

(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2016-530049

(P2016-530049A)

(43) 公表日 平成28年9月29日(2016.9.29)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 7 1 1 Z	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 1 R	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/08 (2006.01)	A 6 1 B 5/08	4 C 1 1 7

審査請求 有 予備審査請求 有 (全 36 頁)

(21) 出願番号 特願2016-542419 (P2016-542419)
 (86) (22) 出願日 平成26年9月10日 (2014. 9. 10)
 (85) 翻訳文提出日 平成28年5月11日 (2016. 5. 11)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2014/064377
 (87) 国際公開番号 WO2015/036925
 (87) 国際公開日 平成27年3月19日 (2015. 3. 19)
 (31) 優先権主張番号 20135924
 (32) 優先日 平成25年9月13日 (2013. 9. 13)
 (33) 優先権主張国 フィンランド (FI)

(71) 出願人 000006231
 株式会社村田製作所
 京都府長岡京市東神足1丁目10番1号
 (71) 出願人 513323128
 トゥルン イリオピスト
 フィンランド国 エフアイ - 2001
 4 トゥルン イリオピスト、イリオピ
 トンメキ
 (74) 代理人 100080791
 弁理士 高島 一
 (74) 代理人 100125070
 弁理士 土井 京子
 (74) 代理人 100136629
 弁理士 鎌田 光宜

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心臓のモニタリングシステム

(57) 【要約】

対象の胸部の回転運動を示す角度弾動信号を得るよう
 に構成された角運動センサを含むデバイス。信号処理手
 段は、この角度心弾動信号から、対象の心臓の動きを示
 す出力パラメータの測定値を生成するように構成される
 。

【選択図】 図2

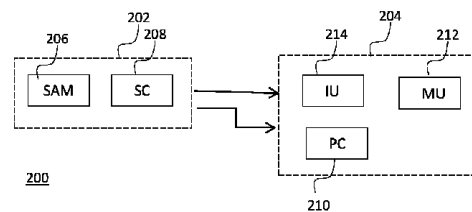


Figure 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

システムであって、前記システムが、
角運動センサであって、対象の胸部の回転運動を示す角度弾動信号を取得するように構成されている前記角運動センサと、
信号処理手段であって、前記角度心弾動信号から前記対象の心臓の働きを示す出力パラメータの測定値を生成するように構成されている前記信号処理手段とを有するシステム。

【請求項 2】

センサユニットであって、前記角運動センサを有する前記センサユニットと、
制御ユニットであって、前記センサユニットに連結されて前記角度心弾動信号を受け取る前記制御ユニットと
を含むことを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

10

【請求項 3】

前記センサユニットが、前記対象の前記胸部の外側に装着されるように構成されており、
前記制御ユニットが、前記センサユニットに通信的に連結されて前記角度心弾動信号を受け取るものである
ことを特徴とする請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記角運動センサが、回転軸に平行な検知方向における回転運動を検知するように構成されており、
前記センサユニットの前記検知方向が、前記対象の身体の対称面に位置合わせされるように構成されている
ことを特徴とする請求項 1、2 または 3 に記載のシステム。

20

【請求項 5】

前記対象が、人であり、かつ前記対称面が前記人の対象の矢状面である
ことを特徴とする請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記システムが、モバイルコンピューティングデバイスである
ことを特徴とする請求項 2 ~ 5 のいずれかに記載のシステム。

30

【請求項 7】

前記システムが、前記制御ユニットに通信的に連結されている遠隔ノードを含む
ことを特徴とする請求項 2 ~ 5 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 8】

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の働きの間における、前記心臓の半径方向の配向、前記心臓の角速度または前記心臓の角加速度を表す測定値を生成するように構成されている
ことを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 9】

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の一時的な 1 回拍出量を表す測定値を生成するように構成されている
ことを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載のシステム。

40

【請求項 10】

前記角度弾動信号が順次的であり、
前記信号処理手段が、前記角度弾動信号の系列の振幅を決定するように構成されており、
前記信号処理手段が、前記振幅を使用して、前記角度弾動信号の前記系列の間における、一時的な 1 回拍出量を表す測定値を生成するように構成されている
ことを特徴とする請求項 9 に記載のシステム。

50

【請求項 1 1】

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の心拍間隔時間または心拍数を表す測定値を生成するように構成されていることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 1 2】

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の大動脈の閉口または大動脈の開口を表す測定値を生成するように構成されていることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 1 3】

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号から、前記対象の他の生体の働きを表す測定値を生成するように構成されていることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載のシステム。

10

【請求項 1 4】

前記生体の働きが呼吸であることを特徴とする請求項 1 3 に記載のシステム。

【請求項 1 5】

前記制御ユニットが、対象の角度心弾動信号または前記対象の前記角度心弾動信号から生成した測定値を局所または遠隔のデータベースに保存するように構成されていることを特徴とする請求項 2 ~ 1 4 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 1 6】

前記制御ユニットが、新しい測定値と選択した保存情報とを比較し、かつ前記保存情報からの新しい値のズレが予め定義された閾値を超える場合は、警告を作成するように構成されていることを特徴とする請求項 1 5 に記載のシステム。

20

【請求項 1 7】

前記信号処理手段が、前記角度弾動信号の振幅変動を決定し、前記角度弾動信号の前記決定した振幅変動から、出力パラメータの測定値を生成するように構成されていることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

30

【請求項 1 8】

前記信号処理手段が、前記角度弾動信号上の前記心拍数について繰り返す波形パターンから前記振幅変動を決定して、前記振幅変動が前記振幅の 2 以上の増加および前記振幅の 2 以上の減少を含むように構成されていることを特徴とする請求項 1 7 に記載のシステム。

【請求項 1 9】

前記信号処理手段が、前記角度弾動信号上の前記心拍数について繰り返す大動脈の開口(AO)波形パターンから前記振幅変動を決定するように構成されていることを特徴とする請求項 1 8 に記載のシステム。

【請求項 2 0】

前記信号処理手段が、心臓の活動に係る電磁現象を示す信号から、心拍数について繰り返す第 1 の波形パターンを抽出し、

40

前記角度弾動信号から、前記心拍数について繰り返す第 2 の波形パターンを抽出し、タイミングデータであって、その値が 1 心拍期間に属する前記第 1 の波形パターンの基準点から、同じ前記心拍期間に属する前記第 2 の波形パターンの基準点までの期間を示している、前記タイミングデータを形成し、

前記タイミングデータを使用して出力パラメータの測定値を生成するように構成されていることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 2 1】

50

前記信号処理手段が、
前記タイミングデータと前記心拍数を示すペーシングデータとの間の相関関係を決定し

、
前記相関関係を使用して、出力パラメータの測定値を生成する
ように構成されていることを特徴とする請求項 20 に記載のシステム。

【請求項 22】

前記信号処理手段が、
連続する心拍期間の間の前記タイミング値における確率的変動を決定し、
前記確率的変動を使用して、出力パラメータの測定値を生成する
ように構成されていることを特徴とする請求項 20 に記載のシステム。

10

【請求項 23】

前記信号処理手段が、前記出力パラメータを使用して前記対象の異常な心臓の働きを示す
ように構成されていることを特徴とする請求項 17 ~ 22 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 24】

前記心臓の異常な働きが、心房性期外収縮または心房細動に起因する
ことを特徴とする請求項 23 に記載のシステム。

【請求項 25】

前記センサユニットが、前記対象の胴体上部の胸の部分に配置されるように構成されて
いる
ことを特徴とする請求項 1 ~ 24 のいずれかに記載のシステム。

20

【請求項 26】

前記センサユニットが、前記対象の胴体上部の裏側の部分に配置されるように構成され
ている
ことを特徴とする請求項 1 ~ 24 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 27】

前記センサユニットが、微小電気機械のジャイロ스코プを用いて角度弾動信号を取得
するように構成されている
ことを特徴とする請求項 1 ~ 24 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 28】

方法であって、前記方法が、
角運動センサを用いて、対象の胸部の回転運動を示す角度弾動信号を取得することと、
前記角度心弾動信号から、前記対象の心臓の働きを示す出力パラメータの測定値を生成
することと
を有する方法。

30

【請求項 29】

前記角運動センサを有するセンサユニットを前記対象の前記胸部の外側に装着すること
と、
前記角度心弾動信号を前記センサユニットに通信的に接続された制御ユニットに送ること
と
を含む請求項 28 に記載の方法。

40

【請求項 30】

回転軸に平行な検知方向において、回転運動を検知することと、
前記検知方向を前記対象の身体の対称面に位置合わせすることと
を含む請求項 28 または 29 に記載の方法。

【請求項 31】

前記対象が人であり、かつ前記対称面が前記人の対象の矢状面である
ことを特徴とする請求項 30 に記載の方法。

【請求項 32】

前記測定値を前記制御ユニットに通信的に連結された遠隔ノードに送ること

50

を含む請求項 29 ~ 31 のいずれかに記載の方法。

【請求項 33】

前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の働きの間における、前記心臓の半径方向の配向、前記心臓の角速度または前記心臓の角加速度を表す測定値を生成することを特徴とする請求項 28 ~ 32 のいずれかに記載の方法。

【請求項 34】

前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の一時的な 1 回拍出量を表す測定値を生成することを特徴とする請求項 28 ~ 32 のいずれかに記載の方法。

【請求項 35】

前記角度弾動信号が順次的であり、かつ前記方法が、前記角度弾動信号の系列の振幅を決定することと、前記振幅を使用して、前記角度弾動信号の前記系列の間における、一時的な 1 回拍出量を表す測定値を生成することとを有することを特徴とする請求項 45 に記載の方法。

【請求項 36】

前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の心拍間隔時間または心拍数を表す測定値を生成することを特徴とする請求項 28 ~ 32 のいずれかに記載の方法。

【請求項 37】

前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の大動脈の閉口または大動脈の開口を表す測定値を生成することを特徴とする請求項 28 ~ 32 のいずれかに記載の方法。

【請求項 38】

前記角度心弾動信号から、前記対象の他の生体の働きを表す測定値を生成することを特徴とする請求項 28 ~ 32 のいずれかに記載の方法。

【請求項 39】

前記生体の働きが呼吸であることを特徴とする請求項 38 に記載の方法。

【請求項 40】

対象の角度心弾動信号または前記対象の前記角度心弾動信号から生成した測定値を局所または遠隔のデータベースに保存することを特徴とする請求項 28 ~ 39 のいずれかに記載の方法。

【請求項 41】

新しい測定値と選択した保存情報とを比較することと、前記保存情報からの新しい値のズレが予め定義された閾値を超える場合は、警告を作成することとを特徴とする請求項 40 に記載の方法。

【請求項 42】

前記角度弾動信号の振幅変動を決定することと、出力パラメータの測定値を前記角度弾動信号の前記振幅変動から生成することとを特徴とする請求項 28 に記載の方法。

【請求項 43】

前記角度弾動信号についての前記心拍数について繰り返す波形パターンから前記振幅変動を決定して、前記振幅変動が前記振幅の 2 以上の増加および前記振幅の 2 以上の減少を含むようにすることを特徴とする請求項 42 に記載の方法。

【請求項 44】

前記角度弾動信号上の前記心拍数について繰り返す大動脈の開口 (AO) 波形パターンから前記振幅変動を決定することを特徴とする請求項 43 に記載の方法。

【請求項 45】

10

20

30

40

50

心臓の活動に係る電磁現象を示す信号から、心拍数について繰り返す第 1 の波形パターンを抽出することと、

前記角度弾動信号から、前記心拍数について繰り返す第 2 の波形パターンを抽出することと、

タイミングデータであって、その値が 1 心拍期間に属する前記第 1 の波形パターンの基準点から、同じ前記心拍期間に属する前記第 2 の波形パターンの基準点までの期間を示している、前記タイミングデータを形成することと、

前記タイミングデータを使用して出力パラメータの測定値を生成することとを特徴とする請求項 28 に記載の方法。

【請求項 46】

前記タイミングデータと前記心拍数を示すペーシングデータとの間の相関関係を決定することと、

前記相関関係を使用して、出力パラメータの測定値を生成することとを特徴とする請求項 45 に記載の方法。

【請求項 47】

連続する心拍期間の間の前記タイミング値における確率的変動を決定することと、前記確率的変動を使用して、出力パラメータの測定値を生成することとを特徴とする請求項 46 に記載の方法。

