

(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2019-528936

(P2019-528936A)

(43) 公表日 令和1年10月17日 (2019. 10. 17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2019-516150 (P2019-516150)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成29年9月18日 (2017. 9. 18)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(85) 翻訳文提出日	平成31年3月25日 (2019. 3. 25)		ヴェ
(86) 国際出願番号	PCT/EP2017/073380		KONINKLIJKE PHILIPS
(87) 国際公開番号	W02018/059976		N. V.
(87) 国際公開日	平成30年4月5日 (2018. 4. 5)		オランダ国 5656 アーエー アイン
(31) 優先権主張番号	16191056.7		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(32) 優先日	平成28年9月28日 (2016. 9. 28)		High Tech Campus 5,
(33) 優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁 (EP)		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】 血流決定機器

(57) 【要約】

本発明は、血管の内腔の超音波画像の中のスペックル密度レベルを示すスペックル密度値を決定するスペックル密度決定ユニット (7) を有する血流決定機器 (5) に関し、前記超音波画像は、知られている容積液体流量で液体が前記血管 (20) に導入される導入位置の後にある撮像位置で生成される。血流量決定ユニット (8) は、決定したスペックル密度値及び容積液体流量に基づき、容積血流量を示す血流量値を決定する。これは、向上した精度で血管内血流を決定することを可能にする。

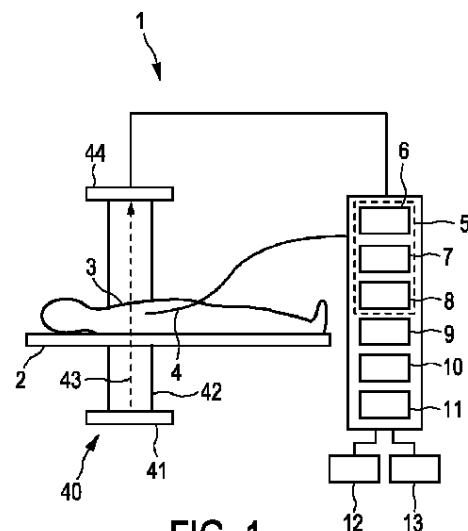


FIG. 1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血流決定機器であって、

血管の内腔の超音波画像の中のスペックル密度レベルを示すスペックル密度値を決定するスペックル密度決定ユニットであって、前記超音波画像は、前記血管の内部の血流方向に関して導入位置の後にある撮像位置で生成され、前記導入位置において、液体が知られている容積液体流量で前記血管の中へ導入される、スペックル密度決定ユニットと、

前記の決定したスペックル密度値及び前記容積液体流量に基づき、容積血流量を示す血流値を決定する血流量決定ユニットと、

を有する血流決定機器。

10

【請求項 2】

前記血流決定機器は、血液だけを示す超音波画像の中の前記スペックル密度レベルを示す血液スペックル密度値を提供し、及び前記液体だけを示す超音波画像の中の前記スペックル密度レベルを示す液体スペックル密度値を提供する、スペックル密度提供ユニットを更に有し、前記血流量決定ユニットは、前記血液スペックル密度値及び前記液体スペックル密度値に更に基づき、前記血流値を決定するよう適応される、請求項 1 に記載の血流決定機器。

【請求項 3】

前記スペックル密度提供ユニットは、前記血管の前記内腔の更なる超音波画像に基づき、前記血液スペックル密度値を決定するよう適応され、前記更なる超音波画像は、前記血管の前記内腔が血液だけを含む位置で生成される、請求項 2 に記載の血流決定機器。

20

【請求項 4】

前記スペックル密度決定ユニットは、前記スペックル密度値を決定するよう適応され、該スペックル密度値が、前記液体が前記血管の中に連続的に導入される間、前記撮像位置において異なる時間に生成された複数の超音波画像のうちの少なくとも幾つかの中のスペックル密度レベルの平均を示すようにする、請求項 1 に記載の血流決定機器。

【請求項 5】

前記スペックル密度決定ユニットは、前記スペックル密度値を決定するために、前記血管の前記内腔に対応する前記超音波画像の領域全体を考慮するよう適応される、請求項 1 に記載の血流決定機器。

