

(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2017-538539

(P2017-538539A)

(43) 公表日 平成29年12月28日(2017.12.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 0 Z	4 C 6 0 1
A 6 1 B 5/021 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 6 0 0	
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 0 V	
	A 6 1 B 5/02 A	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 15 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2017-533298 (P2017-533298)
 (86) (22) 出願日 平成27年12月7日 (2015.12.7)
 (85) 翻訳文提出日 平成29年6月19日 (2017.6.19)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2015/059391
 (87) 国際公開番号 W02016/103087
 (87) 国際公開日 平成28年6月30日 (2016.6.30)
 (31) 優先権主張番号 6458/CHE/2014
 (32) 優先日 平成26年12月22日 (2014.12.22)
 (33) 優先権主張国 インド (IN)

(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 アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 動脈パラメータを測定するためのシステム及び方法

(57) 【要約】

本発明は、動脈パラメータを測定するためのシステムに関する。本発明のシステムは、高周波 (RF) 超音波信号と復調 RF 超音波信号とそこから取得される信号からそれに関連するデータとを提供するための信号ユニット；動脈内の血流の存在を検出するための検出ユニット；前記動脈を識別するための識別ユニット；前記データを処理するとともに前記動脈の膨張波形を提供するための処理ユニット；及び前記動脈の複数の局所的な動脈パラメータの少なくとも1つを推定するための推定ユニット；を有する。本発明はまた、本発明のシステムにより動脈パラメータを測定するための方法に関する。本発明は、非イメージング、非侵襲且つかつなしの方法で、局所的な血圧を連続的に及びピーク収縮期速度、脈波値、動脈コンプライアンス尺度のような他の局所的な動脈パラメータを測定する利点を有する。

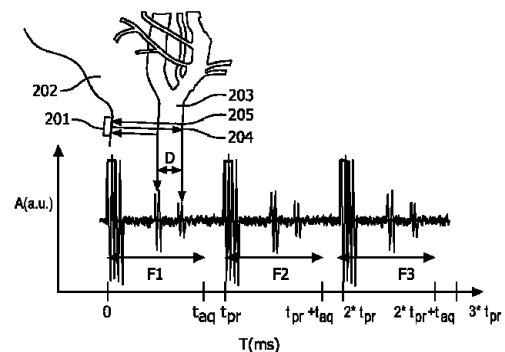


FIG. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を使用して動脈パラメータを測定するためのシステムであって、前記システムは

高周波（R F）超音波信号と復調 R F 超音波信号とそこから取得される前記信号からのそれに関連するデータとを提供するための信号ユニット；

動脈内の血流の存在を検出するための検出ユニット；

前記動脈を識別するための識別ユニット；

前記データを処理するとともに前記動脈の膨張波形を提供するための処理ユニット；及び

10

前記動脈の複数の局所的な動脈パラメータのうちの少なくとも 1 つを推定するための推定ユニット；

を有する、

システム。

【請求項 2】

前記信号ユニットは、グリッド構成に編成される複数のトランスデューサ素子を有する

、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記複数のトランスデューサ素子は、動脈に適する R F 超音波信号を提供するように個別に又は集合的に動かされる、

20

請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記処理ユニットは、前記動脈の血管壁の及びその直径の変化の動きを決定するために設けられる、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記識別ユニットは、1 又は複数の動脈を示す 1 又は複数のモデルを有する、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

30

前記処理ユニットは、前記動脈の前記膨張波形から圧力波形を得るために設けられる、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記処理ユニットは、前記動脈の前記膨張波形を、前記動脈の前記モデルを使用して、識別された前記動脈の前記圧力波形にマッピングする、

請求項 1、5 及び 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記推定ユニットは、局所的な血圧、ピーク収縮期速度（P S V）、脈波値（P W V）、動脈コンプライアンス尺度のような、前記局所的な動脈パラメータのうちの少なくとも 1 つを推定するために設けられる、

40

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記動脈コンプライアンス尺度は、弾性率、動脈伸展性、動脈コンプライアンス、硬度指数を含む、

