

(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2016-539693

(P2016-539693A)

(43) 公表日 平成28年12月22日(2016.12.22)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 0 V	4 C 0 1 7
	A 6 1 B 5/02 3 1 0 M	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2016-533720 (P2016-533720)
 (86) (22) 出願日 平成26年12月11日 (2014.12.11)
 (85) 翻訳文提出日 平成28年5月24日 (2016.5.24)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2014/077327
 (87) 国際公開番号 W02015/086725
 (87) 国際公開日 平成27年6月18日 (2015.6.18)
 (31) 優先権主張番号 PCT/CN2013/089040
 (32) 優先日 平成25年12月11日 (2013.12.11)
 (33) 優先権主張国 中国 (CN)
 (31) 優先権主張番号 14156897.2
 (32) 優先日 平成26年2月27日 (2014.2.27)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイ
 ドーフエン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhove
 n
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 対象の脈波を測定するシステム及び方法

(57) 【要約】

本願は、対象の脈波を測定するシステム及び方法に関する。このシステムは、上記対象の第1の動脈及び第2の動脈の対応する脈波をそれぞれ検出する第1のセンサアレイ及び第2のセンサアレイであって、上記第1のセンサアレイ及び上記第2のセンサアレイの各々が、上記皮膚の振動を示す複数の第1の信号をそれぞれ得る複数のセンサを含む、第1のセンサアレイ及び第2のセンサアレイと、上記第1のセンサアレイ及び上記第2のセンサアレイの各々に関して、上記複数の第1の信号から上記対応する脈波を表す第2の信号を得るよう構成される取得ユニットと、上記第1のセンサアレイに関して得られる上記第2の信号及び上記第2のセンサアレイに関して得られる上記第2の信号から、上記第1の動脈及び上記第2の動脈の間のパルス移動時間を算出するよう構成される第1の算出ユニットとを有する。本発明の実施形態は、脈波測定の精度を改善することができる。

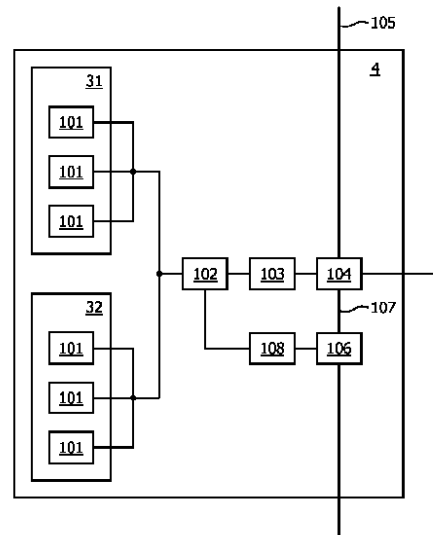


FIG. 3

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象の脈波を測定するシステムであって、

それぞれ前記対象の第 1 の動脈及び第 2 の動脈上の前記対象の皮膚に置かれるとき、前記対象の前記第 1 の動脈及び前記第 2 の動脈の対応する脈波をそれぞれ検出する第 1 のセンサレイ及び第 2 のセンサレイであって、前記第 1 のセンサレイ及び前記第 2 のセンサレイの各々が、前記皮膚の振動を示す複数の第 1 の信号をそれぞれ得る複数のセンサを含む、第 1 のセンサレイ及び第 2 のセンサレイと、

前記第 1 のセンサレイ及び前記第 2 のセンサレイの各々に関して、前記複数の第 1 の信号から前記対応する脈波を表す第 2 の信号を得るよう構成される取得ユニットと、

前記第 1 のセンサレイに関して得られる前記第 2 の信号及び前記第 2 のセンサレイに関して得られる前記第 2 の信号から、前記第 1 の動脈及び前記第 2 の動脈の間のパルス移動時間を算出するよう構成される第 1 の算出ユニットとを有し、

前記複数のセンサの各々が、加速度計を含む、システム。

【請求項 2】

前記加速度計が、マイクロマシン抵抗又は容量加速度計である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記複数のセンサの各々が、少なくとも 2 つの方向において前記皮膚の振動を示す前記第 1 の信号を得るよう構成される、請求項 1 又は 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記複数のセンサの各々が、前記対象の皮膚と接触する接触面を有し、

前記少なくとも 2 つの方向は、前記接触面に対して垂直な方向である X 軸方向を有し、

前記取得ユニットが、前記第 1 のセンサレイ及び前記第 2 のセンサレイの各々に関して、前記複数の第 1 の信号から第 1 の信号を選択し、前記選択された第 1 の信号の X 軸方向要素から前記第 2 の信号を得るよう構成される、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記少なくとも 2 つの方向が更に、前記 X 軸方向に対して垂直な Z 軸方向を有し、

前記取得ユニットは、前記第 1 のセンサレイ及び前記第 2 のセンサレイの各々に関して、前記選択された第 1 の信号の前記 X 軸方向要素から前記選択された第 1 の信号の Z 軸方向要素を減算することにより前記第 2 の信号を得るよう構成される、請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記第 1 のセンサレイ及び前記第 2 のセンサレイの各々に関して、前記取得ユニットが、前記複数の第 1 の信号において、一群の第 1 の信号を決定するよう構成され、