【請求項 48】

前記出力パラメータを使用して前記対象の異常な心臓の動きを示すことを特徴とする請求項 42 ~ 47 のいずれかに記載の方法。

【請求項 49】

前記心臓の異常な動きが、心房性期外収縮または心房細動に起因することを特徴とする請求項 48 に記載の方法。

【請求項 50】

前記センサユニットを前記対象の胴体上部の胸の部分に配置することとを特徴とする請求項 29 ~ 49 のいずれかに記載の方法。

【請求項 51】

前記センサユニットを前記対象の胴体上部の裏側の部分に配置することとを特徴とする請求項 29 ~ 49 のいずれかに記載の方法。

【請求項 52】

前記角度弾動信号を微小電気機械のジャイロ스코ープを用いて取得することとを特徴とする請求項 29 ~ 49 のいずれかに記載の方法。

【請求項 53】

コンピュータによって判読可能であり、かつ心臓のモニタリングシステムにおいて請求項 28 ~ 52 のいずれかに記載の方法を実行するための命令をコードする、コンピュータプログラム製品。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

発明の分野

本発明は、ユーザーのバイタルサインをモニタリングすることに関し、特に独立請求項の前文に規定する、対象の心臓の動きをモニタリングするためのシステム、方法およびコンピュータプログラム製品に関する。

【背景技術】

【0002】

発明の背景

心臓は、小部屋で形成された中空の組織であり、これらの小部屋は、その長さや形状を変化させる収縮を起こすことができる。心臓は、周期的収縮により、心臓血管系と呼ばれ

10

20

30

40

50

る動脈と静脈のネットワークを通じてポンプのように血液を送り出す。図 1 に示すように、人の心臓は、4つの部屋を含み、これらは中隔によって右側（右心房 R A と右心室 R V）と左側（左心房 L A と左心室 L V）に分割されている。心拍周期中、右心房 R A は、静脈から血液を受け取り右心室に送り込み、右心室 R V は、酸素供給のために血液を肺に送り込む。左心房 L A は、酸素供給を受けた血液を肺から受け取り、左心室 L V に送り込み、左心室 L V は、血液を静脈に送り込む。心尖部 A P は、左心室 L V の下外側部によって形成される部分である。

【0003】

モニタリング対象の心臓の働きを示す測定可能なパラメータを提供するための、様々な技術が開発されてきた。これらの技術の多くは侵襲性であり、それゆえ先進的な医療用途にのみ適している。

10

【0004】

非侵襲性の技術には心エコー（echocardiography）があるが、これは超音波を利用して心臓の画像を提供する。心エコーは、ベッドのそばで楽に行うことができ、それゆえ疾患のある心臓と健康な心臓の心臓力学の非侵襲性の研究に広く普及するツールになった。しかし、生成された画像は、複雑かつ基本的に固定されたコンピュータ機器を要し、高度に訓練された医師による解釈を必要とする。臨床環境の外で、心エコーによって心臓の動きを歩行可能にまたは長期にモニタリングすることは、現実には不可能である。

20

【0005】

心電図検査（electrocardiography）は、モニタリング対象の皮膚の表面に装着した電極を用いて心臓の電氣的活動を測定することに基づいている。心電図検査では、心臓の脱分極波を皮膚の特定の位置に置かれた1対の電極の間の電圧の変化として検出する。典型的には、多くの電極を使用し、（導線の）対に組み合わせて配置する。心電図は、非常に正確で広く普及しており、ある程度コンピュータ化された解釈も可能である。しかしながら、電極を適切に配置するのは、医学訓練を受けていないユーザーには難しいかもしれない。加えて、測定システムは、典型的には、コンピュータ化されたシステムを必要とし、これがケーブルを用いて、導電性のジェルを介してモニタリング対象の皮膚に連結する複数の自己接着性のパッドに接続されている。そのような配線をつけたままの動きは極めて限定される。

30

【0006】

国際公報第 W O 2 0 1 0 1 4 5 0 0 9 号は、対象の生理的状态を示す情報を決定するための装置を開示する。この装置は、複数の空間軸に沿って測定された、対象の心臓運動を示す心弾動計データ（ballistocardiograph data）を取得するセンサデバイスを有する。心弾動計データは、心臓の心筋の活動に応答して起こる身体の機械的運動の程度を示す。それで、この心弾動計データを用いて、対象の心臓運動を示すデータを処理する。この先行技術の方法は、先行技術の制限のいくつかを克服する。しかし、空間軸に沿った線形の測定は、測定の間におけるモニタリング対象の姿勢に大きく影響されることが分かっている。加えて、心拍周期のいくつかの特性は、線形の運動データを用いては完全な信頼性をもって測定することはできない。

40

【発明の概要】

【0007】

発明の概要

本発明の目的は、先行技術の欠点の少なくとも1つを取り除き、あるいは少なくとも軽減する、心臓の働きをモニタリングする非侵襲のソリューションを提供することである。本発明の目的は、独立請求項の特徴部分に従うシステム、方法およびコンピュータプログラム製品を用いて実現される。

【0008】

本発明の好ましい実施態様は、従属請求項に開示される。

【0009】

50

心筋線維の特定の配向に起因して、心拍周期において心臓は、長軸に沿う回転と絞るような（ねじる）運動を行う。心臓の回転が起こす左心室LVのねじれて絞りそして開くという動きは、心臓の1回拍出量の約60%を支える。残りは左心室LVと左心房LAとの間の壁の移動の結果と、心尖部APから左心室LVへの線形の絞りの結果と考えられ得る。

【0010】

本発明は、対象（subject）の胸部の回転運動を示す角度弾動信号（angular ballistograph signal）を取得するように構成されている角運動センサ（sensor of angular motion）を含むデバイスを開示する。信号処理手段は、この角度心弾動信号（angular ballistocardiograph signal）から出力パラメータの測定値を生成するように構成されており、これが対象の心臓の働きを示す。生成された値またはパラメータは、スタンダード型システムまたは結合体において使用することができ、1以上の先行技術の技術を使用するシステムにおいて取得した信号および/または解析を改善する。

10

【0011】

角運動センサの信号は、重力の影響を受けないので、測定はモニタリング対象の位置ないし姿勢から実質的に独立したものとなる。胸部の外部角運動は、単なる心臓の回転の範囲や心臓の大きさと人の胸部の直径との比率から予測しうるものより大きな規模のオーダーであることが分かっている。また、角運動の検出も心臓に対するセンサの位置に比較的鈍感であることも分かっている。これらの側面により、正確な測定が、モニタリング対象の胸部に装着された1つのジャイロスコープだけ、例えば、微小電気機械のジャイロスコープだけを用いても行うことができる。微小電気機械のジャイロスコープは、正確で、小型で、商業的にも十分入手可能である。

20

【0012】

本発明のこれらの利点とさらなる利点を以下に、本発明のいくつかの実施例の詳細な説明とともに詳述する。

【0013】

図面の簡単な説明

以下に、好ましい実施態様に関連して、添付の図面を参照して、本発明をより詳細に説明する。

30

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】図1は、人の心臓の要素を示す。

【図2】図2は、モニタリングシステムの実施態様の機能的要素を示す。

【図3】図3は、心臓のモニタリングシステムの機能的構成を示す。

【図4】図4は、心臓のモニタリングシステムの他の例示的な構成を示す。

【図5】図5は、図4のシステムを用いて取得した測定結果を示す。

【図6】図6は、心臓のモニタリングシステムを含む遠隔モニタリングシステムを示す。

【図7】図7は、心拍周期の間における例示的な角度心弾動信号を示す。

【図8】図8は、角度心弾動信号を簡略化した例を示す。

40

【図9】図9は、特定の整合フィルタリング後の図7の角度心弾動信号に対応する例示的な出力信号を示す。

【図10】図10は、図7の信号からの電位AOピークを示す。

【図11】図11は、検査対象から測定した1回拍出量と心拍のタイムスタンプの例示的な値を示す。

【図12】図12は、様々な測定技術を用いて1人の検査対象から同時に取得した測定値を示す。

【図13】図13は、対象の心房性期外収縮を示すパラメータの生成を示す。

【図14】図14は、対象の心房細動の場合における例示的な時間差（TD）を示す。

【図15】図15は、検討対象者が呼吸をしている時の心房細動の場合における例示的な

50

信号の振幅変動を示す。

【図16】図16は、心血管の回転を示す例示的な信号のECG波形と角度心弾動図波形の例を示す。

【発明を実施するための形態】

【0015】

いくつかの実施態様の詳細な説明

下記の各実施態様は例示である。明細書中において「或る」、「1つの」または「いくつかの」実施態様ということがあるが、これは、必ずしもこれらの語による言及が同じ実施態様を意味したり、特徴が1つの実施態様にのみ適用されることを意味したりするものではない。異なる実施態様の特徴を1つずつ組み合わせて更なる実施態様を提供してもよい。

10

【0016】

以下、本発明の様々な実施態様を実施しうるデバイス構成の単純な実施例を用いて本発明の特徴を説明するが、実施態様の描写に関係のある要素のみを詳細に説明する。心臓のモニタリングシステムおよび方法の様々な実施例は、一般的に当業者に知られている要素を有し、ここに具体的に記載しない場合がある。

【0017】

本発明に従うモニタリングシステムは、対象の心臓の働きを示す1以上のパラメータについて1以上の出力値を生成する。これらの値は、そのまま使用してもよく、あるいは対象の心臓の状態を示すようにさらに処理されてもよい。モニタリングシステムは、ここでは、人間の対象(者)に適用するように開示されている。しかしながら、本発明は、心臓と身体とを有し、身体が心臓を反応可能に納め、心拍が身体の反跳運動(recoil motion)をもたらすようになっているあらゆる動物種またはあらゆるタイプの対象に適合的である。

20

【0018】

図2のブロック図は、本発明に従うモニタリングシステム200の実施態様の機能的要素を示す。システムは、対象の胸部の回転運動を示す角度弾動信号を取得するように構成された角運動センサと、角度心弾動信号から対象の心臓の働きを示す出力パラメータの測定値を生成するように構成された信号処理手段とを含む。これらの要素は、1つの物理的デバイス(例えば、スマートフォンやタブレットのようなモバイルコンピューティングデバイス)として実施されてもよい。代替的に、これらの要素は、システムの2つ以上の電氣的または通信的に連結された物理的デバイスに含まれていてもよい。図2は、システム200がセンサユニット202と制御ユニット204とを有する例示的な構成を示す。この例において、センサユニット202は、モニタリング対象に装着される要素として考えてもよく、また、制御ユニット204は、モニタリング対象から物理的に離れた要素として考えてもよい。

30

【0019】

センサユニット202は、角運動センサ206を含む。角運動センサは、対象に装着されて、それが取り付けられた対象または対象の一部の動作に沿って動くように構成されている。回転運動(rotational movement)または角運動(angular motion)は、ここでは、回転軸に対して半径方向の配向において物体が進行する円運動を指す。角運動センサ(sensor of angular motion)は、ここでは、対象の角運動に曝されていてもよい、角運動の少なくとも一つの変数を電気信号に変換する機能的要素を指す。適合的な変数は、例えば、半径方向の配向における位置、角速度および角加速度である。心臓の回転運動と対象の身体の周囲の部分の逆回転運動は振動性であり、したがって、角運動センサは、適用した変数の方向と規模の両方を検出するように構成されていてもよい。

40

【0020】

センサユニット202は、また、生の(raw)入力電気信号を操作してさらなる処理のための次の段階の要求を満たすようにする信号調整ユニット208も含んでいてもよい

50

。信号調整は、例えば、センサ入力信号を分離し、フィルタリングし、増幅し、他の制御デバイスまたは制御システムに送られてもよい比例出力信号に変換することを含んでいてもよい。信号調整ユニット208は、また、信号について、合計、積分、パルス幅変調、線形化およびその他の数学的演算等の計算機能も行ってもよい。信号調整ユニット208が代替的に制御ユニット204に含まれていてもよい。