請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記システムは、前記動脈パラメータを測定するための非イメージング及び非侵襲ベースのシステムである、

請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載のシステム。

【請求項 11】

50

超音波を使用して動脈パラメータを測定するための方法であって、前記方法は：
信号ユニットが高周波（R F）超音波信号と復調 R F 超音波信号とそこから取得される
前記信号からのそれに関連するデータとを提供するステップ；
検出ユニットが動脈内の血流の存在を検出するステップ；
識別ユニットが前記動脈を識別するステップ；
処理ユニットが前記データを処理するとともに前記動脈の膨張波形を提供するステップ
；及び
推定ユニットが前記動脈の複数の局所的な動脈パラメータのうちの少なくとも 1 つを推
定するステップ；
を含む、
方法。

10

【請求項 1 2】

前記処理するステップは、前記動脈の血管壁の及びその直径の変化の動きを決定するス
テップを含む、
請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記処理するステップは、前記動脈の前記膨張波形から圧力波形を得るステップを含む
、
請求項 1 1 に記載の方法。

20

【請求項 1 4】

前記処理するステップは、前記動脈の前記膨張波形を、前記動脈の前記モデルを使用し
て、識別された前記動脈の前記圧力波形にマッピングするステップを含む、
請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記方法は、局所的な血圧、ピーク収縮期速度（P S V）、脈波値（P W V）、及び、
弾性率、動脈伸展性、動脈コンプライアンス、硬度指数を含む動脈コンプライアンス尺度
のような前記局所的な動脈パラメータを推定するための、非イメージング且つ非侵襲且つ
連続的な方法である、

請求項 1 1 乃至 1 4 のいずれか 1 項に記載の方法。

30

【請求項 1 6】

コンピュータプロセッサ上で実行されるとき、請求項 1 1 乃至 1 5 のいずれか 1 項に記
載の方法を実行するためのコード手段を含むコンピュータプログラム。

【請求項 1 7】

請求項 1 6 に記載のコンピュータプログラムを含むコンピュータ可読媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、動脈パラメータを測定すること、より具体的には、高周波超音波（Radio F
requency Ultrasound）を使用して動脈パラメータを測定するためのシステム及び方法に
関する。

40

【背景技術】

【0 0 0 2】

一般に、血圧測定は、患者の健康状態を測定するための理想的なバイオマーカーと考え
られている。この理由から、血圧は、手術前又は正常な健康診断中、及び患者が医学的観
察下にあるときでさえ測定される。従来、血圧は、収縮期及び拡張期の尺度（measures）
を決定するために上腕動脈で測定されている。これらの尺度は、通常、全ての動脈の基準
とみなされる。

【0 0 0 3】

通常、血圧は血圧計を使用して測定される。ここで測定される血圧は、大動脈圧であり
、そこから上腕動脈の血圧が多少の変動を伴って推定される。このアプローチは、本質的

50

に、上腕の周りに配置されるとともに上収縮期圧 (supra-systolic pressure) まで膨張されるカフを使用し、その後、収縮期圧及び拡張期圧が、カフの膨張によって引き起こされる圧力を解放する際に示される。ここでは、血圧測定のばらつきを軽減又は排除するために、患者に適した適切なサイズのカフを使用することが重要である。

【0004】

他方、血圧は超音波を使用しても測定される。血圧測定のためのこのような超音波ベースのアプローチは、典型的には、動脈の動きを追跡するために、輝度モード (Bモード) イメージング及び画像処理アルゴリズムを使用する。

【0005】

証拠は、上腕動脈で測定された血圧が他の末梢動脈の実際の血圧を表していないことを示している。血管関連疾患を評価し且つ治療するために特定の動脈の絶対血圧を得ることが必須となっている。したがって、動脈における流れ評価を伴う局所的な血圧測定が、心血管疾患を診断及びモニタリングする能力を大幅に改善する。