30

【請求項 6】

前記血流量決定ユニットは、決定されるべき前記血流値と前記スペックル密度値との間の非線形関係を使用するよう適応される、請求項 1 に記載の血流決定機器。

【請求項 7】

前記血流決定機器は、血液だけを示す超音波画像の中の前記スペックル密度レベルを示す血液スペックル密度値を提供し、及び前記液体だけを示す超音波画像の中の前記スペックル密度レベルを示す液体スペックル密度値を提供する、スペックル密度提供ユニットを更に有し、前記血流量決定ユニットは、決定されるべき前記血流値と前記スペックル密度値との間の以下の非線形関係を使用するよう適応され：

$$Q_B = Q_C (f(d_M) - f(d_C)) / (f(d_B) - f(d_M))、$$

40

Q_B は決定されるべき前記血流値を示し、 Q_C は前記導入位置における前記容積液体流量を示し、 d_M は前記撮像位置において生成された前記血管の前記内腔の前記超音波画像の中の前記スペックル密度レベルを示す前記スペックル密度値を示し、 d_C は前記提供される液体スペックル密度値を示し、 d_B は前記提供される血液スペックル密度値を示し、及び $f(d)$ は超音波スペックル密度値 d を対応する散乱体濃度に関連付ける非線形関数を示す、

請求項 6 に記載の血流決定機器。

【請求項 8】

血流決定システムであって、

導入位置において容積液体流量で血管に液体を導入する液体導入ユニットと、

50

前記血管の内部の血流方向に関して前記導入位置の後にある撮像位置において、前記血管の内腔の超音波画像を生成する超音波ユニットと、

請求項 1 に記載の、血管の内部の容積血流量を示す血流値を決定する血流決定機器と、
を有する血流決定システム。

【請求項 9】

前記液体導入ユニットは、チューブであって、それぞれ知られている容積液体流量で幾つかの導入位置において前記液体を前記血管に導入するために該チューブの長さに沿って配置される幾つかのチューブ開口を有するチューブを有し、前記超音波ユニットは、導入位置毎に、前記血管の内部の前記血流方向に関して前記それぞれの導入位置の後にある撮像位置において、前記血管の前記内腔のそれぞれの超音波画像を決定するよう適応され、前記スペックル密度決定ユニットは、超音波画像毎に、前記それぞれの超音波画像の中の前記スペックル密度レベルを示すそれぞれのスペックル密度値を決定するよう適応され、前記血流量決定ユニットは、前記決定した幾つかのスペックル密度値及び前記容積液体流量に基づき、幾つかの容積血流量を示す幾つかの血流値を決定するよう適応される、請求項 8 に記載の血流決定システム。

10

【請求項 10】

前記超音波ユニットは、前記血管の前記内腔の前記超音波画像を生成する血管内超音波（IVUS）プローブを有する、請求項 8 に記載の血流決定システム。

【請求項 11】

前記超音波ユニットは、前記血管の内部の血流方向に関して前記導入位置の後にある幾つかの撮像位置において前記血管の前記内腔の幾つかの超音波画像を生成する幾つかの血管内超音波（IVUS）プローブを有し、前記スペックル密度決定ユニットは、前記それぞれの超音波画像の前記スペックル密度レベルを示す幾つかのスペックル密度値を決定するよう適応され、前記血流量決定ユニットは、前記決定した幾つかのスペックル密度値の平均及び前記容積液体流量に基づき、前記容積血流量を示す前記血流値を決定するよう適応される、請求項 10 に記載の血流決定システム。

20

【請求項 12】

血管造影画像を生成する血管造影画像生成システムであって、前記血管造影画像生成システムは、

請求項 8 に記載の血流決定システムであって、前記液体導入ユニットは、前記液体として造影剤を前記血管に導入するよう適応される、血流決定システムと、

30

前記血管造影画像を生成するために、前記血管の内部の前記造影剤の画像を生成する造影剤撮像ユニットと、

を有する血管造影画像生成システム。

【請求項 13】

血流決定方法であって、

スペックル密度決定ユニットにより、血管の内腔の超音波画像の中のスペックル密度レベルを示すスペックル密度値を決定するステップであって、前記超音波画像は、前記血管の内部の血流方向に関して導入位置の後にある撮像位置で生成され、前記導入位置において、液体が知られている容積液体流量で前記血管の中へ導入される、ステップと、