【0021】

角運動センサは、胸部の運動信号、即ち、胸部内における対象の心臓の働きに応答する胸部の回転反跳運動を示す角度心弾動信号、を生成するように構成される。心弾動図記録法 (ballistocardiography) は、一般的に、心拍周期中の身体の質量の中心における変化 (shifts) に応答して起きる身体の運動を測定するための技術を指す。胸部 (chest) は、ここでは、対象の頸部と腹部の間の胴体上部における、身体の胸の部分の部分を指す。有利には、胸部の回転運動が、対象の矢状面に平行な軸について測定される。ただし、他の軸も同様に、技術的範囲内で適用し得る。

10

【0022】

角運動センサ206は、対象の胸部の外側に所望の位置と配向において、締結要素を用いて、胸部の下層の部分が動いた時にセンサがそれに従い動くように、装着されていてもよい。締結要素 (fastening element) は、ここでは、角運動センサ206をユーザーの皮膚の外側表面と接する位置に置くために用いられてもよい機械的手段を指す。締結要素は、例えば、弾性的または調節可能なストラップを用いて実施されていてもよい。角運動センサ206と、その電氣的接続に必要な任意の電氣的配線が、ストラップに取り付けられていてもよく、ストラップと一体的になっていてもよい。他の締結機構も同様に適用することができる。例えば、締結要素は、胸部領域において皮膚上に角運動センサ206を装着するための1以上の取外し可能な粘着バンドを含んでいてもよい。対象の胸部の回転運動は、代替的に、対象の胴体上部の任意の他の部分における位置に連結された角運動センサを用いて検出されてもよい。例えば、対象の胴体上部の裏側における位置がこの目的に適用されてもよい。そのようなセンサ構成は、特定の締結要素を用いない測定を可能にする。例えば、センサユニットはマットレス等の敷物の中に組み込まれていてもよく、モニタリング対象が追加のストラップやテープを用いずにその上に横たわってもよい。

20

【0023】

角運動センサは、典型的には、検知方向を有しているが、これは、特定の回転軸の周りの角運動を検知するように構成されていることを意味する。この回転軸は、角運動センサの検知方向を定義する。

30

【0024】

微小電気機械 (MEMS) 構造は、物理的特性におけるごく僅かな変化の迅速かつ正確な検出に適用できることが知られている。微小電気機械のジャイロスコープは、ごく僅かな角変位の迅速かつ正確な検出に適用できる。運動 (motion) は、3直交方向における並進と3直交軸の周りの回転の、6自由度を有する。後者の3つは、ジャイロスコープとしても知られる角速度センサによって測定され得る。MEMSジャイロスコープは、角速度の測定にコリオリの効果を利用する。質量体が1方向に移動中に回転角速度が加えられると、質量体は、コリオリ力の結果として直交方向の力を受ける。そして、コリオリ力によって結果として生じた物理的移動が、例えば、容量型、圧電型または圧抵抗型のセンサ構造から検出され得る。

40

【0025】

MEMSジャイロスコープにおいては、適切なベアリングを欠くため、一次運動 (primary motion) は、通常、従来 of ジャイロにみられるような連続的な回転にならない。その代わりに、機械的振動が一次運動として利用され得る。振動ジャイロスコープが一次運動の方向に直交する角運動を受けると、波状の (undulating) コリオリ力が生ずる。これが、該一次運動と該角運動の軸とに直交する二次振動を一次振動の周波数にて作り出す。この連動した振動の振幅を角運動の測定に用いることができる。

50

【 0 0 2 6 】

コリオリ力に基づいているため、ジャイロスコープの検出信号が受ける重力による影響は最小限である。これが、ジャイロ拍動図 (gyrocardiogram) を例えば、振動拍動図 (seismocardiogram) よりもはるかに、モニタリング対象の姿勢に対して鈍感にしている。対象は、こうして拍動図 (cardiogram) 測定値の取得に心地よい位置を自由に選択することができ、あるいは、測定中にある程度動くことさえもできる。

【 0 0 2 7 】

測定中、センサの位置は、最適には心臓にできるだけ近くにあるべきであり、また、センサの配向も、検知方向が対象の身体の回転軸にできるだけ正確に位置合わせされるようにあるべきである。人の対象において、腹側から背側を通して人体を2つに分割する矢状面に平行な軸を適用してもよい。これらのセンサの配置に関する要件は、理解も実施も容易である。加えて、配置における許容誤差も合理的であり、センサユニットを例えば、歩行可能な環境において、あるいは医学訓練をあまりまたは全く受けていない人々によって、固定できるようにする。

10

【 0 0 2 8 】

心臓の機能は、典型的に、狭くしたり、短くしたり、長くしたり、広くしたり、揃ったりといった、様々な心室の指向性の運動を含む。この指向性にもかかわらず、反跳効果は、センサユニットの位置と配向に比較的鈍感であることが突き止められている。配向における位置のズレに対する相対的鈍感性の理由の一つは、理論上、誤差がセンサの検知方向と心臓の回転振動の回転軸との間の角度の余弦に比例することである。ゼロの付近においては、余弦は、ゆっくりと減少する関数であることが知られている。センサの位置に対する相対的鈍感性の理由の一つは、心臓の異なる部分が、周囲（多くの場合、液状組織）に対して異なって連結することである。加えて、動脈内に流れ込む血液の量が検出された胸部の反跳運動に貢献する。心臓の筋肉自体の範囲を超える慣性体積が、センサユニットの位置と配向における合理的なズレが許容できるように、反跳効果を平衡化する。加えて、検出された運動は、より大きく、そしてこれにより比較的簡単に検出できる大きな信号を提供する。

20

【 0 0 2 9 】

制御ユニット 204 は、通信可能にセンサユニットに連結されて、角運動センサによって生成された信号をさらなる処理のために入力する。典型的には、この連結は電氣的であり、センサユニットへの電力供給と、センサユニットと制御ユニットとの間の有線信号交換の両方を可能にする。しかしながら、センサユニットは、独自の電力供給と、制御ユニットへの無線インターフェースとを有するスタンドアロン型のユニットであってもよい。その一方で、センサユニットと制御ユニットとは、一体型の1つの物理デバイスとして実施されてもよい。

30

【 0 0 3 0 】

制御ユニット 204 は、処理コンポーネント 210 を有していてもよいデバイスである。この処理コンポーネント 210 は、予め定義されたデータに対するオペレーションを体系的に実行するための1以上のコンピューティングデバイスの組合せである。処理コンポーネントは、1以上の演算論理ユニットと、多数の特殊レジスタと、制御回路とを有していてもよい。また、処理コンポーネントは、コンピュータが読み取り可能なデータまたはプログラムまたはユーザーのデータが保存できる、データ媒体を提供する記憶ユニット 212 を有するか、あるいはこれに接続されていてもよい。記憶ユニットは、例えば、EEPROM、ROM、PROM、RAM、DRAM、SRAM、ファームウェア、プログラマブル論理等の、1ユニット以上の揮発性または非揮発性メモリを有していてもよい。

40

【 0 0 3 1 】

制御ユニット 204 は、また、制御ユニットの内部処理のためにデータを入力するための少なくとも一つの入力ユニットと、制御ユニットの内部処理からデータを出力するための少なくとも一つの出力ユニットとを有するインターフェースユニット 214 も有してい

50

てもよく、あるいはこれに接続されていてもよい。

【0032】

有線インターフェースが適用される場合は、インターフェースユニット214は、典型的には、外部接続ポイントに届く情報と外部接続ポイントに接続された線に送られる情報のためのゲートウェイとしての役割を果たすプラグインユニットを有する。無線インターフェースが適用される場合は、インターフェースユニット214は、典型的には、送信機と受信機とを含む無線送受信ユニットを有する。無線送受信ユニットの送信機は、処理コンポーネント210からビットストリームを受信してアンテナによる送信用の無線信号に変換してもよい。それに対応して、アンテナによって受信された無線信号は、無線送受信ユニットの受信機に導かれてもよく、そこで無線信号はさらなる処理のために処理コンポーネント210に送られるビットストリームに変換される。異なる複数の有線または無線インターフェースが1つのインターフェースユニットにおいて実施されていてもよい。

10

【0033】

また、インターフェースユニット214は、キーボード、タッチスクリーン、マイクまたはデータ入力のためのこれらと同等のものと、画面、タッチスクリーン、スピーカーまたはデバイスユーザーへのデータ出力のためのこれらと同等のものを備える、ユーザーインターフェースを有していてもよい。

【0034】

処理コンポーネント210とインターフェースユニット214とは、電気的に相互に接続されて、あらかじめ定義された、本質的にプログラムされたプロセスに従って、受信したおよび/または保存したデータに対するオペレーションを体系的に実行するための手段を提供する。これらのオペレーションは、図2のモニタリングシステムの制御ユニットについてここに説明した手順を含んでいる。

20

【0035】

図3は、図2のセンサユニット202と制御ユニット204とを含む、心臓のモニタリングシステム200の機能的構成を示す。センサユニットは、モニタリング対象の胸部に装着されており、胸部の一時的な角運動 AM_{chest} に曝され、対応する運動 $a_m(t)$ を受ける。角運動 $a_m(t)$ に応答して、センサユニットは、角度心弾動信号 S_{a_m} を生成して、それを制御ユニットに送る。制御ユニットは、1以上のデータ処理機能 F_1 、 F_2 、 F_3 を含み、これら各々が角度心弾動信号 S_{a_m} の値と、対象の心臓のオペレーションパラメータを示す出力パラメータ p_1 、 p_2 、 p_3 の値との間の、規則ないし対応を定義する。制御ユニットは、これらの出力パラメータ p_1 、 p_2 、 p_3 の1以上を後で処理するために局所データ保存部に保存し、1以上の媒体形式におけるこれら出力パラメータの1以上を制御ユニットのユーザーインターフェースを通じて出力してもよく、またはこれらの1以上をさらなる処理のために遠隔ノードに送信してもよい。

30

【0036】

図4は、システム400が、モバイルコンピューティングデバイス、即ち、センサユニットと制御ユニットの両方を組み込むスマートフォンである、他の例示的な構成を示す。今日の先進的なモバイルコンピューティングデバイスの多くがジャイロスコープ装置を含んでおり、様々な方向における角運動を検知できる多軸型のジャイロスコープを含んでいることも多い。内蔵のジャイロスコープ装置からの単数または複数の信号が、例えば、オペレーティングシステムのアプリケーションプログラムインターフェース (API) を介して利用可能であるかもしれない。アプリケーションは、ジャイロスコープ信号とモバイルコンピューティングデバイスのコンピューティング手段を利用するように構成されていてもよく、そしてこれにより請求項に記載するシステムを形成するようにしてもよい。モバイルコンピューティングデバイスシステムを利用する利点は、モニタリングが、典型的には、ユーザーがいずれにせよ利用可能な、非専用デバイスを用いて行うことができることである。ユーザーは、例えばスマートフォンを用いて容易に、自分のジャイロ拍動図をとり、例えば心拍数 (heart rate) を測定したり心房細動を検出したり等することができる。さらに、モバイルコンピューティングデバイスの処理手段、記憶手段およ

40

50

びインターフェース手段が、モバイルコンピューティングデバイスにおいて測定データを局所的に記憶したり、事前処理をしたり、本処理をしたりすることを可能にし、および/またはさらなる処理や、例えば医師による分析のために遠隔地に送信することを可能にする。

【0037】

より詳細に以下に説明するように、モニタリングシステムにおいて、ジャイロスコープの信号は、他型の信号と組み合わせて使用してもよい。図4のモバイルコンピューティングデバイスは、例えば、ECG電極をモバイルコンピューティングデバイスのケーシングに統合してECGモニタリング機能を備えていてもよい。そのような構成は、ECGとジャイロスコープ信号とを組み合わせることを可能にし、例えば、心臓の時間間隔 (cardiac time intervals) を決定できるようにする。

10

【0038】

図4に示すように、モバイルコンピューティングデバイス400は、また、手首装着型心拍モニタ402 (スマートウォッチやこれと同様のもの) や、心拍数を測定できる1または2のヘッドホン404一式等の他の装置に接続されていてもよい。2つの測定点からの信号の使用により、心臓から他の特定の位置への (これらの事例では手首または耳までの) 脈拍 (動脈圧拍動) 送信時間を決定することが可能になる。これら2つの測定位置の間の距離が分かっている時は、脈拍送信時間を血圧や動脈抵抗等の様々な生理的パラメータの測定に使用することができる。