10

【0006】

上述のアプローチの両方では、局所的な血圧測定は実現されていない。この他に、ピーク収縮期速度 (PSV)、脈波伝播速度 (PWV)、動脈スティフネス (arterial stiffness) 等のような様々な他の動脈パラメータの測定は、利用可能な既知の装置又は技術によっては使用可能にされていない。

【0007】

特許文献1は、血圧を計算するパラメータとして血流速度の使用を開示している。

20

【0008】

確かに、単一の測定手順から局所的な血圧及び他の動脈パラメータを測定する必要がある。本発明は、上記のような必要性のための解決法を提供することを目的とする。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】US 2014143064 A1

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明の目的は、局所的な動脈パラメータを測定するためのシステムを提供することである。

30

【0011】

本発明の他の目的は、単一の測定手順から、局所的な血圧を含む複数の局所的な動脈パラメータを測定するためのシステムを提供することである。

【0012】

本発明のさらに他の目的は、本発明のシステムによって局所的な血圧を測定するための方法を提供することである。

【0013】

本発明のさらなる目的は、本発明のシステムによって、単一の測定手順から複数の他の動脈パラメータを測定するための方法を提供することである。

40

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明の1つの態様では、超音波を使用して動脈パラメータを測定するためのシステムが提供される。本発明のシステムは、高周波 (RF) 超音波信号と復調 RF 超音波信号とそこから取得される前記信号からのそれに関連するデータとを提供するための信号ユニット；動脈内の血流の存在を検出するための検出ユニット；前記動脈を識別するための識別ユニット；前記データを処理するとともに前記動脈の膨張波形 (distension waveform) を提供するための処理ユニット；及び前記動脈の局所的な動脈パラメータのうちの少なくとも1つを推定するための推定ユニット；を有する。

50

【 0 0 1 5 】

心血管疾患を診断及びモニタリングする能力の向上につながる単一の測定手順から局所的な血圧及び他の動脈パラメータを測定することは有利である。

【 0 0 1 6 】

本発明は、動脈パラメータを測定するための非イメージング且つ非侵襲のシステム及び方法による解決法を提供する。また、本発明は、カフ無しの方法で動脈パラメータを測定するための解決法を提供する。さらに、本発明は、血圧を決定するための P S V の絶対的な必要性を排除する。

【 0 0 1 7 】

本発明の 1 つの好適な実施形態では、複数のトランスデューサ素子が、前記動脈から局所的な信号を複数の場所から同時に得るように、グリッド構成に編成される。

10

【 0 0 1 8 】

本発明の 1 つの好適な実施形態では、R F 超音波信号は、血液の拍動性の (pulsatile) 性質、及び圧力波形、並びにそこからの局所的な血圧及び他の動脈パラメータに起因して生じる動脈の直径の変化を捕える膨張波形を決定するために使用される。

【 0 0 1 9 】

本発明の 1 つの好適な実施形態では、復調 R F 超音波信号は、関心動脈 (artery of interest) の識別のために、及び、前記動脈における異常な流れの存在を表す、ピーク収縮期速度を決定するために使用される。

【 0 0 2 0 】

本発明の他の態様では、超音波を使用して動脈パラメータを測定するための方法が提供される。本発明の方法は、信号ユニットにより高周波 (R F) 超音波信号と復調 R F 超音波信号と取得される信号からのそれに関連するデータとを提供するステップ；検出ユニットにより動脈内の血流の存在を検出するステップ；識別ユニットにより前記動脈を識別するステップ；処理ユニットにより前記データを処理するとともに前記動脈の膨張波形を提供するステップ；及び推定ユニットにより前記動脈の局所的な動脈パラメータのうちの少なくとも 1 つを推定するステップ；を含む。

20

【 0 0 2 1 】

本発明の 1 つの好適な実施形態では、本発明の方法は、本発明のシステムによって実行される。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 2 】