前記グループにおける前記第 1 の信号の各々の前記 X 軸方向要素と前記グループにおける他の第 1 の信号の前記 X 軸方向要素とのすべての相互相関は、第 1 の所定の閾値を超え、前記グループにおける前記第 1 の信号の各々の前記 X 軸方向要素と前記グループの外側の前記第 1 の信号の前記 X 軸方向要素とのすべての相互相関が、第 2 の所定の閾値以下であり、

前記取得ユニットは、少なくとも前記第 1 の信号の振幅に基づき、前記グループにおける前記第 1 の信号から前記第 1 の信号を選択するよう構成される、請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記選択された第 1 の信号の振幅又は信号対ノイズ比が、前記グループにおける前記第 1 の信号において最も高い、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記取得ユニットが、前記複数の第 1 の信号の各々に関して、実質的に前記脈波の振動に沿って振動を表す前記第 1 の信号の要素を得るよう構成される、請求項 3 に記載のシステム。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

前記複数のセンサが、膜の2つの側の1つに固定され、前記膜の反対側は、前記対象の皮膚上に置かれる、請求項1に記載のシステム。

【請求項 10】

前記膜が、薄い金属膜である、請求項9に記載のシステム。

【請求項 11】

前記第1の動脈及び前記第2の動脈の間の前記脈波により進行された距離を示すパラメータを得るよう構成される取得ユニットと、

前記算出されたパルス移動時間及び前記得られたパラメータに基づき、前記対象の脈波速度を算出するよう構成される第2の算出ユニットとを更に有する、請求項1に記載のシステム。

10

【請求項 12】

対象の脈波を測定する方法において、

前記対象の第1及び第2の動脈の対応する脈波をそれぞれ検出するため、前記対象の前記第1の動脈及び前記第2の動脈上の前記対象の皮膚においてそれぞれ第1のセンサレイ及び第2のセンサレイを置くステップであって、前記第1のセンサレイ及び前記第2のセンサレイの各々が、前記皮膚の振動を示す複数の第1の信号をそれぞれ得る複数のセンサを含む、ステップと、

前記第1のセンサレイ及び前記第2のセンサレイの各々に関して、前記複数の第1の信号から前記対応する脈波を表す第2の信号を得るステップと、

20

前記第1のセンサレイに関して得られる前記第2の信号及び前記第2のセンサレイに関して得られる前記第2の信号から、前記第1の動脈及び前記第2の動脈の間のパルス移動時間を算出するステップとを有し、

前記複数のセンサの各々が、加速度計を含む、方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生物学的測定に関し、特に対象の脈波を測定するシステム及び方法に関する。

【背景技術】

30

【0002】

脈波測定は、高度な医療検出においてますます重要な役割を担う。脈波測定の例として、脈波速度(PWV)測定は、動脈の剛性を評価するために用いられる。これは高血圧及び心血管疾患(CVD)を評価する標準の1つである。より詳細には、頸動脈大腿脈波速度(cfPWV)が、大動脈硬化を評価する「黄金律」と考えられている。

【0003】

PWVは、2つの動脈測定点の間の距離を対象の脈波が2つの動脈測定点の間を伝搬するパルス移動時間によって割ったものとして規定される。例えば、cfPWVは、対象の頸動脈上の皮膚における測定点と対象の大腿上の皮膚における測定点との間の距離を対象のパルスがそれぞれ頸動脈及び大腿の上の2つの動脈測定点の間を伝搬するパルス移動時間によって割ったものとして規定される。

40

【0004】

従って、対象のcfPWVを測定するため、最初に、対象の皮膚における2つの動脈測定点、頸動脈及び大腿の上に配置される。その後、頸動脈及び大腿それぞれの上の2つの動脈測定点の間の距離が、例えば定規により測定される。対象のパルスが頸動脈及び大腿それぞれの上における2つの動脈測定点の間で伝搬するパルス移動時間を算出するため、周期的サイクル検出アルゴリズムがまず、2つの脈波信号の期間をそれぞれ検出するよう、2つの動脈測定点で検出される2つの脈波信号に適用され、その後、パルス移動時間が、2つの脈波信号の期間に基づき得られる。その後、cfPWVが、2つの動脈測定点の間の距離及び得られたパルス移動時間から得られることができる。

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

従来技術において、例えば、cfPWV測定において、医師又は看護師は、触診により頸動脈及び大腿における測定点を見つける。これは時間がかかり、結果が正確でない場合がある。

【0006】

従来技術において、例えばcfPWV測定において、頸動脈及び大腿の各々に関して、図1に示されるセンサ101（通常圧電センサ）が、対応する測定点でパルスを検出し、対応する脈波信号を得るのに用いられる。しかしながら、センサ101が置かれる測定点

10

【0007】

SUGAWARA Jらによる「Carotid-femoral pulse wave velocity: Impact of different arterial path length measurements」、ARTERY RESEARCH、ELSEVIER、AMSTERDAM、NL、vol. 4、no. 1、1 March 2010（2010-03-01）、pages 27-31、XP026938470、ISSN: 1872-9312、001: 10.1016/J.ARTRES.2009.11.001は、頸動脈大腿PWV算出に関する方法を開示し、それは、（1）頸動脈及び大腿サイトの間の直線距離（PWVcar-fem）、（2）胸骨上切痕及び大腿サイトの間の直線距離マイナス頸動脈長（PWV(ssn^fem)-(ssn-car)）、（3）頸動脈及び大腿サイトの間の直線距離マイナス頸動脈長（PWV(car-fem)-(ssn-car)）、及び（4）胸骨上切痕から臍まで、及び臍から大腿サイトまでの結合された距離マイナス頸動脈長（PWV(ssn_amb-fem)-(ssn-car)）である。