【0039】

図5は、図4のシステム (即ち、ユーザーの胸部に装着されたスマートフォン) を用いて取得した測定結果を示す。スマートフォンは、多軸加速度計も含み、曲線 Acc X、Acc Y および Acc Z は、線形加速度計からの X 方向、Y 方向および Z 方向の信号を表す。曲線 Gyro X、Gyro Y および Gyro Z は、同じスマートフォン内のジャイロスコープ装置からの X 方向、Y 方向および Z 方向の軸 (axes) の周りの角運動信号を表す。多軸ジャイロスコープの出力信号の方がより明確であり、それゆえ、多軸加速度計の不明確な出力信号よりも正確な分析に適していることが見て取れるであろう。

20

【0040】

図6は、図2の心臓のモニタリングシステムを含む遠隔モニタリングシステムを示す。システムは、図2のセンサユニット202と制御ユニット204とを有する局所ノード600を含んでいてもよい。加えて、局所ノード600は、遠隔ノード602に通信的に接続されていてもよい。遠隔ノード602は、例えば、1以上のユーザーに対するサービスとしてのモニタリングアプリケーションを提供するアプリケーションサーバであってもよい。アプリケーションを用いてモニタされる側面の1つは、ユーザーの心臓の状態であってもよい。代替的に、遠隔ノードは、心臓のモニタリングアプリケーションがインストールされたパーソナルコンピューティングデバイスであってもよい。局所ノードは、専用のデバイスでもよく、あるいは上述のセンサユニットと制御ユニットを含むデバイスの組合せであってもよい。代替的に、局所ノードは、多目的コンピュータデバイス (例えば、携帯電話、携帯型コンピューティングデバイス、またはユーザーのネットワークターミナル) におけるクライアントアプリケーションをインターフェース接続するセンサユニットとして実施されていてもよい。コンピュータデバイスにおけるクライアントアプリケーションは、センサユニットとサーバアプリケーションとをインターフェース接続していてもよい。サーバアプリケーションは、物理的遠隔ノード602に存在していてもよく、通信ネットワークを通じてアクセス可能な遠隔ノードのクラウドに存在していてもよい。

30

40

【0041】

本発明の様々な側面が図に示されたり、ブロック図、メッセージフロー図、フローチャートおよび論理フロー図、またはその他の図的記述として説明されたりしているが、図に示すユニット、ブロック、装置、システム要素、手順および方法は、例えば、ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、特殊目的回路または論理、コンピュータデバイス、あるいはこれらの組合せにおいて実施されていてもよいことが十分に理解される。ソフト

50

ウェアのルーチンは、プログラム製品とも呼ばれることがあるが、これは製造される物品であり、装置によって判読可能な任意のデータ記憶媒体に保存することができ、また、これらは、特定のあらかじめ定義されたタスクを実行するためのプログラム命令を含む。したがって、本発明の実施態様は、コンピュータによって判読可能であり、かつ図2、図3、図4または図5のデバイスまたはシステムにおける対象の心臓の働きをモニタリングするための命令をコードする、コンピュータプログラム製品も提供する。

【0042】

角運動センサは、有利には、微小電気機械デバイスであるが、他の角運動検出技術も同様に適用できる。例えば、対象の胸部に装着された磁気探知機を使用して、地球の磁場に関連する胸部の位置の変化を決定してもよい。

10

【0043】

雑音やその他の望まない特徴は、生の角度心弾動信号 S_{am} からアナログまたはデジタルフィルタを用いて取り除かれてもよい。ローパス、ハイパスまたはバンドパスフィルタを適用してもよい。例えば、アナログ信号をデジタル形式に変換した後、以下の形式のデジタルローパスフィルタをこの目的に適用してもよい。

$$y(t) = (1 - k) * y(t - 1) + k * x(t) \quad (1)$$

式中、

$y(t)$ は、時間ステップ t におけるフィルタされた信号の値であり、
 $y(t - 1)$ は、時間ステップ $(t - 1)$ におけるフィルタされた信号の値であり、
 x は、時間ステップ t におけるフィルタされない信号の値であり、
 k は、フィルタ係数である。

20

フィルタリングは、また、あるいは代替的に、多項式フィッティング（例えば、Savitzky-Golayフィルタを用いたコンボリューション（convolution））を適用してもよい。

【0044】

図7の曲線は、検査対象の心拍周期の間における例示的な、フィルタされた角度心弾動信号 S_{am} を示す。縦軸は、特定の検知方向において検知された角速度の規模を表し、横軸は、時間ステップの累積数または経過時間を表す。信号雑音比は、フィルタされた信号をあらかじめ定義されたテンプレートと相関する整合フィルタリング（matched filtering）によって拡大されてもよい。心臓の運動は近似されてもよく、心臓が第1の方向に（ここでは正のねじれ）ねじれたり、反対の第2の方向に（ここでは負のねじれ）ねじれたりする往復運動を構成するようにしてもよい。テンプレートは、信号の特性（例えば、特定の振幅、時間領域の特徴または周波数領域の特徴）に関する1組の1以上の限界を有していてもよい。

30

【0045】

簡単な例として、図7の角度心弾動信号 S_{am} の整合フィルタリングは、信号の極値（極小値/極大値）によって行われてもよい。図8は、角度心弾動信号 S_{am} の簡略化した例を示す。例えば、制御ユニットは、連続的な極大値と極小値 $m \times 1$ 、 $m n 1$ 、 $m \times 2$ 、 $m n 2$ 、 $m \times 3$ 、 $m n 3$ 、... を決定し、図6に示すように、これらの間の傾き $s 1$ 、 $s 2$ 、... を決定するように構成されていてもよい。

40

$$s 1 = m \times 1 - m n 1$$

$$s 2 = m \times 2 - m n 1$$

$$s 3 = m \times 2 - m n 2$$

$$s 4 = m \times 3 - m n 2$$

等。

【0046】

整合フィルタリングのテンプレートは、例えば極大値、極小値、個別の傾きの値、または傾きの組合せに対する、1以上の限界を含んでいてもよい。図9は、より詳細に以下に

50

詳述する、特定の整合フィルタリング後の図7の角度心弾動信号 $S_{a,m}$ に対応する例示的な出力信号を示す。

【0047】

制御ユニットは、様々な出力パラメータを生成するように構成されていてもよい。最も単純な形式において、パラメータは、ねじり運動の間における、心臓の半径方向の配向、心臓の角速度または心臓の角加速度を示していてもよい。この出力パラメータは、図7または図9に示す、測定され、調整され、かつフィルタされた角度心弾動信号 $S_{a,m}$ に対応していてもよい。

【0048】

代替的に、または追加的に、パラメータは、対象の心臓の1回拍出量を示していてもよい。出力パラメータは、角度心弾動信号 $S_{a,m}$ の振幅を決定して、それを一時的な1回拍出量を表す値として使用することによって生成されてもよい。例えば、ピーク振幅、半振幅、または二乗平均平方根振幅 (root mean square amplitude) がこの目的に使用されてもよい。信号は、純粹に対称な周期波ではないため、振幅は、有利には、定義された基準値 (例えば、信号曲線のゼロ点から) に対して測定される。その他の基準値も、同様に技術的範囲内で適用してもよい。

10

【0049】

代替的に、または追加的に、パラメータは、対象の心拍 (心臓の鼓動; heart beat) を示していてもよい。例えば、出力パラメータは、角度心弾動信号 $S_{a,m}$ の特徴点を選択し、連続的な (consecutive) 信号系列 (sequences) における特徴点の発生を決定することによって生成されてもよい。信号系列の極小値または極大値を特徴点として適用してもよい。特徴点の発生は、心拍のタイムスタンプと考えるもよい。2つのタイムスタンプの間の期間は、対象の心臓の一次的な心拍間隔 (B-B) 時間を表すと考えるもよい。定義された期間のタイムスタンプの数は、対象の心拍数 (HR) を示すように適用してもよい。

20

【0050】

代替的に、または追加的に、パラメータは、対象の心臓の大動脈の開口または閉口を示していてもよい。大動脈の開口 (AO) と大動脈の閉口 (AC) とは、典型的には胸部の反跳効果におけるピークとして現れる。反跳が線形加速手段を用いて測定される測定システムにおいて、AOピークとACピークとは極めてよく似た形状であるが、通常、AOピークの方がACピークよりも高い。しかしながら、対象によっては、AOピークとACピークとがほぼ同じ高さであったり、あるいはACピークの方がAOピークよりも高いことさえあつたりするかもしれない。また、線形加速手段では、対象の姿勢が信号の形状に影響する傾向がある。このため、特に、対象が様々な姿勢でいることを許されているような場合には、線形加速手段を用いた測定値は、必ずしも信頼できるデータを提供しない。反跳がジャイロスコープを用いて角運動を検知することによって測定される測定システムにおいては、AOピークは、非常に独特な形状を有し、それゆえ、ずっと高い信頼性をもって角度心弾動信号 $S_{a,m}$ におけるACピークと区別できる。

30

【0051】

図7と図9を再度参照すると、図7における角度心弾動信号 $S_{a,m}$ の強調部分は、上記に概説した整合フィルタリングのメカニズムによって識別されてもよいAOピークを含む。図10は、図5の信号からの電位AOピークを示す。有効なAOピークの検出を確実にするため、角度心弾動信号 $S_{a,m}$ の極大値の周辺が整合フィルタリングのテンプレートに利用されてもよい。例えば、制御ユニットを上述のように、信号曲線の傾きを決定するように構成して、定義された数の連続的な傾きの合計を決定してもよい。定義された数が、例えば4の場合、制御ユニットは、和 $S_{t,t} = s_1 + s_2 + s_3 + s_4$ を計算し得る。有効なAOピークは、例えば、系列における和 $S_{t,t}$ の極大に対応する範囲において存在すると考えるもよい。

40

【0052】

代替的に、または追加的に、パラメータは、心臓の機能と相互作用する他の生体の働き

50

を示していてもよい。そのような生体の働きは、例えば、呼吸であり得る。図 11 は、検査対象から測定した信号における 1 回拍出量と心拍のタイムスタンプの例示的な値を示す。呼吸の間、心臓の 1 回拍出量と心拍間隔時間とが典型的に変化することが示されるかもしれない。肺が空の時、1 回拍出量は最大値に到達するかもしれない、また、心拍間隔時間はより低いかもしれない。肺が満たされている時は、1 回拍出量の値はより小さく、心臓はより早く鼓動する。したがって、対象の呼吸は、角度心弾動信号 $S_{a,m}$ の周期的変調として見てもよい。変調の周波数は、対象の呼吸速度を表すと考えてもよく、変調の振幅は、対象の呼吸の深さを表すと考えてもよい。

【0053】

他のパラメータも、角度心弾動信号 $S_{a,m}$ から派生し得るものであって、かつ対象の心臓の機能の状態を表すために適合的であれば、同様に技術的範囲内で使用し得る。

10

【0054】

図 12 は、2 つの従来技術と、本提案の新しい方法とを用いて 1 人の検査対象から同時に取得した測定値を示す。第 1 の曲線 10 は、心電図を用いて生成した出力信号を示し、第 2 の曲線 12 は、多軸加速度計（振動拍動図、z 軸）を用いて生成した出力信号を示し、そして第 3 の曲線 14 は、多軸ジャイロスコープ（y 軸）を用いて生成した角度心弾動信号を示す。大動脈弁の開口 AO（大動脈の回転開口）に関連する発生が、多軸加速度計の信号におけるよりも本提案の角度心弾動信号において、より区別できるとみることができる。

【0055】

1 以上の異なる型の出力パラメータが、システムにおいて作成されてもよい。これらのパラメータは、システムから出力して、またはシステムにおいて適用して、対象の心臓の働きにおける機能不全や異常を示すようにしてもよい。