添付の図面が参照される。

【 図 1 】 本発明による動脈パラメータを測定するためのシステムを示す。

【 図 2 】 関心動脈からの R F データの取得を示す。

【 図 3 】 関心動脈の異なる部分で得られたエコーパターンを描く。

【 図 4 】 サンプルの膨張波形を示す。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 3 】

本発明は、完全に網羅されていない例示的な実施形態を通じて、図 1 乃至 4 を参照して以下でさらに説明される。

40

【 0 0 2 4 】

図 1 には、動脈パラメータを測定するためのシステム (1 0 0) が示されている。システム (1 0 0) は、グリッド構成に編成される複数のトランスデューサ素子を有する信号ユニット (1 0 1) を有する。トランスデューサ素子は、測定を受ける関心動脈に関連する未処理の (raw) R F 超音波信号を提供するために、個々に又は集合的に動作する。本発明による測定は、未処理の形態と復調された形態の両方の R F 超音波信号を利用することを含む。R F 復調ユニット (1 0 2) は未処理の R F 超音波信号を復調する。検出ユニット (1 0 3) は、復調 R F 超音波信号から得られるドップラスペクトルデータを使用して、関心動脈内の血流の存在を検出するために設けられる。血流の存在を検出すると、関

50

心動脈は識別ユニット (1 0 4) によって具体的に識別される。フィードバック信号が、さらなる処理のために数回のデータサイクルの間のデータを連続的な取得のために提示される。識別ユニットは、対応する動脈の各々に関連する 1 又は複数のモデルを有する。

【 0 0 2 5 】

処理ユニット (1 0 5) が、関心動脈を示す (purporting to) データを処理するために提供され、以下の記載で説明される。

【 0 0 2 6 】

トランスデューサ素子から得られる信号は、ノイズ及び過渡的挙動の影響を受ける。未処理の R F エコー信号は、S N R を改善するために前処理され、過渡応答 (transients) は、バンドパスフィルタが続くマッチドフィルタ (matched filter) を使用することによって除去される。非線形ゲインが、皮膚ゲル界面 (skin gel interface) からの高振幅反射を抑制するために適用される。

10

【 0 0 2 7 】

信号フレームは、関心動脈に関して、図 2 に示されるように特定の時間にわたって得られる。身体の表面上に置かれたトランスデューサ (2 0 1) は、体内に超音波パルスを送り、頸動脈のような動脈 (2 0 3) に達するように軟組織 (2 0 2) を通過する。トランスデューサからの超音波パルス (2 0 4) は、動脈 (2 0 3) のより遠い壁に到達し且つ同じものが反射されて示されている。反射された超音波パルスは、(2 0 5) として示されている。明らかに、超音波パルスが伝導されるとともに、同じものが、直径が D である動脈の近位壁並びに遠位壁から反射される。エコーは、同じトランスデューサによって受信される。反射エコーの時間 T (m s) にわたって形成される振幅情報 A (任意単位 (a , u)) を含むデータフレーム (F 1 , F 2 及び F 3) が示されている

20

【 0 0 2 8 】

そのように識別される関心動脈は、動脈に特有の膨張波形 (artery specific distension waveform) の計算のための R F データにマッピングされる。

【 0 0 2 9 】

図 3 は、超音波が、関心動脈 (3 0 0) の外膜 (3 0 1) 、中膜 (3 0 2) 及び内膜 (3 0 3) のような異なる解剖学的部位から反射された後のエコーパターン (1 , 2 , 3 , 4) を示す。壁の内層 (3 0 3) 、内膜から、動脈の空洞内部、内腔 (3 0 4) への移行部は、近位壁 (near wall) と遠位壁 (far wall) の両方で目に見える別個のエコーを生成する。より強いエコーは、最外層、外膜 (3 0 1) を表す。中間層、中膜 (3 0 2) は、低エコー (hypo-echoic) である。

30

【 0 0 3 0 】

図 3 に示される異なる領域にわたって動脈から得られるエコーが一様ではないことが観察されることができるので、得られるエコーパターンは、膨張波形を計算するために使用される。