20

【0008】

BOUTOUYRIE Pらによる「Assessment of pulse wave velocity」、ARTERY RESEARCH、ELSEVIER、AMSTERDAM、NL、vol. 3、no. 1、1 February 2009（2009-02-01）、pages 3-8、XP025972566、ISSN: 1872-9312、DOI: 10.1016/J.ARTRES.2008.11.002は、脈波速度を測定する市場に出されたデバイスの簡潔な展望を与える。

【0009】

従って、脈波測定の効率及び/又は精度を改善することができる、対象の脈波を測定するシステム及び方法を提供することは有利である。

30

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明のある実施形態によれば、対象の脈波を測定するシステムが提案される。このシステムは、それぞれ上記対象の第1の動脈及び第2の動脈の上記対象の皮膚に置かれるとき、上記対象の上記第1の動脈及び上記第2の動脈の対応する脈波をそれぞれ検出する第1のセンサレイ及び第2のセンサレイであって、上記第1のセンサレイ及び上記第2のセンサレイの各々が、上記皮膚の振動を示す複数の第1の信号をそれぞれ得る複数のセンサを含む、第1のセンサレイ及び第2のセンサレイと、上記第1のセンサレイ及び上記第2のセンサレイの各々に関して、上記複数の第1の信号から上記対応する脈波を表す第2の信号を得るよう構成される取得ユニットと、上記第1のセンサレイに関して得られる上記第2の信号及び上記第2のセンサレイに関して得られる上記第2の信号から、上記第1の動脈及び上記第2の動脈の間のパルス移動時間を算出するよう構成される第1の算出ユニットとを有する。

40

【0011】

従って、センサレイは、上記第1の動脈及び上記第2の動脈（例えば頸動脈及び大腿）の脈波測定の各々に関して使用される。各センサレイは、単一のセンサではなく複数のセンサを有する。センサレイは、単一のセンサより大きい皮膚領域をカバーすることができるので、単一のセンサを用いるとき必要とされる非常に精密なセンサ配置を必要とすることなく、脈波が、質的に良好な態様において検出されることができる。こうして、

50

センサアレイの位置決めが、より効率的に行われることができ、唯一のセンサが使用される従来技術と比べて、測定の品質が、医師又は看護師の技術にあまり依存しなくなる。

【0012】

ある実施形態において、複数のセンサの各々は、圧電センサを有する。

【0013】

ある実施形態において、複数のセンサの各々は、加速度計を有する。

【0014】

本発明のある実施形態によれば、圧電センサの代わりに加速度計を使用する利点は、以下のようなものである。

【0015】

第1に、加速度計は、圧電センサと比較して、皮膚の局所地形により柔軟に適合することができる。センサアレイにおけるセンサの各々は、適切な機械的な継手を介して対象の皮膚に接触する接触面を持つ。それは、センサの接触面がすべて、互いに完全に整列配置されなければならないこと、及びそれが皮膚の局所地形に対して適合するよう、全体の測定センサアレイが十分に柔軟でなければならないことを意味する。しかしながら、圧電センサの設計（各センサが、剛性円筒状包装に固定される膜からなる）のため、それは、非常に固い。対照的に、加速度計は、柔軟な基板に固定されることができる。こうして、この剛性問題が解決される。

【0016】

第2に、1つのセンサアレイに複数の加速度計を一体化することは、複数の圧電センサより容易である。例えば頸動脈又は大腿に関して最も強いパルスを表す信号を正確に位置決めすることを可能にするため、センサアレイに多くのセンサを一体化することに関心がある。斯かる一体化は、圧電センサに相当なチャレンジを課すが、それは、加速度計には直接的である。

【0017】

第3に、加速度計により提供される測定結果は、オペレータがセンサアレイを保持する態様による影響を受けず、及び従って、圧電センサにより提供される測定結果より一層信頼性が高い。圧電センサでは、オペレータがセンサアレイを保持する態様により影響される傾向がある。

【0018】

第4に、PWV測定に関する関心周波数範囲（DCから40～50Hz）は、圧電センサの効率的な動作周波数（0.2Hzから40～50Hz）によってではなく、加速度計の効率的な動作周波数によりカバーされることができる。

【0019】

好ましくは、上記加速度計が、マイクロマシン抵抗又は容量加速度計である。マイクロマシン抵抗加速度計は、歪みゲージ、圧電性抵抗、MEMS（微小電気機械システム）又は薄膜加速度計とすることができる。

【0020】

マイクロマシン抵抗又は容量加速度計を使用することは、複数の利点を提供することができる。例えば、それは小型かつ軽量である。これは柔軟な膜上に加速度計のアレイを製造することを可能にする。BOM（部品表）コストは、低い。それは、DCから約50Hzまでの測定を要求する脈波測定に非常に適している。なぜなら、それは、0Hzまで低下して測定することができ、約10kHzのその限られた高周波範囲は、脈波測定に悪影響を与えないからである。それは、高感度を提供することができる。それは、堅牢で、概して長期間イベントに使用される。これにより、病院の現実世界の環境におけるショックの相当なレベルに耐えることが可能にされる。