20

【0056】

ある実施態様において、対象の心拍数（heart-beat rate）について繰り返す 2 つの波形パターンのタイミングを適用して、対象の異常な心臓の働きを示すようにしてもよい。例えば、心臓の活動に関連する電磁現象を示す第 1 の信号が、心拍数について繰り返す第 1 の波形パターンから抽出されてもよい。また、心血管の回転を示す第 2 の信号が、同様に心拍数について繰り返す第 2 の波形パターンから抽出されてもよい。心血管の回転は、上述のように、対象の胸部の回転運動から測定されてもよい。第 1 の信号と第 2 の信号とを使用して、タイミングデータを形成してもよく、その各タイミング値は、1 心拍期間に属する第 1 の波形パターンの基準点から同じ心拍期間に属する第 2 の波形パターンの基準点までの期間を示してもよい。心拍数を示す、タイミングデータとペーシングデータとの相関関係は、心臓の機能（不全）と正常（異常）を示すパラメータとして使用されてもよい。

30

【0057】

第 2 の波形パターンは、第 1 の信号についての第 1 の波形パターンに対する心臓の応答を表すように選択されてもよい。第 1 の信号は、例えば、心電計の ECG 波形を表し得る。第 1 の波形パターンは、例えば、しかし必ずしもそうでなくてもよいが、図 10 に示す ECG 波形の R ピークであり得るし、第 2 の波形パターンは、例えば、しかし必ずしもそうでなくてもよいが、図 12 に示す角度心弾動の波形についての AO ピークであり得る。この場合、R ピークの頂点は、第 1 の波形パターンの基準点として使用でき、AO ピークの頂点は、第 2 の波形パターンの基準点として使用でき、タイミングデータ TD の値は、R ピークの頂点の瞬間から AO ピークの頂点の瞬間までの期間を示し得る。

40

【0058】

タイミングデータとペーシングデータとの間の相関関係の程度は、例えば、しかし必ずしもそうでなくてもよいが、下記の等式に従って計算できる相関係数を用いて表現できる。

$$C(j) = E\{(TD - \mu_T) \times (PD - \mu_P)\}$$

50

式中、 $C(j)$ は、相関係数であり、 E は期待値の演算子（即ち、 $E\{\text{変数}\}$ は、変数の期待値）であり、 TD はタイミングデータであり、 μ_T はタイミングデータの平均であり、 PD はペーシングデータであり、 μ_P はペーシングデータの平均であり、そして j は心拍期間におけるタイミングデータに対するペーシングデータのタイムラグを表現する整数である。観察結果 (empirical results) に照らすと、ペーシングデータ PD がタイミングデータ TD に対して 1 心拍期間の遅れを有する（即ち、 $j = 1$ ）のが有利である。この場合、タイミングデータ TD が所定の心拍期間に関係する時は、対応するペーシングデータ PD は、先の心拍期間に関係する。相関係数は、常に -1 から $+1$ の範囲について $r_{T,P}$ の形式で表現できる。

10

$$r_{T,P} = C(j) / (\sigma_T \times \sigma_P)$$

式中、 σ_T および σ_P は、それぞれ、タイミングデータおよびペーシングデータからの標準偏差である。

【0059】

図12は、タイミングデータ TD の例示的な定義方法を示す。この事例において、ECG波形上に現れ、かつ心室筋組織の脱分極によって起こるRピークは、心拍数について繰り返す第1の波形パターン10を表し、心血管の回転を示す波形のAOピークは、心拍数について繰り返す第2の波形パターン14を表す。Rピークの頂点は第1の波形パターンの基準点として適用してもよく、AOピークの頂点は第2の波形パターンの基準点として適用してもよい。

20

【0060】

タイミングデータを定義するための所定の等式と方法は、単なる例示にすぎないことに留意すべきである。タイミングデータとペーシングデータのあり得る相関関係を表現するための方法は数多くあり、本発明は相関関係の特定の表現方法に限定されない。さらにまた、相関関係は必ずしも数学量である必要はなく、依存性が関わる統計的関係の広範な集合の中の任意のものを指すこと、および一般的な意味における相関関係は、因果関係を暗示するものでも要求するものでもないことに留意すべきである。

【0061】

具体的な例として、図13は、対象の心房性期外収縮を示すパラメータの生成を示す。図13の左側の2つのグラフは、図10で言及した第1の波形パターン10と第2の波形パターン14とを示す。右側のグラフは、これらの波形パターンから得たタイミングデータ TD の経験値を示す。右側のグラフにおける各々の数(1、2、3)は、第1の波形パターン10におけるECG波形のRピークと第2の波形パターン14における心血管の回転を示す波形のAOピークとの間の時間差を表す。図13の左側のグラフから分かるように、第2の鼓動2は、心房性期外収縮と考えることができ、第1と第3の鼓動は、正常と考えることができる。右側のグラフに示すように、タイミングデータのトレンドは、心房性期外収縮の間増加するが、正常な場合では、トレンドは実質的に一定または減少している。図13の右側のグラフにおける正の傾きは、タイミングデータとペーシングデータとの間の正の相関関係を示す。タイミングデータとペーシングデータとの間の正の相関関係は、このようにして対象の心房性期外収縮を示すパラメータとしてシステムに適用されたり出力されたりしてもよい。

30

40

【0062】

他の具体的な例としては、観察データ (empirical data) に照らして、心房細動の間において、連続的な複数の心拍期間の間の時間遅延 (TD) における確率の変動 (stochastic variation) があることが分かっている。図14は、ECG波形のRピークと、対象の心房細動の事例における異なる心拍数における心血管の回転を示す波形のAOピークとの間の時間差 (TD) を示す。

【0063】

50

上述の変動の程度は、例えば次の等式に従って、計算可能な数学的変動量を用いて表現できる。

$$V = \frac{\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^M (TD(i) - \mu_T)^2}{M-1}}}{\mu_T} \times 100\%$$

式中、Vは変動量、Mは検討中の心拍数における、検討中のタイミングデータ値の数であり、かつ、 10

$$\mu_T = \frac{\sum_{i=1}^M TD(i)}{M}$$

である。

【0064】

観察データに照らすと、変動量Vは、心房細動中は10%を超えることがあり、正常な場合においては約5%であり得る。 20

【0065】

システムは、このようにして変動量Vが閾値よりも大きい状況に応答して、心房細動を表現する信号を生成するように構成されていてもよい。閾値に適切な値は、患者群および/または他の人々の群から集めた観察データに基づいて決定することができる。閾値は必ずしも定数でなくてもよく、閾値は検討中の個人に従って、時間に従って、および/またはその他の要因に従って変化していてもよい。また、一連の閾値を構築して、各々の閾値が心房細動またはその他の心臓の機能不全および/または異常の具体的な確率を表すようにすることもできる。

【0066】

他の実施態様において、信号上の心拍数について繰り返す振幅変動（即ち、波形パターンの振幅の変動）を用いて、対象の異常な心臓の働きを示すようにしてもよい。振幅変動は、心血管の回転を示す信号から検出されてもよい。振幅変動は、振幅変動が振幅の複数の増加と振幅の複数の減少を含むように、信号上の心拍数について繰り返す波形パターンの振幅の変動であってもよい。心臓の機能不全と異常の指標は、少なくとも部分的に、検出した振幅変動に基づいて決定されてもよい。上述の波形パターンは、例えば、しかし必ずしもそうでなくてもよいが、心血管の回転を示す波形のA0ピークであり得る。

【0067】

そのような心臓の機能不全や異常（例えば、心房細動）は、時には診断が難しいこともあるかもしれないが、心血管の回転を示す信号の波形上に不規則性をもたらすことがある。これらの不規則性は、1つあるいは2つの心拍周期の波形から検出するのは難しいかもしれないが、いくつかの心拍周期を含むより長い期間においては、自らの存在を明示して、信号上の心拍数について繰り返す波形パターンの振幅が、正常な場合におけるよりも強く変化するかもしれない。このように、振幅変動は、心臓の機能不全や異常を示す情報を表す。 40

【0068】

他の実施態様において、時間変化が心拍周期の一時的な長さの変動である信号から、時間変化が検出されてもよい。心臓の機能不全や異常の指標は、心臓の機能不全や異常を示す情報の信頼性を向上させるために、振幅変動と時間変化の両方に基づいて決定することができる。 50

【0069】

図15は、検討対象者が呼吸をしている時の、心房細動の場合における複数の連続的心拍に渡る心血管の回転を示す信号を例示する振幅変動を示す。図16は、心血管の回転を示す例示的な信号のECG波形と角度心弾動図波形の例を示す。

【0070】

振幅変動量は、心臓の動きを示すパラメータとして利用してもよく、心臓の機能不全や異常の発生を検出するために閾値と比較することができる。閾値は、患者群および/または他の人々の群から集めた観察データに基づいて決定することができる。閾値は必ずしも定数でなくてもよく、閾値は検討中の個人に従って、時間に従って、および/またはその他の要因に従って変化していてもよい。また、一連の閾値を構築して、各々の閾値が心房細動またはその他の心臓の機能不全および/または異常の具体的な確率を表すようにすることもできる。

10

【0071】

振幅変動量は、例えば

$$RMS_{p-p} - AVE_{p-p}$$

であり得る。

式中、 RMS_{p-p} は、検出したピーク・ツー・ピーク値の二乗平均平方根 (root-mean-square; RMS) であり、 AVE_{p-p} は、心血管の回転を示す信号の検出したピーク・ツー・ピーク値の相加平均である。他の例として、振幅変動の強さは、検出したピーク・ツー・ピーク値の標準偏差を用いて表現し得る (即ち、振幅変動量は、心血管の回転を示す信号の検出したピーク・ツー・ピーク値の標準偏差であり得る)。

20

【0072】

振幅変動の強さを表現する方法は数多くあり、本発明は振幅変動の強さを表現する何らかの特定の方法に限定されないことに留意すべきである。

【0073】

精度を増した信頼性と機能性のためには、しかしながら、ジャイロ拍動図信号を他の測定技術を用いて生成した信号と組み合わせて使用するのが有利であるかもしれない。例えば、角度心弾動信号は、従来線の線形の心弾動の (ballistocardiologic; BCG) 測定データ、動的および/または静的血圧測定、光電式容積脈波記録法 (PPG)、超音波または磁気測定機器またはECGモニタと組み合わせて使用することができる。信号の組合せは、局所ノードの制御ユニットにおいてまたは図6の遠隔ノードにおいて行ってもよい。

30

【0074】

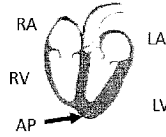
心臓の動きにおける異常の早期かつ効率の良い検出のため、対象の角度心弾動信号または対象の角度心弾動信号から生成したパラメータ値を局所または遠隔データベースに保存してもよい。システムは、そうして、新鮮なデータと選択した保存情報とを自動的に比較し、保存情報からの新しい値のズレが所定の閾値を超える場合は、警告を作成するように構成されていてもよい。

40

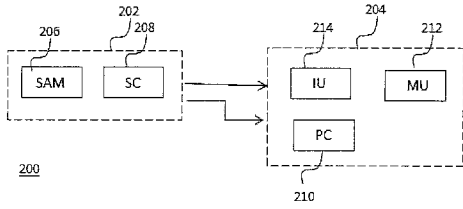
【0075】

技術の進歩に従い、本発明の基本概念が様々な方法で実施し得ることは、当業者に自明である。従って、本発明およびその実施態様は、上記の実施例に限定されるものではなく、特許請求の範囲の適用範囲内で変化するものである。