【 0 0 3 1 】

動脈の遠位壁及び近位壁は、エコーゲートトラッキング (echo gate tracking) を実行することによって分離されることができる。エコーは、動脈の解剖学的構造が位置することができる取得された信号における関心領域を見つけるために識別される。エコーパターンから関心領域を識別するために、最尤アプローチのような確率的アプローチが使用される。第 1 に、所与の信号のエネルギープロットがスライディングウインドウアプローチ (sliding window approach) を用いて得られ、最大エネルギーの領域が特定され、様々な特徴が、フレームにわたって異なる患者についてのこれらの関心領域から抽出される。特徴データは、平均及び共分散を得ることによってガウス混合モデルを使用して処理される (trained) 。テストフレームを提供すると、特徴が抽出されるとともに、関心領域の可能性を提供するために構築されたモデルに対してテストされる。データは、壁種類 (wall class) アプローチのような単一の種類アプローチに基づいて分類される。この方法は、壁種類にポイントを割り当てるために尤度のカットオフ値を使用する。

40

【 0 0 3 2 】

50

【数 1】

$$P\left(\frac{x}{C}\right) = \frac{1}{2\pi^{\frac{d}{2}}(\det(c))^{0.5}} e^{-(x-\mu)^T C^{-1}(x-\mu)}$$

ここで、

d - 特徴ベクトルの次元 (dimension)

c - 分散行列

μ - ガウス分布の平均 (mean of Gaussian)

x - テストポイントに関する特徴ベクトル

である。

10

【0033】

さらに、収縮期及び拡張期の間の血流の変動は、動脈の弾性特性の変化を引き起こす。弾性特性のこの変化は、動脈の直径変化に現れる。壁運動によって得られたエコーに基づいて、連続する信号フレームが分析され、動脈の膨張波形が、近位壁運動と遠位壁運動との間の差として計算される。

【0034】

2つの連続する取得で得られたエコーを考慮すると、 $NW_i(t)$ は i 番目の取得における近位壁エコーであり、 $FW_i(t)$ は i 番目の取得における遠位壁エコーである。そして、次の繰り返しで得られる近位壁エコー及び遠位壁エコーは

$$NW_{i+1}(t) = NW_i(t \pm \Gamma_{nw})$$

20

$$FW_{i+1}(t) = FW_i(t \pm \Gamma_{fw})$$

として表現され、ここで、 Γ_{fw} 及び Γ_{nw} は、それぞれ近位壁エコー及び遠位壁エコーにおける偏位 (shifts) である。エコートラッキングは、これらの偏位を推定すること、及びそれに応じてエコーの動きを追跡することを含む。連続する取得の間のエコーの時間偏位を推定するために、偏位及び探索アプローチが用いられ、これは、信号 $NW_i(t)$ と $NW_{i+1}(t)$ との間の最大相互相関を計算し、相互相関の最大値に対応する時間として偏位 Γ_{fw} 及び Γ_{nw} を推定するのに理想的である。