【0021】

ある実施形態において、上記複数のセンサの各々が、少なくとも2つの方向において上記皮膚の振動を示す上記第1の信号を得るよう構成される。例えば、3D軸加速度計は、矩形の座標系において互いに垂直な3つの方向において、信号を得ることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 2 】

1方向センサにより検出される1方向信号と比較すると、マルチ方向センサにより得られるマルチ方向信号に含まれる追加的な情報が、例えばオペレータの無意識の運動に関連付けられるアーチファクトを除去するために用いられることができる。こうして、測定精度が改善される。

【 0 0 2 3 】

ある実施形態において、上記複数のセンサの各々が、上記対象の皮膚と接触する接触面を有し、上記少なくとも2つの方向は、上記接触面に対して垂直な方向であるX軸方向を有し、上記第1の取得ユニットが、上記第1のセンサアレイ及び上記第2のセンサアレイの各々に関して、上記複数の第1の信号から第1の信号を選択し、上記選択された第1の信号の上記X軸方向要素から上記第2の信号を得るよう構成される。

10

【 0 0 2 4 】

ある実施形態において、上記少なくとも2つの方向が更に、上記X軸方向に対して垂直なZ軸方向を有する。上記取得ユニットは、上記第1のセンサアレイ及び上記第2のセンサアレイの各々に関して、上記選択された第1の信号の上記X軸方向要素から上記選択された第1の信号の上記Z軸方向要素を減算することにより上記第2の信号を得るよう構成される。

【 0 0 2 5 】

こうして、脈波信号が、得られることができ、その中のノイズが減らされることができる。これは、以下のアイデアに基づかれる。センサアレイが皮膚上に置かれるとき、X軸は、接触面に対して垂直な方向で、皮膚表面に対して実質的に垂直である。従って、X軸は、脈波の振動方向として見られることができ、信号のX軸要素は、脈波プラスパルス方向におけるノイズを表すと予想される。同様に、Z軸は、脈波の振動方向に対して実質的に垂直である。従って、信号のZ軸要素は、主にノイズを反映し、パルス情報を含まないと予想される。ノイズが全方向に様に分散されるという仮定のもとで、脈波を表す信号は、信号のX軸要素からZ軸要素を減算することにより得られることができる。

20

【 0 0 2 6 】

ある実施形態において、複数の第1の信号から第1の信号を選択することは、以下のようして実現されることができる。上記取得ユニットが、上記複数の第1の信号において、一群の第1の信号を決定するよう構成され、上記グループにおける上記第1の信号の各々の上記X軸方向要素と上記グループにおける他の第1の信号の上記X軸方向要素とのすべての相互相関は、第1の所定の閾値を超え、上記グループにおける上記第1の信号の各々の上記X軸方向要素と上記グループの外側の上記第1の信号の上記X軸方向要素とのすべての相互相関が、第2の所定の閾値以下であり、上記取得ユニットは、少なくとも上記第1の信号の振幅に基づき、上記グループにおける上記第1の信号から上記第1の信号を選択するよう構成される。例えば、上記選択された第1の信号の振幅又は信号対ノイズ比が、上記グループにおける上記第1の信号において最も高い。

30

【 0 0 2 7 】

複数のセンサにより得られる第1の信号において、X軸方向要素が検出されたパルスを主に含み、少しのノイズを含むことができる第1のタイプの第1の信号が存在し、この信号は、最も強いパルスを表す信号（即ち第2の信号）を得るのに有益である。X軸方向要素が主にノイズから成り、パルスを反射する低い程度の有益な情報を持ち、最も強いパルスを表す信号（即ち第2の信号）を得るとき除去されるべき、第2のタイプの第2の信号も存在する。パルス及びノイズの性質から、パルスは、ノイズと相関されず、ほとんど全てのノイズは、互いにおいて相関されないもので、主に検出されたパルスからなる第1のタイプの第1の信号における任意の2つの信号のX軸方向要素は、高い相互相関を持ち、主に検出されたパルスからなる第1のタイプの第1の信号における任意の信号のX軸方向要素及び主にノイズからなる第2のタイプの第1の信号における任意の信号のX軸方向要素は、低い相互相関を持ち、及び主にノイズからなる第2のタイプの第1の信号における任意の2つの信号のX軸方向要素が、低い相互相関を持つ。その利点を用いて、まず一群の

40

50

第1の信号を決定することが提案される。ここでは、上記グループにおける上記第1の信号の各々の上記X軸方向要素と上記グループにおける他の第1の信号の上記X軸方向要素とのすべての相互相関は、第1の所定の閾値を超え、上記グループにおける上記第1の信号の各々の上記X軸方向要素と上記グループの外側の上記第1の信号の上記X軸方向要素とのすべての相互相関が、第2の所定の閾値以下である。第1の所定の閾値及び第2の所定の閾値は、実際的な要件に基づかれる選択される。これは実践において決定されることができる。こうして、決定されたグループにおける第1の信号の各々は、ノイズコンテンツより大きいパルスコンテンツを持つことが予想される。