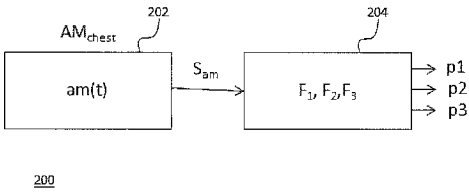
【 図 1 】



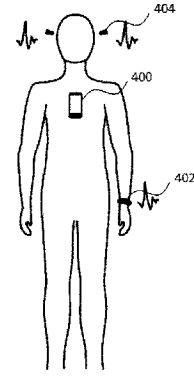
【 図 2 】



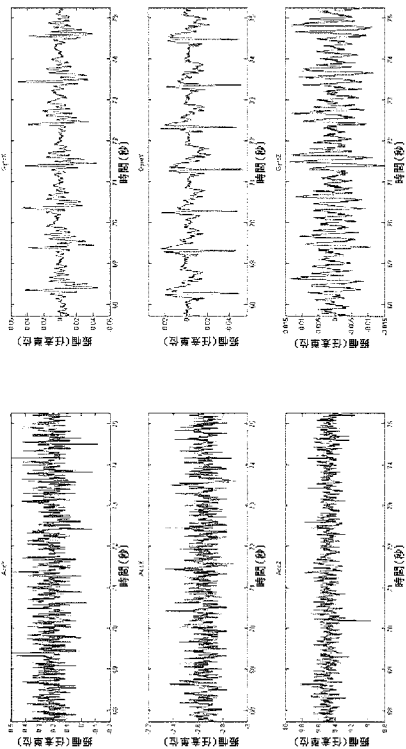
【 図 3 】



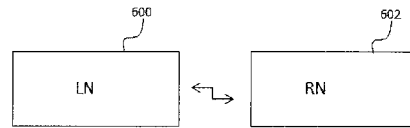
【 図 4 】



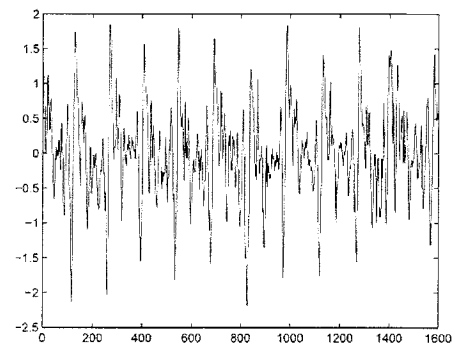
【 図 5 】



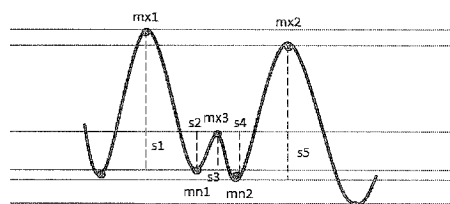
【 図 6 】



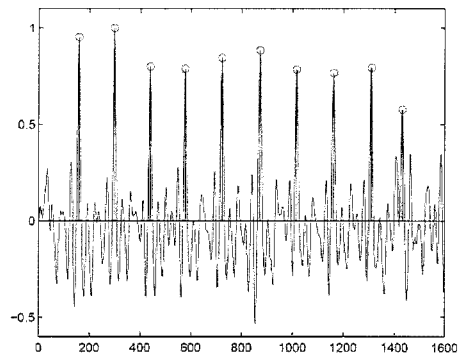
【 図 7 】



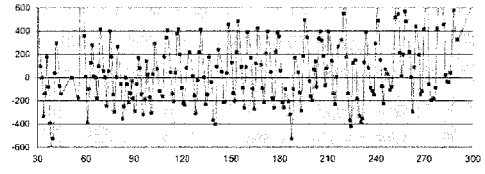
【 図 8 】



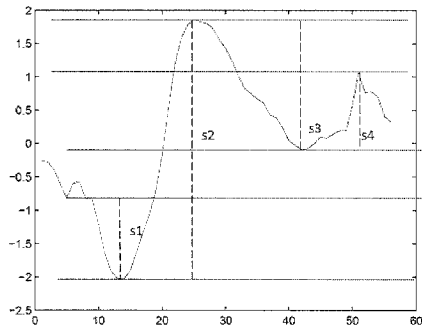
【 図 9 】



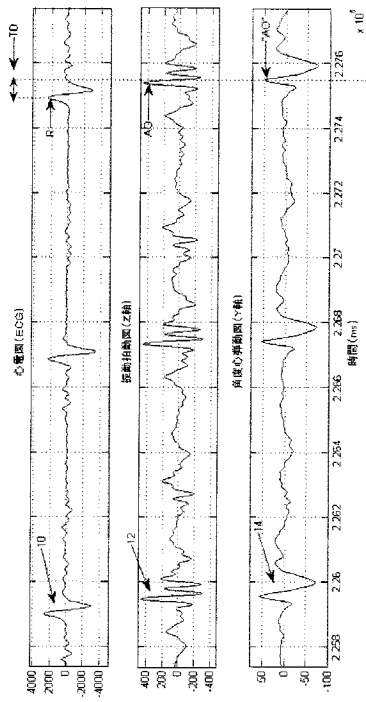
【 図 1 1 】



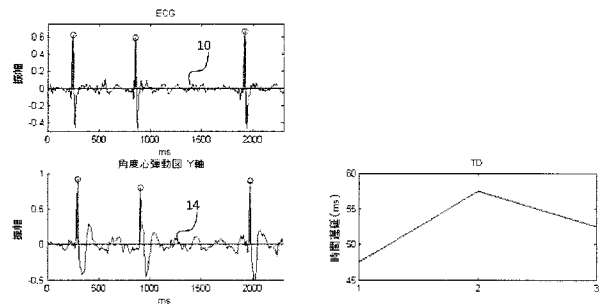
【 図 1 0 】



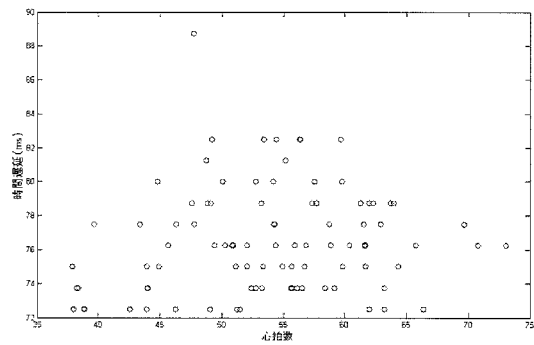
【 図 1 2 】



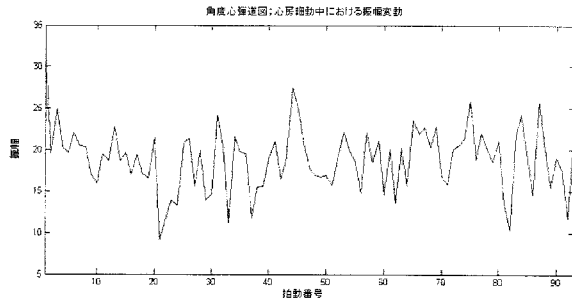
【 図 1 3 】



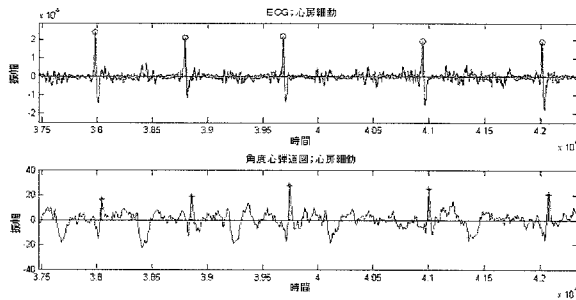
【 図 1 4 】



【図15】



【図16】



【手続補正書】

【提出日】平成27年3月9日(2015.3.9)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0010】

本発明は、対象(subject)の胸部の回転運動を示す角度心弾動信号(angular ballistocardiograph signal)を取得するように構成されている角運動センサ(sensor of angular motion)を含むデバイスを開示する。信号処理手段は、この角度心弾動信号から出力パラメータの測定値を生成するように構成されており、これが対象の心臓の働きを示す。生成された値またはパラメータは、スタンドアロン型システムまたは結合体において使用することができ、1以上の先行技術の技術を使用するシステムにおいて取得した信号および/または解析を改善する。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0018

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0018】

図2のブロック図は、本発明に従うモニタリングシステム200の実施態様の機能的要素を示す。システムは、対象の胸部の回転運動を示す角度心弾動信号を取得するように構成された角運動センサと、角度心弾動信号から対象の心臓の働きを示す出力パラメータの

測定値を生成するように構成された信号処理手段とを含む。これらの要素は、1つの物理的デバイス（例えば、スマートフォンやタブレットのようなモバイルコンピューティングデバイス）として実施されてもよい。代替的に、これらの要素は、システムの2つ以上の電氣的または通信的に連結された物理的デバイスに含まれていてもよい。図2は、システム200がセンサユニット202と制御ユニット204とを有する例示的な構成を示す。この例において、センサユニット202は、モニタリング対象に装着される要素として考えてもよく、また、制御ユニット204は、モニタリング対象から物理的に離れた要素として考えてもよい。

【**手続補正3**】

【**補正対象書類名**】特許請求の範囲

【**補正対象項目名**】全文

【**補正方法**】変更

【**補正の内容**】

【**特許請求の範囲**】

【**請求項1**】

システムであって、前記システムが、
ジャイロスコープであって、対象の胸部についての、前記対象の前記胸部内の心臓の働きに
応答する回転反跳運動を示す角度心弾動信号を取得するように構成されている前記
ジャイロスコープと、

信号処理手段であって、前記角度心弾動信号から前記対象の心臓の働きを示す出力パラメータの測定値を生成するように構成されている前記信号処理手段と
を有することを特徴とするシステム。

【**請求項2**】

センサユニットであって、前記角運動センサを有する前記センサユニットと、
制御ユニットであって、前記センサユニットに連結されて前記角度心弾動信号を受け取る前記制御ユニットと
を含むことを特徴とする請求項1に記載のシステム。

【**請求項3**】

前記センサユニットが、前記対象の前記胸部の外側に装着されるように構成されており、
前記制御ユニットが、前記センサユニットに通信的に連結されて前記角度心弾動信号を受け取るものである
ことを特徴とする請求項2に記載のシステム。

【**請求項4**】

前記角運動センサが、回転軸に平行な検知方向における回転運動を検知するように構成されており、
前記センサユニットの前記検知方向が、前記対象の身体の対称面に位置合わせされるように構成されている
ことを特徴とする請求項1、2または3に記載のシステム。

【**請求項5**】

前記対象が、人であり、かつ前記対称面が前記人の対象の矢状面である
ことを特徴とする請求項4に記載のシステム。

【**請求項6**】

前記システムが、モバイルコンピューティングデバイスである
ことを特徴とする請求項2～5のいずれかに記載のシステム。

【**請求項7**】

前記システムが、前記制御ユニットに通信的に連結されている遠隔ノードを含む
ことを特徴とする請求項2～5のいずれかに記載のシステム。

【**請求項8**】

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の働きの間におけ

る、前記心臓の半径方向の配向、前記心臓の角速度または前記心臓の角加速度を表す測定値を生成するように構成されている

ことを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 9】

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の一時的な 1 回拍出量を表す測定値を生成するように構成されている

ことを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 10】

前記角度心弾動信号が順次的であり、

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号の系列の振幅を決定するように構成されており、

前記信号処理手段が、前記振幅を使用して、前記角度心弾動信号の前記系列の間における、一時的な 1 回拍出量を表す測定値を生成するように構成されている

ことを特徴とする請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の心拍間隔時間または心拍数を表す測定値を生成するように構成されている

ことを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 12】

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の大動脈の閉口または大動脈の開口を表す測定値を生成するように構成されている

ことを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 13】

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号から、前記対象の他の生体の働きを表す測定値を生成するように構成されている

ことを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 14】

前記生体の働きが呼吸である

ことを特徴とする請求項 13 に記載のシステム。

【請求項 15】

前記制御ユニットが、対象の角度心弾動信号または前記対象の前記角度心弾動信号から生成した測定値を局所または遠隔のデータベースに保存するように構成されている

ことを特徴とする請求項 2 ~ 14 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 16】

前記制御ユニットが、新しい測定値と選択した保存情報とを比較し、かつ前記保存情報からの新しい値のズレが予め定義された閾値を超える場合は、警告を作成するように構成されている

ことを特徴とする請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 17】

前記信号処理手段が、

前記角度心弾動信号の振幅変動を決定し、

前記角度心弾動信号の前記決定した振幅変動から、出力パラメータの測定値を生成するように構成されている

ことを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 18】

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号上の前記心拍数について繰り返す波形パターンから前記振幅変動を決定して、前記振幅変動が前記振幅の 2 以上の増加および前記振幅の 2 以上の減少を含むように構成されている

ことを特徴とする請求項 17 に記載のシステム。

【請求項 19】

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号上の前記心拍数について繰り返す大動脈の開口(AO)波形パターンから前記振幅変動を決定するように構成されていることを特徴とする請求項18に記載のシステム。