【0035】

遅延が確認されると、壁の動きは、音速 (v) に基づいて計算され、

$$d_{nw}(i) = 0.5 * v * [\Gamma_{nw}(i) + \Gamma_{nw}(i-1)]$$

30

$$d_{fw}(i) = 0.5 * v * [\Gamma_{fw}(i) + \Gamma_{fw}(i-1)]$$

【0036】

動脈膨張波形は、近位壁運動と遠位壁運動との間の差として計算され、

$$\Delta d(i) = d_{fw}(i) - d_{nw}(i)$$

によって与えられる。

【0037】

$t = (i / f_{prf})$ に代えることにより、膨張波形 $\Delta d(t)$ は次のように決定されることができる。

$$\Delta d(t) = d_{fw}(t) - d_{nw}(t)$$

【0038】

40

上述の膨張波形から、他の動脈コンプライアンス尺度を測定するために使用されることができる、ピーク間の (peak to peak) 膨張が計算されることができる。

【0039】

図4は、サンプル S (#) にわたる連続するフレームを通した壁直径 D (mm) の変化を表すサンプル膨張波形を示す。

【0040】

動脈の圧力変化は、動脈の断面積の変化によって、より良く現れる。時間の関数としての動脈壁断面は、膨張波形に基づいて、以下の式によってさらに計算される。

【数 2】

$$A(t) = \frac{\pi d(t)^2}{4} \quad \text{式 (1)}$$

【0041】

血圧波形 $p(t)$ と動脈壁断面積 $A(t)$ との間の関数関係は以下のように確立される。

【数 3】

$$p(t) = p_0 e^{\gamma A(t)} \quad \text{式 (2)}$$

10

【0042】

ここで、 p_0 は定数であり、 γ は、患者の動脈の間で及び患者によって変わる。ルックアップテーブル及び動脈モデルが、関心動脈についてのそれぞれの γ を測定するために必要とされる。図 1 に示される識別ユニット (104) は、動脈と圧力波形推定のより良い精度のための動脈固有の γ 値とを推定するためにこの入力を提供する。

【0043】

式 (2) から、圧力波形が計算されることができ、収縮期、拡張期及び平均動脈圧が推定され得る。これにより、非侵襲且つ非イメージングベースのアプローチで関心動脈の血圧を連続的に監視することが可能となる。

20

【0044】

関心動脈に関連付けられる直径及び圧力の変化が利用可能であると、弾性率 (Elastic modulus)、動脈伸展性 (Arterial distensibility)、動脈コンプライアンス (Arterial compliance)、硬度指数 (Stiffness index) のような他の動脈コンプライアンス尺度が、以下のように計算することができ、ここで、 P_s は収縮期であり、 P_d は拡張期圧である。

【数 4】

$$\text{弾性率, } E = \frac{\Delta P \times D}{\Delta D}$$

30

【数 5】

$$\text{動脈伸展性, } D = \frac{\Delta D}{\Delta P \times D_d}$$

【数 6】

$$\text{動脈コンプライアンス, } C = \frac{\Delta D}{\Delta P}$$

【数 7】

$$\text{硬度指数, } \varphi = \frac{\ln(P_s/P_d)}{\left(\frac{D_s - D_d}{D_d}\right)}$$

40

【0045】

本発明は、したがって、他の動脈パラメータ及び動脈コンプライアンス尺度と共に、関心動脈の局所的な血圧の連続測定を提供する。

【0046】

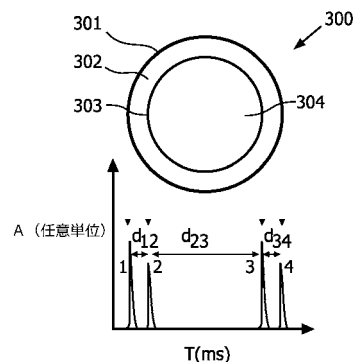
本発明の特定の特徴のみが本明細書に具体的に図示されるとともに説明されており、多くの修正及び変更が当業者に思い浮かぶであろう。本発明は、明細書の記載に説明されている好適な実施形態に限定されるものではない。本発明は例示的な実施形態により説明されており、網羅的でも限定的でもないことが留意されるべきである。明細書の記載に詳述

50

【 0 0 4 7 】

10

【 図 3 】



【 图 4 】

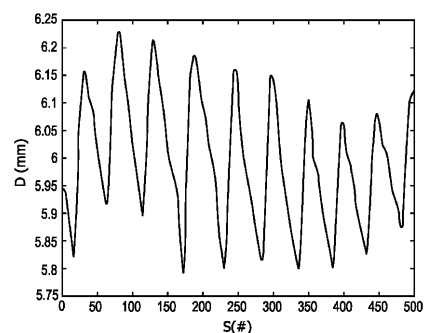


FIG. 4

【手続補正書】

【提出日】平成29年6月23日(2017.6.23)