40

血流量決定ユニットにより、前記の決定したスペックル密度値及び前記容積液体流量に基づき、容積血流量を示す血流値を決定するステップと、

を有する血流決定方法。

【請求項 14】

血管造影画像を生成する血管造影画像生成方法であって、前記血管造影画像生成方法は、

請求項 13 に記載の血流決定方法のステップを実行するステップであって、造影剤が前記血管に前記液体として導入される、ステップと、

前記血管造影画像を生成するために、造影剤撮像ユニットにより、前記血管の内部の前記造影剤の画像を生成するステップと、

50

を有する血管造影画像生成方法。

【請求項 15】

血流決定コンピュータプログラムであって、前記コンピュータプログラムが血流決定機器で実行されると、前記血流決定機器に請求項 13 に記載の血流決定方法を実行させるプログラムコード手段を有する、コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血流決定機器、方法、及びコンピュータプログラムに関する。本発明は、さらに、血流決定機器、液体導入ユニット、及び超音波ユニットを有する血流決定システム 10 に関し、及び血管造影画像を生成する血管造影画像生成システムであって、血管造影画像生成システムは血流決定システムを有する、血管造影画像生成システムに関する。

【背景技術】

【0002】

WO2013/177527A1 は、エネルギーを放射し及び受信するよう及び測定データを生成するよう構成される測定モジュールを備える血管内測定装置を含むカテーテル組立品を開示している。ここで、カテーテル組立品は、患者の血管にある量の液体を導入するよう構成される。システムは、さらに、血管内測定装置と通信する測定エンジンを有する。ここで、測定エンジンは、血管内測定装置から測定データを受信し、血管の所定部分 20 へのある量の液体の導入に関連する開始時間を決定し、及び測定データに基づき終了時間を決定するよう構成される。測定エンジンは、さらに、開始時間及び終了時間に基づき経過時間を計算し、経過時間及び経過時間中のある量の液体の移動距離に基づき、血管を通る血流速度を計算するよう構成される。移動距離及び／又は経過時間の決定の品質は余り高くないことが多いので、血流速度の決定精度は比較的低くなり得る。さらに、多くの用途において、容積血流量は、血流速度よりも多く関連性がある。

【発明の概要】

【0003】

本発明の目的は、血管内の容積血流量を示す血流値の正確な決定を可能にする血流決定機器、方法、及びコンピュータプログラムを提供することである。本発明の更なる目的は、血流決定機器、液体導入ユニット、及び超音波ユニットを有する血流決定システムを提 30 供すること、及び血流決定システムを有する、血管造影画像を生成する血管造影画像を生成する血管造影画像生成システムを提供することである。

【0004】

本発明の第 1 の態様では、血流決定機器が提示され、前記血流決定機器は、血管の内腔の超音波画像の中のスペックル (speckle) 密度レベルを示すスペックル密度値を決定するスペックル密度決定ユニットであって、前記超音波画像は、前記血管の内部の血流方向に関して導入位置の後にある撮像位置で生成され、前記導入位置において、液体が知られている容積液体流量で前記血管の中へ導入される、スペックル密度決定ユニットと、前記の決定したスペックル密度値及び前記容積液体流量に基づき、容積血流量を示す血流値を決定する血流量決定ユニットと、を有する。 40

【0005】

血流決定ユニットは、超音波画像の中のスペックル密度レベル、つまりスペックル密度の量を示す決定されたスペックル密度値に基づき、及び知られている容積液体流量に基づき、血流値を決定するよう適応されるので、並びに、超音波画像内のスペックル密度値が非常に正確に決定できるので、血流は、向上した精度で決定できる。特に、例えば、血流値を決定するために、経過時間及び移動距離を決定する必要がない。

【0006】

血流量決定ユニットは、好ましくは、容積血流量を示す血流値を決定するために、スペックル密度を直接使用するよう適応される。つまり、好ましくは、スペックル密度値自体が、この決定のために使用される。例えば、スペックル密度値及び容積液体流量に基づき 50

血流値を定める関数が提供され得る。これは、特に、例えばスペックル密度値の閾を定めることにより、好ましくは超音波画像の中のスペックル密度の減少する又は増大する時間を検出するために、スペックル密度値が使用されないこと、及び血流値を決定するためにこの時間が使用されること、を意味する。