【請求項20】

前記信号処理手段が、
心臓の活動に係る電磁現象を示す信号から、心拍数について繰り返す第1の波形パターンを抽出し、

前記角度心弾動信号から、前記心拍数について繰り返す第2の波形パターンを抽出し、
タイミングデータであって、その値が1心拍期間に属する前記第1の波形パターンの基準点から、同じ前記心拍期間に属する前記第2の波形パターンの基準点までの期間を示している、前記タイミングデータを形成し、

前記タイミングデータを使用して出力パラメータの測定値を生成するように構成されていることを特徴とする請求項1に記載のシステム。

【請求項21】

前記信号処理手段が、
前記タイミングデータと前記心拍数を示すペーシングデータとの間の相関関係を決定し、

前記相関関係を使用して、出力パラメータの測定値を生成するように構成されていることを特徴とする請求項20に記載のシステム。

【請求項22】

前記信号処理手段が、
連続する心拍期間の間の前記タイミング値における確率的変動を決定し、
前記確率的変動を使用して、出力パラメータの測定値を生成するように構成されていることを特徴とする請求項20に記載のシステム。

【請求項23】

前記信号処理手段が、前記出力パラメータを使用して前記対象の異常な心臓の働きを示すように構成されていることを特徴とする請求項17～22のいずれかに記載のシステム。

【請求項24】

前記心臓の異常な働きが、心房性期外収縮または心房細動に起因することを特徴とする請求項23に記載のシステム。

【請求項25】

前記センサユニットが、前記対象の胴体上部の胸の部分に配置されるように構成されていることを特徴とする請求項1～24のいずれかに記載のシステム。

【請求項26】

前記センサユニットが、前記対象の胴体上部の裏側の部分に配置されるように構成されていることを特徴とする請求項1～24のいずれかに記載のシステム。

【請求項27】

前記センサユニットが、微小電気機械のジャイロ스코プを用いて角度心弾動信号を取得するように構成されていることを特徴とする請求項1～24のいずれかに記載のシステム。

【請求項28】

方法であって、前記方法が、
ジャイロ스코プを用いて、対象の胸部についての、前記胸部内の心臓の働きに
応答する回転反跳運動を示す角度心弾動信号を取得することと、
前記角度心弾動信号から、前記対象の心臓の働きを示す出力パラメータの測定値を生成することと
を有する方法。

【請求項 29】

前記角運動センサを有するセンサユニットを前記対象の前記胸部の外側に装着することと、

前記角度心弾動信号を前記センサユニットに通信的に接続された制御ユニットに送ることと

を含む請求項 28 に記載の方法。

【請求項 30】

回転軸に平行な検知方向において、回転運動を検知することと、

前記検知方向を前記対象の身体の前記対称面に位置合わせすることと

を含む請求項 28 または 29 に記載の方法。

【請求項 31】

前記対象が人であり、かつ前記対称面が前記人の対象の矢状面であることを特徴とする請求項 30 に記載の方法。

【請求項 32】

前記測定値を前記制御ユニットに通信的に連結された遠隔ノードに送ること

を含む請求項 29 ~ 31 のいずれかに記載の方法。

【請求項 33】

前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の動きの間における、前記心臓の半径方向の配向、前記心臓の角速度または前記心臓の角加速度を表す測定値を生成すること
を特徴とする請求項 28 ~ 32 のいずれかに記載の方法。

【請求項 34】

前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の一時的な 1 回拍出量を表す測定値を生成すること

を特徴とする請求項 28 ~ 32 のいずれかに記載の方法。

【請求項 35】

前記角度心弾動信号が順次的であり、かつ前記方法が、前記角度心弾動信号の系列の振幅を決定することと、前記振幅を使用して、前記角度心弾動信号の前記系列の間における、一時的な 1 回拍出量を表す測定値を生成することと

を有することを特徴とする請求項 45 に記載の方法。

【請求項 36】

前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の心拍間隔時間または心拍数を表す測定値を生成すること

を特徴とする請求項 28 ~ 32 のいずれかに記載の方法。

【請求項 37】

前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の大動脈の閉口または大動脈の開口を表す測定値を生成すること

を特徴とする請求項 28 ~ 32 のいずれかに記載の方法。

【請求項 38】

前記角度心弾動信号から、前記対象の他の生体の動きを表す測定値を生成すること

を特徴とする請求項 28 ~ 32 のいずれかに記載の方法。

【請求項 39】

前記生体の動きが呼吸である

ことを特徴とする請求項 38 に記載の方法。

【請求項 40】

対象の角度心弾動信号または前記対象の前記角度心弾動信号から生成した測定値を局所または遠隔のデータベースに保存すること

を特徴とする請求項 28 ~ 39 のいずれかに記載の方法。

【請求項 41】

新しい測定値と選択した保存情報とを比較することと、前記保存情報からの新しい値のズレが予め定義された閾値を超える場合は、警告を作成することと

を特徴とする請求項 40 に記載の方法。

【請求項 42】

前記角度心弾動信号の振幅変動を決定することと、
出力パラメータの測定値を前記角度心弾動信号の前記振幅変動から生成することと
を特徴とする請求項 28 に記載の方法。

【請求項 43】

前記角度心弾動信号についての前記心拍数について繰り返す波形パターンから前記振幅変動を決定して、前記振幅変動が前記振幅の 2 以上の増加および前記振幅の 2 以上の減少を含むようにすることを特徴とする請求項 42 に記載の方法。

【請求項 44】

前記角度心弾動信号上の前記心拍数について繰り返す大動脈の開口 (AO) 波形パターンから前記振幅変動を決定することを特徴とする請求項 43 に記載の方法。

【請求項 45】

心臓の活動に関する電磁現象を示す信号から、心拍数について繰り返す第 1 の波形パターンを抽出することと、

前記角度心弾動信号から、前記心拍数について繰り返す第 2 の波形パターンを抽出することと、

タイミングデータであって、その値が 1 心拍期間に属する前記第 1 の波形パターンの基準点から、同じ前記心拍期間に属する前記第 2 の波形パターンの基準点までの期間を示している、前記タイミングデータを形成することと、

前記タイミングデータを使用して出力パラメータの測定値を生成することと
を特徴とする請求項 28 に記載の方法。

【請求項 46】

前記タイミングデータと前記心拍数を示すペーシングデータとの間の相関関係を決定することと、

前記相関関係を使用して、出力パラメータの測定値を生成することと
を特徴とする請求項 45 に記載の方法。

【請求項 47】

連続する心拍期間の間の前記タイミング値における確率的変動を決定することと、

前記確率的変動を使用して、出力パラメータの測定値を生成することと

を特徴とする請求項 46 に記載の方法。

【請求項 48】

前記出力パラメータを使用して前記対象の異常な心臓の働きを示すことを特徴とする請求項 42 ~ 47 のいずれかに記載の方法。

【請求項 49】

前記心臓の異常な働きが、心房性期外収縮または心房細動に起因することを特徴とする請求項 48 に記載の方法。

【請求項 50】

前記センサユニットを前記対象の胴体上部の胸の部分に配置することを特徴とする請求項 29 ~ 49 のいずれかに記載の方法。

【請求項 51】

前記センサユニットを前記対象の胴体上部の裏側の部分に配置することを特徴とする請求項 29 ~ 49 のいずれかに記載の方法。

【請求項 52】

前記角度心弾動信号を微小電気機械のジャイロ스코ープを用いて取得することを特徴とする請求項 29 ~ 49 のいずれかに記載の方法。

【請求項 53】

コンピュータによって判読可能であり、かつ心臓のモニタリングシステムにおいて請求

項 2 8 ~ 5 2 のいずれかに記載の方法を実行するための命令をコードする、コンピュータプログラム製品。

【手続補正書】

【提出日】平成27年12月1日(2015.12.1)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

システムであって、前記システムが、
ジャイロスコープであって、対象の胸部について、かつ、コリオリ効果を利用して、前記対象の前記胸部内の心血管の回転に応答する、前記対象の前記胸部についての回転反跳運動を示す角度心弾動信号を取得するように構成されている前記ジャイロスコープと、
信号処理手段であって、前記角度心弾動信号から前記対象の心臓の働きを示す出力パラメータの測定値を生成するように構成されている前記信号処理手段と
を有することを特徴とするシステム。

【請求項 2】

センサユニットであって、前記角運動センサを有する前記センサユニットと、
制御ユニットであって、前記センサユニットに連結されて前記角度心弾動信号を受け取る前記制御ユニットと
を含むことを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記センサユニットが、前記対象の前記胸部の外側に装着されるように構成されており、
前記制御ユニットが、前記センサユニットに通信的に連結されて前記角度心弾動信号を受け取るものである
ことを特徴とする請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記角運動センサが、回転軸に平行な検知方向における回転運動を検知するように構成されており、
前記センサユニットの前記検知方向が、前記対象の身体の対称面に位置合わせされるように構成されている
ことを特徴とする請求項 1、2 または 3 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記対象が、人であり、かつ前記対称面が前記人の対象の矢状面である
ことを特徴とする請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記システムが、モバイルコンピューティングデバイスである
ことを特徴とする請求項 2 ~ 5 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 7】

前記システムが、前記制御ユニットに通信的に連結されている遠隔ノードを含む
ことを特徴とする請求項 2 ~ 5 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 8】

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の働きの間における、前記心臓の半径方向の配向、前記心臓の角速度または前記心臓の角加速度を表す測定値を生成するように構成されている
ことを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 9】

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の一時的な1回拍出量を表す測定値を生成するように構成されていることを特徴とする請求項1～7のいずれかに記載のシステム。

【請求項10】

前記角度心弾動信号が順次的であり、

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号の系列の振幅を決定するように構成されており、

前記信号処理手段が、前記振幅を使用して、前記角度心弾動信号の前記系列の間における、一時的な1回拍出量を表す測定値を生成するように構成されていることを特徴とする請求項9に記載のシステム。

【請求項11】

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の心拍間隔時間または心拍数を表す測定値を生成するように構成されていることを特徴とする請求項1～7のいずれかに記載のシステム。

【請求項12】

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の大動脈の閉口または大動脈の開口を表す測定値を生成するように構成されていることを特徴とする請求項1～7のいずれかに記載のシステム。

【請求項13】

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号から、前記対象の他の生体の働きを表す測定値を生成するように構成されていることを特徴とする請求項1～7のいずれかに記載のシステム。

【請求項14】

前記生体の働きが呼吸である

ことを特徴とする請求項13に記載のシステム。

【請求項15】

前記制御ユニットが、対象の角度心弾動信号または前記対象の前記角度心弾動信号から生成した測定値を局所または遠隔のデータベースに保存するように構成されていることを特徴とする請求項2～14のいずれかに記載のシステム。

【請求項16】

前記制御ユニットが、新しい測定値と選択した保存情報とを比較し、かつ前記保存情報からの新しい値のズレが予め定義された閾値を超える場合は、警告を作成するように構成されている

ことを特徴とする請求項15に記載のシステム。

【請求項17】

前記信号処理手段が、

前記角度心弾動信号の振幅変動を決定し、

前記角度心弾動信号の前記決定した振幅変動から、出力パラメータの測定値を生成するように構成されている

ことを特徴とする請求項1に記載のシステム。

【請求項18】

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号上の前記心拍数について繰り返す波形パターンから前記振幅変動を決定して、前記振幅変動が前記振幅の2以上の増加および前記振幅の2以上の減少を含むように構成されている

ことを特徴とする請求項17に記載のシステム。

【請求項19】

前記信号処理手段が、前記角度心弾動信号上の前記心拍数について繰り返す大動脈の開口(AO)波形パターンから前記振幅変動を決定するように構成されている

ことを特徴とする請求項18に記載のシステム。

【請求項20】

前記信号処理手段が、

心臓の活動に関する電磁現象を示す信号から、心拍数について繰り返す第1の波形パターンを抽出し、

前記角度心弾動信号から、前記心拍数について繰り返す第2の波形パターンを抽出し、タイミングデータであって、その値が1心拍期間に属する前記第1の波形パターンの基準点から、同じ前記心拍期間に属する前記第2の波形パターンの基準点までの期間を示している、前記タイミングデータを形成し、