【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】

超音波を使用して動脈パラメータを測定するためのシステムであって、前記システムは

高周波（R F）超音波信号と復調高周波超音波信号と前記復調高周波超音波信号から得られるデータとを提供するための信号ユニット；

動脈内の血流の存在を検出するための検出ユニット；

前記動脈を識別するための識別ユニット；

前記復調高周波超音波信号から得られる前記データを処理するとともに前記動脈の膨張波形を提供するための処理ユニット；及び

前記動脈の複数の局所的な動脈パラメータのうちの少なくとも1つを推定するための推定ユニット；

を有する、

システム。

【請求項 2】

前記信号ユニットは、グリッド構成に編成される複数のトランスデューサ素子を有する、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記複数のトランスデューサ素子は、動脈に適する R F 超音波信号を提供するように個別に又は集合的に動かされる、

請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記処理ユニットは、前記動脈の血管壁の動き及び前記動脈の直径の変化を決定するために設けられる、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記識別ユニットは、1 又は複数の動脈を示す 1 又は複数のモデルを有する、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記処理ユニットは、前記動脈の前記膨張波形から圧力波形を得るために設けられる、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記処理ユニットは、前記動脈の前記膨張波形を、前記動脈の前記モデルを使用して、識別された前記動脈の前記圧力波形にマッピングする、

請求項 1、5 及び 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記推定ユニットは、局所的な血圧、ピーク収縮期速度（P S V）、脈波値（P W V）、動脈コンプライアンス尺度のような、前記局所的な動脈パラメータのうちの少なくとも1つを推定するために設けられる、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記動脈コンプライアンス尺度は、弾性率、動脈伸展性、動脈コンプライアンス、硬度

指数を含む、

請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記システムは、前記動脈パラメータを測定するための非イメージング及び非侵襲ベースのシステムである、

請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載のシステム。

【請求項 11】

超音波を使用して動脈パラメータを測定するための方法であって、前記方法は：

信号ユニットが、高周波（RF）超音波信号と、復調高周波超音波信号と、前記復調高周波超音波信号から得られるデータと、を提供するステップ；

検出ユニットが動脈内の血流の存在を検出するステップ；

識別ユニットが前記動脈を識別するステップ；

処理ユニットが、前記復調高周波超音波信号から得られる前記データを処理するとともに前記動脈の膨張波形を提供するステップ；及び

推定ユニットが、前記動脈の複数の局所的な動脈パラメータのうちの少なくとも 1 つを推定するステップ；

を含む、

方法。

【請求項 12】

前記処理するステップは、前記動脈の血管壁の動き及び前記動脈の直径の変化を決定するステップを含む、

請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

前記処理するステップは、前記動脈の前記膨張波形から圧力波形を得るステップを含む、

請求項 11 に記載の方法。

【請求項 14】

前記処理するステップは、前記動脈の前記膨張波形を、前記動脈の前記モデルを使用して、識別された前記動脈の前記圧力波形にマッピングするステップを含む、

請求項 11 に記載の方法。

【請求項 15】

前記方法は、局所的な血圧、ピーク収縮期速度（PSV）、脈波値（PWV）、及び、弾性率、動脈伸展性、動脈コンプライアンス、硬度指数を含む動脈コンプライアンス尺度のような前記局所的な動脈パラメータを推定するための、非イメージング且つ非侵襲且つ連続的な方法である、

請求項 11 乃至 14 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 16】

コンピュータプロセッサ上で実行されるとき、請求項 11 乃至 15 のいずれか 1 項に記載の方法を実行するためのコード手段を含むコンピュータプログラム。

【請求項 17】

請求項 16 に記載のコンピュータプログラムを含むコンピュータ可読媒体。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2015/059391

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/08 A61B8/00 A61B5/02 A61B5/021
 ADD. A61B8/06

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	WO 2014/030174 A2 (HEALTHCARE TECHNOLOGY INNOVATION CT [IN]) 27 February 2014 (2014-02-27) paragraphs [0026] - [0033] figures 1A,1B,2 ----- -/--	1-4,6, 8-13, 15-17 5,7,14

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ 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