【0028】

更に、少なくとも第1の信号の振幅に基づき第1の信号を選択することは、脈波測定の精度を改善することができる。例において、選択された第1の信号の振幅は、グループにおける第1の信号において最も高い。別の例において、選択された第1の信号の信号対ノイズ比は、グループにおける第1の信号において最も高い。

10

【0029】

別の実施形態では、上記取得ユニットが、上記複数の第1の信号の各々に関して、上記脈波の振動に沿って実質的に振動を表す上記第1の信号の要素を得るよう構成される。

【0030】

ある実施形態において、各センサレイは、対象の皮膚と接触する膜を持つ包装ケースを有する。複数のセンサは、包装ケースにおいて囲まれる膜の2つの側の1つに固定される。膜の反対側は、対象の皮膚上に置かれる。

20

【0031】

本実施形態において、複数のセンサが、対象の皮膚と直接接触せず、包装ケースにおいてカプセル化されるので、洗浄手順が単純化される。更に、複数のセンサが対象の皮膚と直接接触しないので、センサが、少なくとも2つの方向において、例えば3D検出において複数の第1の信号を得ることを可能にする。更に、膜上でのセンサの斯かる固定は、皮膚及び膜の間の最適結合を保証する。

【0032】

好ましくは、膜は、薄い金属膜である。

【0033】

膜が粘弾性膜でない場合、それは、記録されたセンサ信号にノイズを加える。従って、本発明の実施形態によれば、粘性と弾性を合わせ持つ薄い金属膜が、ノイズを減らすために用いられる。こうして、センサにより検出された信号におけるノイズ減少の有益な効果が、実現されることができる。

30

【0034】

ある実施形態において、このシステムは、上記第1の動脈及び上記第2の動脈の間の上記脈波により進行された距離を示すパラメータを得るよう構成される取得ユニットと、上記算出されたパルス移動時間及び上記得られたパラメータに基づき、上記対象の脈波速度を算出するよう構成される第2の算出ユニットとを更に有する。

【0035】

本発明の別の側面によれば、対象の脈波を測定する方法が提案され、この方法は、上記対象の第1及び第2の動脈の対応する脈波をそれぞれ検出するため、上記対象の上記第1の動脈及び上記第2の動脈の上記対象の皮膚においてそれぞれ第1のセンサレイ及び第2のセンサレイを置くステップであって、上記第1のセンサレイ及び上記第2のセンサレイの各々が、上記皮膚の振動を示す複数の第1の信号をそれぞれ得る複数のセンサを含む、ステップと、上記第1のセンサレイ及び上記第2のセンサレイの各々に関して、上記複数の第1の信号から上記対応する脈波を表す第2の信号を得るステップと、上記第1のセンサレイに関して得られる上記第2の信号及び上記第2のセンサレイに関して得られる上記第2の信号から、上記第1の動脈及び上記第2の動脈の間のパルス移動時間を算出するステップとを有する。

40

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 3 6 】

【 図 1 】 対応する脈波信号を得るため、対応する測定点でパルスを検出する従来技術のセンサを示す図である。

【 図 2 】 本発明のある実施形態による複数のセンサを有するセンサアレイを示す図である。

【 図 3 】 本発明のある実施形態による対象の脈波を測定するシステムのブロックダイアグラムを示す図である。

【 図 4 a 】 本発明の実施形態による、第 1 のセンサアレイ又は第 2 のセンサアレイの 2 タイプの構造を示す図である。

【 図 4 b 】 本発明の実施形態による、第 1 のセンサアレイ又は第 2 のセンサアレイの 2 タイプの構造を示す図である。

【 図 5 】 本発明のある実施形態による対象の脈波を測定する方法のブロックダイアグラムを示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 3 7 】

本開示のさまざまな側面及び特徴が、以下により詳細に表される。本発明のこれらの及び他の態様が、以下に説明される実施形態より明らかとなり、これらの実施形態を参照して説明されることになる。

【 0 0 3 8 】

本発明が、以下、実施形態及び図面を参照し、これらを組み合わせてより詳細に記載及び説明される。

【 0 0 3 9 】

図面における同じ参照符号は、類似する又は対応する特徴及び / 又は機能を示す。

【 0 0 4 0 】

本発明は、特定の実施形態及び特定の図面を参照して説明されることになるが、本発明はそれらに限定されるものではなく、添付された請求項によってのみ定まるものである。記載された図面は、概略的なものに過ぎず非限定的なものである。図面において幾つかの要素の大きさが誇張されている場合があり、説明目的のため実際のスケール通りに描かれていない場合がある。

【 0 0 4 1 】

図 3 は、本発明のある実施形態による対象の脈波を測定するシステム 4 のブロック図を示す。システム 4 は、第 1 のセンサアレイ 3 1、第 2 のセンサアレイ 3 2、取得ユニット 1 0 2、第 1 の算出ユニット 1 0 3、オプションで第 2 の算出ユニット 1 0 4、取得ユニット 1 0 6、及び決定ユニット 1 0 8 を有する。

