出器 44）は、除細動コントローラ 65 及び / 又は圧迫コントローラ 66 に対してパルス信号を同時に又は代替的に提供することができる。

【0033】

同様に実際には、モニタ 64 及び 66 が、組み合わせられることができ、及び / 又は、コントローラ 65 及び 67 が、組み合わせられることができる。

【0034】

図 2 ~ 図 9 を参照すると、当業者は、本発明の多数の利点を理解されるであろう。それらは、以下に限定されるものではないが、特にトリアージ及び治療の案内に関して緊急ケアにおける、使用の簡単さ、非侵襲的で信頼性の高いパルス検出を含む。

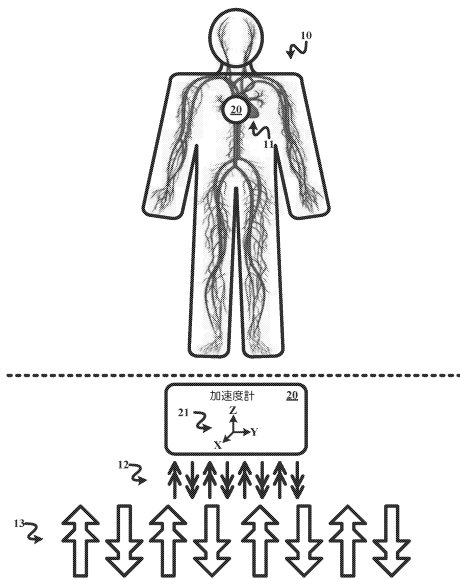
30

【0035】

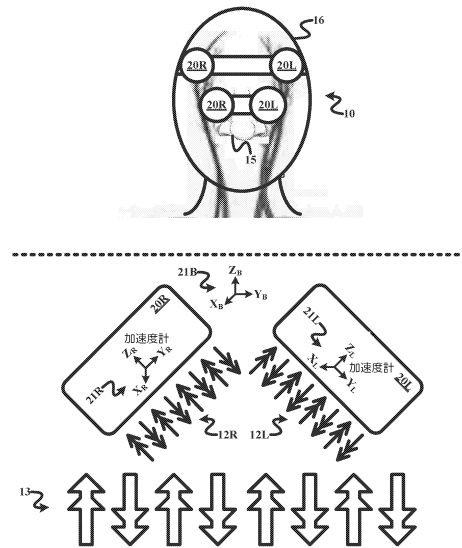
本発明の様々な実施形態が示されて、記載されてきたが、本書に記載される本発明の実施形態が、説明的なものであること、さまざまな変更及び修正がなされることができ、及び本発明の真の範囲を逸脱することなく均等物がその要素に対して置換されることができるとは当業者であれば理解されるであろう。更に、その中心の範囲を逸脱することなく、本発明の教示に適合する多くの修正がなされることができ。従って、本発明は、本発明を実行するために想定されるベストモードとして開示される特定の実施形態に限定されるものではなく、本発明は、添付の特許請求の範囲に含まれるすべての実施形態を含むことが意図される。

40

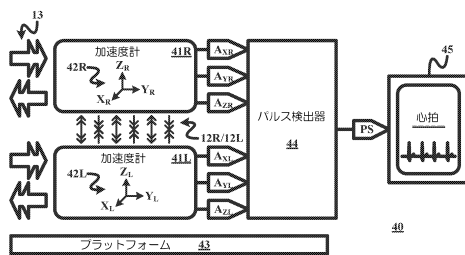
【図 1】



【図 2】



【図 3】



【図 5】

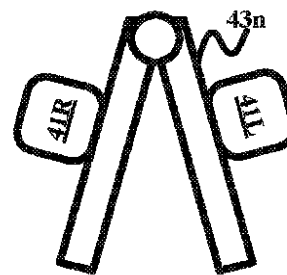
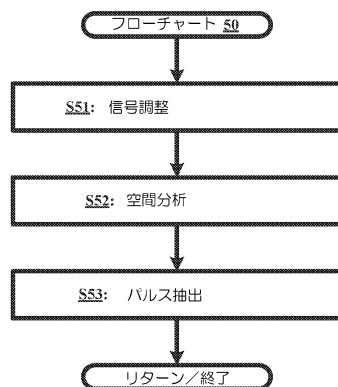
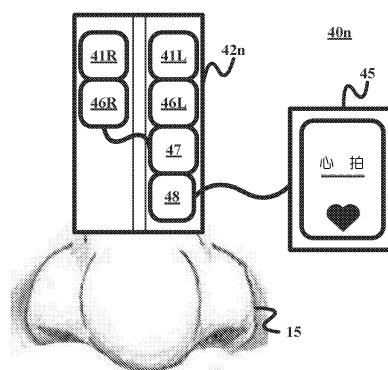


FIG. 5

【図 4】



【図 6】





【図 7】

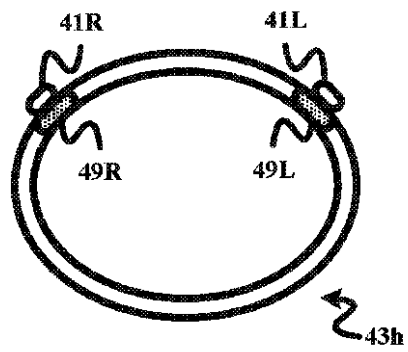
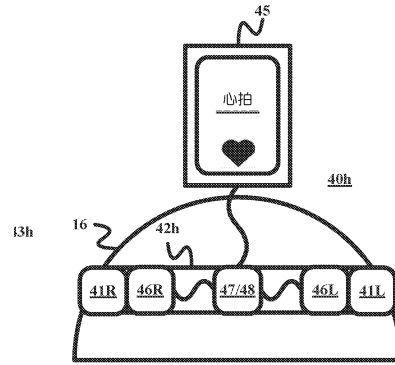
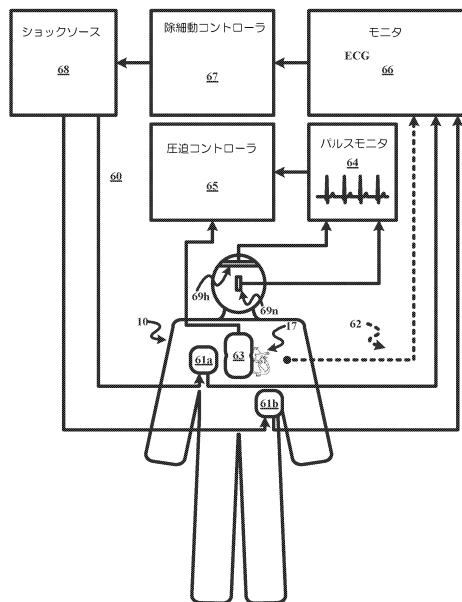


FIG. 7

【図 8】



【図 9】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 ルッセル ヤメス クノックス  
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
- (72)発明者 ドゥリック ハリス  
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
- (72)発明者 リュー チェングワーン  
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

審査官 多田 達也

- (56)参考文献 米国特許第06431705(US, B1)  
特開昭60-034432(JP, A)  
米国特許出願公開第2004/0215244(US, A1)  
特開平07-116138(JP, A)  
特開2003-047600(JP, A)  
米国特許出願公開第2013/0131525(US, A1)  
米国特許出願公開第2013/0133424(US, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 5/00 - 5/03  
A61B 5/06 - 5/22