4 March 2016

Date of mailing of the international search report

15/03/2016

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

Willig, Hendrik

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2015/059391

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	TARDY Y ET AL: "Non-invasive estimate of the mechanical properties of peripheral arteries from ultrasonic and photoplethysmographic measurements", CLINICAL PHYSICS AND PHYSIOLOGICAL MEASUREMENT, INSTITUTE OF PHYSICS PUBLISHING, BRISTOL, GB, vol. 12, no. 1, 1 February 1991 (1991-02-01), pages 39-54, XP020025922, ISSN: 0143-0815, DOI: 10.1088/0143-0815/12/1/003 abstract figures 3,4,6,7 -----	5,7,14

Information on patent family members

PCT/IB2015/059391

WO 2014030174	A2	27-02-2014	NONE
---------------	----	------------	------

フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

A 6 1 B 8/06

(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 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 パティル, ラヴィンドラ パラサヘブ

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 ビルディング
5

(72)発明者 パラニサミー, クリシュナモーター

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 ビルディング
5

(72)発明者 シソディア, ラジェンドラ シン

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 ビルディング
5

(72)発明者 ブッサ, ナガラジュ

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 ビルディング
5

(72)発明者 セトゥラマン, シュリラム

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 ビルディング
5

(72)発明者 バサワラジ パティル オカリー, ヴィクラム

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 ビルディング
5

F ターム(参考) 4C017 AA07 AA08 AA20 AC40 BC03 BC21 FF08

4C601 DD03 DD14 DE03 EE30 JB34 KK28

专利名称(译)	用于测量动脉参数的系统和方法		
公开(公告)号	JP2017538539A	公开(公告)日	2017-12-28
申请号	JP2017533298	申请日	2015-12-07
[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NV哥德堡		
[标]发明人	パティルラヴィンドラバラサヘブ パラニサミークリシュナモーター シソディアラジェンドラシン ブッサナガラジュ セトゥラマンシュリラム バサワラジパティルオカリーヴィクラム		
发明人	パティル,ラヴィンドラ バラサヘブ パラニサミー,クリシュナモーター シソディア,ラジェンドラ シン ブッサ,ナガラジュ セトゥラマン,シュリラム バサワラジ パティル オカリー,ヴィクラム		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/02 A61B5/021 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/42 A61B8/4245 A61B8/485		
FI分类号	A61B8/08 A61B5/02.310.Z A61B5/02.600 A61B5/02.310.V A61B5/02.A A61B8/06		
F-TERM分类号	4C017/AA07 4C017/AA08 4C017/AA20 4C017/AC40 4C017/BC03 4C017/BC21 4C017/FF08 4C601/DD03 4C601/DD14 4C601/DE03 4C601/EE30 4C601/JB34 4C601/KK28		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	6458CHE2014 2014-12-22 IN		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于测量动脉参数的系统。本发明的系统是一种信号单元，用于提供射频（RF）超声信号，解调的RF超声信号以及从其获得的信号中与之相关的数据；检测动脉中血流的存在。用于识别动脉的检测单元；用于处理数据并提供动脉的扩张波形的处理单元；以及动脉的多个局部动脉参数中的至少一个。估计单元，用于估计；本发明还涉及利用本发明的系统测量动脉参数的方法。本发明以非成像，非侵入性和无袖带的方式连续地测量局部血压和其他局部动脉参数，例如峰值收缩速度，脉搏波值和动脉顺应性测量。有优势。

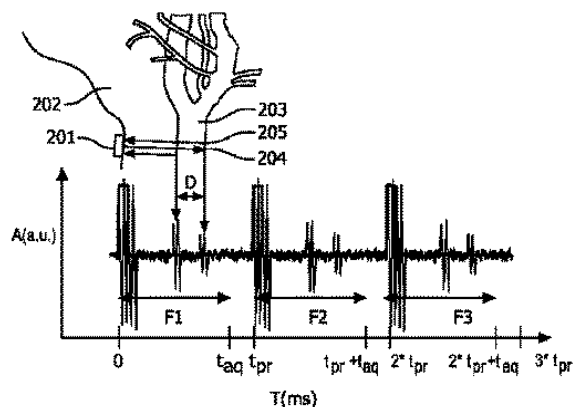


FIG. 2