【 0 0 4 2 】

第 1 のセンサアレイ 3 1 及び第 2 のセンサアレイ 3 2 はそれぞれ、対象の第 1 及び第 2 の動脈の対応する脈波を検出するため、第 1 の動脈（例えば頸動脈）及び第 2 の動脈（例えば大腿）上の対象の皮膚に置かれる。動脈の対応する脈波は、動脈上の皮膚における測定点での脈波を意味する。従って、第 1 の動脈の対応する脈波は、第 1 の動脈上の皮膚における第 1 の測定点での脈波を意味し、第 2 の動脈の対応する脈波は、第 2 の動脈上の皮膚における第 2 の測定点での脈波を意味する。

【 0 0 4 3 】

図 2 に示されるように、第 1 のセンサアレイ 3 1 は、皮膚の振動を示す複数の第 1 の信号をそれぞれ得る複数のセンサ 1 0 1 を有する。同様に、第 2 のセンサアレイ 3 2 も、皮膚の振動を示す複数の第 1 の信号をそれぞれ得る複数のセンサ 1 0 1 を有する。

【 0 0 4 4 】

取得ユニット 1 0 2 は、第 1 のセンサアレイ 3 1 及び第 2 のセンサアレイ 3 2 の各々に関して、複数の第 1 の信号から対応する脈波を表す第 2 の信号を得る。信号取得手順は、本明細書にて後に詳細に説明される。

【 0 0 4 5 】

10

20

30

40

50

第1のセンサレイ31に関して得られた第2の信号及び第2のセンサレイ32に関して得られた第2の信号から、第1の算出ユニット103は、第1の動脈と第2の動脈との間のパルス移動時間を算出する。例えば、従来技術で述べられるように、周期的サイクル検出アルゴリズムがまず、第1のセンサレイ31に関して得られる第2の信号の期間及び第2のセンサレイ32に関して得られる第2の信号の期間を検出するため、第1のセンサレイ31に関して得られる第2の信号及び第2のセンサレイ32に関して得られる第2の信号に適用され、その後、パルス移動時間が、検出された2つの期間に基づき得られる。

【0046】

取得ユニット106は、第1の動脈及び第2の動脈の間の脈波により進行された距離を示すパラメータ107を得る。それは、多くの方法で実現されることができる。例えば、それは、受信ユニットだけとすることができる。受信ユニットは、オペレータにより入力されるパラメータ107を受信する。別の例として、それは、第1の動脈及び第2の動脈の間の脈波により進行された距離を自動的に測定する電子定規とすることができる。もちろん、脈波速度算出精度を強化するため、第1のセンサレイ31に関して取得ユニット102により得られる第2の信号及び第2のセンサレイ32に関して取得ユニット102により得られる第2の信号は、決定ユニット108に入力される。これは、第1のセンサレイ31に関して得られる第2の信号に対応する測定点及び第1のセンサレイ32に関して得られる第2の信号に対応する測定点を決定し、2つの決定された測定点を電子定規に出力する。これは次に、2つの決定された測定点の間の対象の皮膚における距離を測定し、第1の動脈及び第2の動脈の間の脈波により進行された距離を示すパラメータ107を第2の算出ユニット104に出力する。

10

20

【0047】

第2の算出ユニット104は、算出されたパルス移動時間及び得られたパラメータ107に基づき、対象の脈波速度105を算出する。脈波速度105は、第1の動脈及び第2の動脈の間の脈波により進行された距離を示す得られたパラメータ107を、算出されたパルス移動時間により割ったものに等しい。

【0048】

複数のセンサ101の各々は、圧電センサ又は加速度計とすることができ、好ましくはマイクロマシン抵抗又は容量加速度計とすることができる。

30

【0049】

図4aは、本発明のある実施形態による第1のセンサレイ31又は第2のセンサレイ32のあるタイプの構造を示す。

【0050】

図4aにおいて、センサレイは、複数のセンサ101が固定される柔軟な膜501を持つ包装ケース599を有する。柔軟な膜は、対象の皮膚と直説接触するものではない。各センサに対して、ピストンが、センサの移動群に接続され、第1の動脈又は第2の動脈の上で、対象の皮膚と機械的な接触をするよう置かれる。第1の動脈又は第2の動脈のパルスから生じる機械的な振動は、対応するセンサの検出体に各ピストンを通り送信される。図4aにおいて、センサ101の各々は、一方向において、即ち皮膚に対して垂直な方向において第1の信号を得る。

40

【0051】

複数のセンサ101により得られる複数の第1の信号は、取得ユニット102に入力される。複数の第1の信号において、取得ユニット102は、一群の第1の信号を決定する。この場合、そのグループにおける第1の信号の各々とそのグループにおける他の第1の信号とのすべての相互相関が、第1の所定の閾値を超え、そのグループにおける第1の信号の各々とそのグループの外側の第1の信号とのすべての相互相関が、第2の所定の閾値以下である。

【0052】

その後、第1の信号が、第1の信号のこのグループにおける対応する脈波を表す第2の

50

信号として、少なくとも振幅に基づき選択される。例えば、最も高い振幅又はS N R等を持つ第1の信号が選択される。

【0053】

図4aの実施形態の利点は、センサ及び皮膚の間の直接的な接触に存在する。こうして、継手及びパルス透過効率が最適化される。

【0054】

図4bは、本発明のある実施形態による第1のセンサアレイ31又は第2のセンサアレイ32の別のタイプの構造を示す。

【0055】

図4bにおいて、各センサアレイは、対象の皮膚502に接触する膜501を持つ包装ケース599を有する。複数のセンサ101は、包装ケース599において囲まれる膜501（好ましくは上述されたような薄い金属膜）の2つの側の1つに固定され、包装ケース599において囲まれない膜501の反対側は、対象の皮膚502に置かれることになる。