【0007】

さらに、知られている容積液体流量は、好ましくは、血管の中への液体の連続導入の容積液体流量である。つまり、好ましくは、液体は、例えば液体急速静注のみのようにでなく、連続的に導入される。容積液体流量は、好ましくは一定である。

【0008】

スペックル密度決定ユニットは、好ましくは、超音波画像の画像値に基づきスペックル密度値を決定するよう適応される。特に、スペックル密度決定ユニットは、血管の内腔に対応する超音波画像の領域内の、グレイ値であって良い画像値を加算することにより、及び結果として生じた和を該領域の面積で除算することにより、スペックル密度値を決定するよう適応される。

【0009】

一実施形態では、前記血流決定機器は、血液だけを示す超音波画像の中の前記スペックル密度レベルを示す血液スペックル密度値を提供し、及び前記液体だけを示す超音波画像の中の前記スペックル密度レベルを示す液体スペックル密度値を提供する、スペックル密度提供ユニットを更に有し、前記血流量決定ユニットは、前記血液スペックル密度値及び前記液体スペックル密度値に更に基づき、前記血流値を決定するよう適応される。特に、前記スペックル密度提供ユニットは、前記血管の前記内腔の更なる超音波画像に基づき、前記血液スペックル密度値を決定するよう適応され、前記更なる超音波画像は、前記血管の前記内腔が血液だけを含む位置で生成される。例えば、更なる超音波画像は、血管の内腔が血液だけを含む位置における更なる超音波画像を生成するために、液体が血管の中に導入される前に、撮像位置で生成され得る。スペックル密度提供ユニットは、また、格納ユニットであり得る。該格納ユニットには血液スペックル密度値が既に格納されており、且つ該格納ユニットから、血液スペックル密度値が同値を提供するために読み出され得る。また、スペックル密度提供ユニットが格納された液体スペックル密度値を提供できるようにするために、液体スペックル密度値は、スペックル密度提供ユニットに既に格納され得る。スペックル密度提供ユニットは、また、液体だけを示す超音波画像を受信するよう、及び該超音波画像に基づき液体スペックル密度値を決定するよう、適応され得る。血流を決定するために血液スペックル密度値及び液体スペックル密度値を用いることにより、血流の決定精度が更に向上され得る。

【0010】

好ましくは、スペックル密度決定ユニットは、スペックル密度値を決定するよう適応され、該スペックル密度値が、液体が血管の中に連続的に導入されている間、撮像位置において異なる時間に生成された複数の超音波画像のうちの少なくとも幾つかの中のスペックル密度レベルの平均を示すようにする。したがって、液体導入ユニットは、知られている容積液体流量で血管の中に液体を連続的に導入するよう適応され得る。その間、超音波ユニットは、撮像位置において異なる時間の幾つかの超音波画像を生成し、上記の複数の超音波画像のうちの一部又は全部の中のスペックル密度値がスペックル密度レベルの平均を示すように、スペックル密度値が決定できる。この時間的平均は、スペックル密度の、及びしたがって、容積血流量を示す血流値の、決定の更に向上した精度をもたらすことができる。

【0011】

スペックル密度決定ユニットは、好ましくは、スペックル密度値を決定するために、血管の内腔に対応する超音波画像の領域全体を考慮するよう適応される。したがって、超音波画像の比較的大きな領域がスペックル密度値を決定するために使用され、それにより、一般的に起こり得る不正確さがスペックル密度値の決定精度を損なう可能性を低減する。また、これは、スペックル密度値の、及びしたがって血流値の決定精度の向上を可能にす

10

20

30

40

50

る。

【0012】

更に好ましくは、血流量決定ユニットは、決定されるべき血流値とスペックル密度値との間の非線形関係を使用するよう適応される。特に、血流量決定ユニットは、決定されるべき血流値とスペックル密度値との間の以下の非線形関係を使用するよう適応される。

$$Q_B = Q_C (\theta_M - \theta_C) / (\theta_B - \theta_M) = Q_C (f(d_M) - f(d_C)) / (f(d_B) - f(d_M))$$