前記タイミングデータを使用して出力パラメータの測定値を生成するように構成されていることを特徴とする請求項1に記載のシステム。

【請求項21】

前記信号処理手段が、

前記タイミングデータと前記心拍数を示すペースングデータとの間の相関関係を決定し

、前記相関関係を使用して、出力パラメータの測定値を生成する

ように構成されていることを特徴とする請求項20に記載のシステム。

【請求項22】

前記信号処理手段が、

連続する心拍期間の間の前記タイミング値における確率的変動を決定し、

前記確率的変動を使用して、出力パラメータの測定値を生成する

ように構成されていることを特徴とする請求項20に記載のシステム。

【請求項23】

前記信号処理手段が、前記出力パラメータを使用して前記対象の異常な心臓の働きを示す

ように構成されていることを特徴とする請求項17～22のいずれかに記載のシステム。

【請求項24】

前記心臓の異常な働きが、心房性期外収縮または心房細動に起因することを特徴とする請求項23に記載のシステム。

【請求項25】

前記センサユニットが、前記対象の胴体上部の胸の部分に配置されるように構成されている

ことを特徴とする請求項1～24のいずれかに記載のシステム。

【請求項26】

前記センサユニットが、前記対象の胴体上部の裏側の部分に配置されるように構成されている

ことを特徴とする請求項1～24のいずれかに記載のシステム。

【請求項27】

前記センサユニットが、微小電気機械のジャイロスコープを用いて角度心弾動信号を取得するように構成されている

ことを特徴とする請求項1～24のいずれかに記載のシステム。

【請求項28】

方法であって、前記方法が、

ジャイロスコープを用いて、対象の胸部について、かつ、コリオリ効果を利用して、前記胸部内の心血管の回転に応答する、前記対象の前記胸部の回転反跳運動を示す角度心弾動信号を取得することと、

前記角度心弾動信号から、前記対象の心臓の働きを示す出力パラメータの測定値を生成することと

を有する方法。

【請求項29】

前記角運動センサを有するセンサユニットを前記対象の前記胸部の外側に装着することと、

前記角度心弾動信号を前記センサユニットに通信的に接続された制御ユニットに送ることと

を含む請求項 28 に記載の方法。

【請求項 30】

回転軸に平行な検知方向において、回転運動を検知することと、
前記検知方向を前記対象の身体の対称面に位置合わせすることと
を含む請求項 28 または 29 に記載の方法。

【請求項 31】

前記対象が人であり、かつ前記対称面が前記人の対象の矢状面であることを特徴とする請求項 30 に記載の方法。

【請求項 32】

前記測定値を前記制御ユニットに通信的に連結された遠隔ノードに送ること
を含む請求項 29 ~ 31 のいずれかに記載の方法。

【請求項 33】

前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の働きの間における、前記心臓の半径方向の配向、前記心臓の角速度または前記心臓の角加速度を表す測定値を生成すること
を特徴とする請求項 28 ~ 32 のいずれかに記載の方法。

【請求項 34】

前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の一時的な 1 回拍出量を表す測定値を生成すること
を特徴とする請求項 28 ~ 32 のいずれかに記載の方法。

【請求項 35】

前記角度心弾動信号が順次的であり、かつ前記方法が、前記角度心弾動信号の系列の振幅を決定することと、前記振幅を使用して、前記角度心弾動信号の前記系列の間における、一時的な 1 回拍出量を表す測定値を生成することと
を有することを特徴とする請求項 45 に記載の方法。

【請求項 36】

前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の心拍間隔時間または心拍数を表す測定値を生成すること
を特徴とする請求項 28 ~ 32 のいずれかに記載の方法。

【請求項 37】

前記角度心弾動信号から、前記対象の前記心臓の大動脈の閉口または大動脈の開口を表す測定値を生成すること
を特徴とする請求項 28 ~ 32 のいずれかに記載の方法。

【請求項 38】

前記角度心弾動信号から、前記対象の他の生体の働きを表す測定値を生成すること
を特徴とする請求項 28 ~ 32 のいずれかに記載の方法。

【請求項 39】

前記生体の働きが呼吸であることを特徴とする請求項 38 に記載の方法。

【請求項 40】

対象の角度心弾動信号または前記対象の前記角度心弾動信号から生成した測定値を局所または遠隔のデータベースに保存すること
を特徴とする請求項 28 ~ 39 のいずれかに記載の方法。

【請求項 41】

新しい測定値と選択した保存情報とを比較することと、前記保存情報からの新しい値のズレが予め定義された閾値を超える場合は、警告を作成することと
を特徴とする請求項 40 に記載の方法。

【請求項 42】

前記角度心弾動信号の振幅変動を決定することと、

出力パラメータの測定値を前記角度心弾動信号の前記振幅変動から生成することとを特徴とする請求項 28 に記載の方法。

【請求項 43】

前記角度心弾動信号についての前記心拍数について繰り返す波形パターンから前記振幅変動を決定して、前記振幅変動が前記振幅の 2 以上の増加および前記振幅の 2 以上の減少を含むようにする

ことを特徴とする請求項 42 に記載の方法。

【請求項 44】

前記角度心弾動信号上の前記心拍数について繰り返す大動脈の開口 (AO) 波形パターンから前記振幅変動を決定する

ことを特徴とする請求項 43 に記載の方法。

【請求項 45】

心臓の活動に関する電磁現象を示す信号から、心拍数について繰り返す第 1 の波形パターンを抽出することと、

前記角度心弾動信号から、前記心拍数について繰り返す第 2 の波形パターンを抽出することと、

タイミングデータであって、その値が 1 心拍期間に属する前記第 1 の波形パターンの基準点から、同じ前記心拍期間に属する前記第 2 の波形パターンの基準点までの期間を示している、前記タイミングデータを形成することと、

前記タイミングデータを使用して出力パラメータの測定値を生成することとを特徴とする請求項 28 に記載の方法。

【請求項 46】

前記タイミングデータと前記心拍数を示すペースングデータとの間の相関関係を決定することと、

前記相関関係を使用して、出力パラメータの測定値を生成することとを特徴とする請求項 45 に記載の方法。

【請求項 47】

連続する心拍期間の間の前記タイミング値における確率的変動を決定することと、

前記確率的変動を使用して、出力パラメータの測定値を生成することとを特徴とする請求項 46 に記載の方法。

【請求項 48】

前記出力パラメータを使用して前記対象の異常な心臓の働きを示すことを特徴とする請求項 42 ~ 47 のいずれかに記載の方法。

【請求項 49】

前記心臓の異常な働きが、心房性期外収縮または心房細動に起因することとを特徴とする請求項 48 に記載の方法。

【請求項 50】

前記センサユニットを前記対象の胴体上部の胸の部分に配置することとを特徴とする請求項 29 ~ 49 のいずれかに記載の方法。

【請求項 51】

前記センサユニットを前記対象の胴体上部の裏側の部分に配置することとを特徴とする請求項 29 ~ 49 のいずれかに記載の方法。

【請求項 52】

前記角度心弾動信号を微小電気機械のジャイロスコープを用いて取得することとを特徴とする請求項 29 ~ 49 のいずれかに記載の方法。

【請求項 53】

コンピュータによって判読可能であり、かつ心臓のモニタリングシステムにおいて請求項 28 ~ 50 のいずれかに記載の方法を実行するための命令をコードする、コンピュータプログラム製品。

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2014/064377

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	RYAN K ALBRIGHT ET AL: "OLAM: A wearable, non-contact sensor for continuous heart-rate and activity monitoring", ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, EMBC, 2011 ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE, IEEE, 30 August 2011 (2011-08-30), pages 5625-5628, XP032026363, DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6091361 ISBN: 978-1-4244-4121-1 the whole document -----	1,28,53
X	US 2007/032749 A1 (OVERALL WILLIAM R [US] ET AL OVERALL WILLIAM RYAN [US] ET AL) 8 February 2007 (2007-02-08) paragraph [0043] - paragraph [0062] -----	1,16,24, 28,41, 49,53
X	WO 2013/121431 A1 (D H S MEDICAL LTD [IL]) 22 August 2013 (2013-08-22) page 18, line 22 - page 21, line 9 page 23, line 3 - line 30 page 27, line 3 - page 29, line 7 -----	1,4,5, 8-10,28, 30,31, 33-35,53
X	EP 2 198 916 A1 (TRE ESSE PROGETTAZIONE BIOMEDI [IT]) 23 June 2010 (2010-06-23) paragraphs [0001], [0002], [0006], [0011] -----	1,28,53

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2014/064377

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2010145009	A1	23-12-2010	CA 2765358 A1 23-12-2010 CN 102458237 A 16-05-2012 EP 2442710 A1 25-04-2012 US 2013109989 A1 02-05-2013 WO 2010145009 A1 23-12-2010
US 2007032749	A1	08-02-2007	NONE
WO 2013121431	A1	22-08-2013	NONE
EP 2198916	A1	23-06-2010	EP 2198916 A1 23-06-2010 US 2010152597 A1 17-06-2010

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

(74)代理人 100121212

弁理士 田村 弥栄子

(74)代理人 100117743

弁理士 村田 美由紀

(74)代理人 100163658

弁理士 小池 順造

(74)代理人 100174296

弁理士 當麻 博文

(74)代理人 100137729

弁理士 赤井 厚子

(74)代理人 100151301

弁理士 戸崎 富哉

(72)発明者 メリヘイナ、ウルフ

フィンランド国、エフアイ - 0 1 1 5 0 ソデルクッタ、ストル - ロスヴァーゲン 1 5

(72)発明者 ユッポ、マリカ

フィンランド国、エフアイ - 0 2 3 3 0 エスポー、パーシティー 3 ビー

(72)発明者 コイヴィスト、テロ

フィンランド国、エフアイ - 2 0 5 4 0 トゥルク、イリオッピラスキーラ 2 ビー 2 9

(72)発明者 パンカーラ、ミッコ

フィンランド国、エフアイ - 2 1 2 0 0 ライシオ、クーアンラークソンティー 1 エーエス . 5

(72)発明者 サイラネン、カティ

フィンランド国、エフアイ - 2 1 1 1 0 ナーンタリ、リピカトゥ 1 1 シー 2 2

(72)発明者 グロンホルム、マーカス

フィンランド国、エフアイ - 2 0 5 0 0 トゥルク、ケルットゥリンカトゥ 1 4 ビー 2 9

Fターム(参考) 4C017 AA02 AA14 AB04 AC20 BB12 BC07 BC23 EE01

4C038 SU01 SV01 SX07

4C117 XA01 XB01 XC11 XD22 XE13 XE16 XE24 XE26 XF03 XJ13

XJ17 XJ21

专利名称(译)	心脏监测系统		
公开(公告)号	JP2016530049A	公开(公告)日	2016-09-29
申请号	JP2016542419	申请日	2014-09-10
[标]申请(专利权)人(译)	有限公司村田生产厂 图尔库大学		
申请(专利权)人(译)	村田制造有限公司 图尔恩Iriopisuto		
[标]发明人	メリヘイナウルフ ユッポマリカ コイヴィストテロ パンカーラミッコ サイラネンカティ グロンホルムマーカス		
发明人	メリヘイナ、ウルフ ユッポ、マリカ コイヴィスト、テロ パンカーラ、ミッコ サイラネン、カティ グロンホルム、マーカス		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/00 A61B5/08		
CPC分类号	A61B5/046 A61B5/1102 A61B5/1107 A61B5/6823 A61B2562/0219 A61B2562/028 G01C19/5783 A61B5/1121 A61B5/113 A61B5/7246 A61B5/7278 A61B5/7282 A61B5/746		
FI分类号	A61B5/02.711.Z A61B5/00.101.R A61B5/08		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AA14 4C017/AB04 4C017/AC20 4C017/BB12 4C017/BC07 4C017/BC23 4C017/EE01 4C038/SU01 4C038/SV01 4C038/SX07 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XC11 4C117/XD22 4C117/XE13 4C117/XE16 4C117/XE24 4C117/XE26 4C117/XF03 4C117/XJ13 4C117/XJ17 4C117/XJ21		
代理人(译)	高岛肇 当麻 博文		
优先权	2013005924 2013-09-13 FI		
其他公开文献	JP2016530049A5 JP6619739B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种包括角运动传感器的设备，该角运动传感器被配置为获得指示受检者胸部的旋转运动的角弹道信号。根据角度心动描记图信号，信号处理装置被配置为生成指示关注心脏的功能的输出参数的测量值。[选择图]图2