10

【0056】

ある実施形態において、複数のセンサの各々は、対象の皮膚と接触する接触面を持つ。接触は、直接的又は間接的な接触とすることができる。図4bに示されるように、接触は、膜501を介して行われる。少なくとも2つの方向は、X軸方向を有する。これは接触面に対して垂直な方向である。少なくとも2つの方向は更に、Y軸方向及びZ軸方向を有することができる。これらは、X軸と共に矩形の座標系を構成するよう、X軸方向に対して垂直で、互いに対して垂直な方向として規定される。例えば、Y軸方向は、接触面に対して平行な方向として規定され、Z軸方向は、X軸方向及びY軸方向に対して垂直な方向として規定される。

20

【0057】

取得ユニット102は、第1のセンサアレイ31及び第2のセンサアレイ32の各々に関して、複数の第1の信号から第1の信号を選択し、選択された第1の信号のX軸方向要素から第2の信号を得るよう構成される。選択手順は、例えば以下の通りである。取得ユニット102は、複数の第1の信号において、一群の第1の信号を決定する。この場合、そのグループにおける第1の信号の各々のX軸方向要素とそのグループにおける他の第1の信号のX軸方向要素とのすべての相互相関が、第1の所定の閾値を超え、そのグループにおける第1の信号の各々のX軸方向要素とそのグループの外側の第1の信号のX軸方向要素とのすべての相互相関が、第2の所定の閾値以下である。取得ユニット102は、少なくとも第1の信号の振幅に基づき、このグループにおける第1の信号から第1の信号を選択する。例えば、選択された第1の信号の振幅又は信号対ノイズ比は、このグループにおける第1の信号において最も高い。

30

【0058】

その後、第1のセンサアレイ31及び第2のセンサアレイ32の各々に関して、取得ユニット102は、選択された第1の信号のX軸方向要素から選択された第1の信号のZ軸方向要素を減算することにより、第2の信号を得る。

【0059】

別の実施形態では、取得ユニット102は、複数の第1の信号の各々に関して、脈波の振動に沿って振動を表す第1の信号の要素を得る。これは、既知の固有ベクトル分解又は主成分分析法によりされることができる。

40

【0060】

図5は、本発明のある実施形態による対象の脈波を測定する方法7のブロックダイアグラムを示す。方法7は：ステップ71において、対象の第1及び第2の動脈の対応する脈波をそれぞれ検出するため、対象の第1の動脈及び第2の動脈上の対象の皮膚においてそれぞれ第1のセンサアレイ31及び第2のセンサアレイ32を置くステップであって、第1のセンサアレイ及び第2のセンサアレイの各々が、皮膚の振動を示す複数の第1の信号をそれぞれ得る複数のセンサ101を含む、ステップと；ステップ72において、第1の

50

センサアレイ 3 1 及び第 2 のセンサアレイ 3 2 の各々に関して、複数の第 1 の信号から対応する脈波を表す第 2 の信号を得るステップと；ステップ 7 3 において、第 1 のセンサアレイ 3 1 に関して得られる第 2 の信号及び第 2 のセンサアレイ 3 2 に関して得られる第 2 の信号から、第 1 の動脈及び第 2 の動脈の間のパルス移動時間を算出するステップとを有する。本発明において示される方法のステップは、前述のステップに限定されるものではない点に留意されたい。請求項に記載される本発明のさまざまな側面が、これらの特定の詳細から逸脱する他の例において実践されることができるとは、当業者には明らかであろう。

【 0 0 6 1 】

更に、当業者であれば容易に理解されるように、図 3 における取得ユニット 1 0 2、第 1 の算出ユニット 1 0 3 及び第 2 の算出ユニット 1 0 4 等は、ハードウェアの 1 つの同じアイテムにより実現されることができ、もちろん、それらは、ハードウェアの別々のアイテムとして実現されることができ、更に、図 3 における取得ユニット 1 0 2、第 1 の算出ユニット 1 0 3、及び第 2 の算出ユニット 1 0 4 等は、ソフトウェア命令において実現されることができ、これは例えば、CPU、メモリ、ディスプレイ及び I/O インタフェースを持つ汎用コンピュータにロードされることができ、その結果、図 3 における取得ユニット 1 0 2、第 1 の算出ユニット 1 0 3、及び第 2 の算出ユニット 1 0 4 等の 1 つ又は複数の任意の機能を実現するため、汎用コンピュータにおける CPU が命令を実行することができる。

10

【 0 0 6 2 】

特定の手段が相互に異なる従属項に記載されるといふ単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを意味するものではない。

20

【 0 0 6 3 】

上述された実施形態は本発明を限定するものではなく、説明するものであり、当業者であれば、添付された請求項の範囲から逸脱することなく、代替的な実施形態をデザインすることができることに留意されたい。請求項において、括弧内に配置されるいかなる参照符号も請求項を限定するものとして解釈されるべきではない。「有する」という語は、請求項又は明細書にリストされない要素又はステップの存在を除外するものではない。ある要素に先行する「a」又は「an」という語は、斯かる要素が複数存在することを除外するものではない。複数のユニットを列挙するシステムクレームにおいて、これらのユニットの複数が、ハードウェア及び/又はソフトウェアの 1 つの同じアイテムにより実現されることができ、第 1、第 2 及び第 3 等の用語の使用は、何らかの順序を示すものではない。これらの語は、ラベルとして解釈されるものである。

30

【 図 1 】

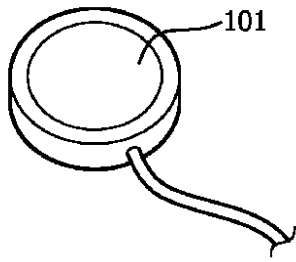


FIG. 1

【 図 2 】

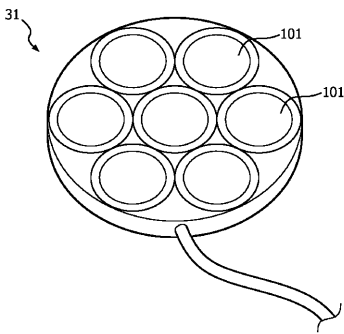


FIG. 2

【 図 3 】

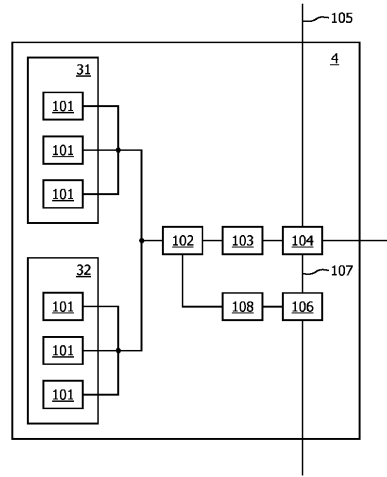


FIG. 3

【 図 4 a 】

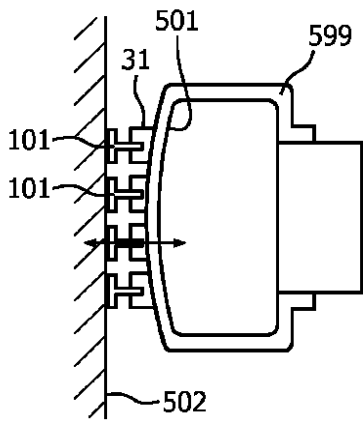


FIG. 4a

【 図 4 b 】

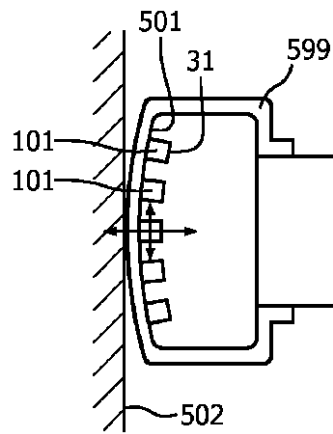


FIG. 4b

【 図 5 】

7

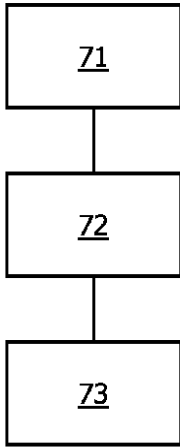


FIG. 5

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2014/077327

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/02 A61B5/021 ADD.		
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 practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	SUGAWARA J ET AL: "Carotid-femoral pulse wave velocity: Impact of different arterial path length measurements", ARTERY RESEARCH, ELSEVIER, AMSTERDAM, NL, vol. 4, no. 1, 1 March 2010 (2010-03-01), pages 27-31, XP026938470, ISSN: 1872-9312, DOI: 10.1016/J.ARTRES.2009.11.001 [retrieved on 2009-12-04]	1-3,8-12
A	page 28: "Methods" ----- -/--	4-7
<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 *E* earlier application or patent but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art *&* document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
18 March 2015	25/03/2015	
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Doyle, Aidan	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2014/077327

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	CORTEZ-COOPER M Y ET AL: "Effects of High Intensity Resistance Training on Arterial Stiffness and Wave Reflection in Women", AMERICAN JOURNAL OF HYPERTENSION, NATURE PUBLISHING GROUP, UNITED STATES, vol. 18, no. 7, 1 July 2005 (2005-07-01), pages 930-934, XP027816786, ISSN: 0895-7061 [retrieved on 2005-07-01]	1-3,8-12
A	pages 931, 932: "Measurements" -----	4-7
Y	US 2004/039420 A1 (JAYNE CYNTHIA P [US] ET AL) 26 February 2004 (2004-02-26)	1-3,8-12
A	paragraphs [0038], [0042] - paragraph [0046] paragraphs [0052], [0070] - paragraph [0077] figures 2,3,5,6 -----	4-7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/EP2014/077327

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2004039420	A1	NONE	

フロントページの続き

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

(74)代理人 100163809

弁理士 五十嵐 貴裕

(72)発明者 ヴィラール ブトリ クレモンティーヌ マリー フランソワーズ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 モシス ジョルジオ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ベラ デーブ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 モー ウェイロン

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 チーアン イー

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

Fターム(参考) 4C017 AA09 AB10 AC04 AC05 BD01