ここで、 Q_B は決定されるべき血流値を示し、 Q_C は導入位置における容積液体流量を示し、 θ_M は撮像位置における血管の内腔の中の血液及び液体の混合物の中の超音波散乱体の網度を示す散乱体濃度値を示し、 θ_C は液体内の超音波散乱体濃度を示す液体散乱体濃度値を示し、 θ_B は液体内の超音波散乱体濃度を示す血液散乱体濃度値を示し、 d_M は撮像位置において生成された血管の内腔の超音波画像の中のスペックル密度レベルを示すスペックル密度値を示し、 d_C は提供された液体スペックル密度値を示し、 d_B は提供された血液スペックル密度値を示す。さらに、 $f(d)$ は、超音波スペックル密度値 d を対応する散乱体濃度 θ に関連付ける非線形関数である。この関数は、例えば、現象学的に較正された関数であり、又は、解析計算又は数値計算モデルから導出され得る。決定されるべき血流値とスペックル密度値との間の、特に散乱体濃度とスペックル密度値との間の非線形関係を使用することにより、血流値の決定精度は更に向上できる。

【0013】

本発明の更なる態様では、血流決定システムが提示され、血流決定システムは、導入位置において血管に容積液体流量で液体を導入する液体導入ユニットと、血管の内部の血流方向に関して導入位置の後にある撮像位置において血管の内腔の超音波画像を生成する超音波ユニットと、請求項1に記載の血管の内部の容積血流量を示す血流を決定する血流決定機器と、を含む。

【0014】

好ましくは、超音波ユニットは、血管の内腔の超音波画像を生成する血管内超音波 (intravascular ultrasound: IVUS) プロブを有する。

【0015】

一実施形態では、前記液体導入ユニットは、チューブであって、それぞれ知られている容積液体流量で幾つかの導入位置において前記液体を前記血管に導入するために該チューブの長さに沿って配置される幾つかのチューブ開口を有するチューブを有し、前記超音波ユニットは、導入位置毎に、前記血管の内部の前記血流方向に関して前記それぞれの導入位置の後にある撮像位置において、前記血管の前記内腔のそれぞれの超音波画像を決定するよう適応され、前記スペックル密度決定ユニットは、超音波画像毎に、前記それぞれの超音波画像の中の前記スペックル密度レベルを示すそれぞれのスペックル密度値を決定するよう適応され、前記血流量決定ユニットは、前記決定した幾つかのスペックル密度値及び前記容積液体流量に基づき、幾つかの容積血流量を示す幾つかの血流値を決定するよう適応される。これは、必ずしもチューブの移動を要求することなく、チューブの長さに沿って、及びしたがってチューブの配置される血管の長さに沿って、幾つかの血流値の決定を可能にする。したがって比較的簡易な方法で、血流の空間的分布を正確に決定することが可能である。

【0016】

超音波ユニットは、血管内の血流方向に関して複数のチューブ開口の全部の後ろに配置可能な IVUS プロブを有し得る。この場合、液体導入ユニットは、複数の導入位置において血管の中に液体を時間的に連続して導入するよう、したがって、それぞれの時点において液体が単一の導入位置においてのみ血管に導入されるように、適応できる。ここで、IVUS プロブを備える超音波ユニットは、それぞれの時点において、撮像位置における血管の内腔のそれぞれの超音波画像を決定するよう適応され得る。該撮像位置に IVUS プロブが配置され、それぞれの導入位置についてそれぞれの超音波画像を決定するために、該撮像位置は複数のチューブ開口の全部の後ろに配置される。

【0017】

更なる実施形態では、超音波ユニットは、複数の撮像位置における複数の超音波画像を決定するよう適応される。ここで、各導入位置の後に、それぞれの撮像位置が配置される。つまり、それぞれの導入位置及びそれぞれの撮像位置のペアは、互いに後ろに配置される。また、この場合、スペックル密度決定ユニットは、超音波画像毎に、それぞれの超音波画像の中のそれぞれのスペックル密度レベルを示すそれぞれのスペックル密度値を決定するよう適応される。ここで、血流量決定ユニットは、決定された複数のスペックル密度値及び容積液体流量に基づき、複数の容積血流量を示す複数の血流値を決定するよう適応される。特に、それぞれの導入位置について血流値を決定するために、(a) 導入位置の直後の撮像位置において生成された超音波画像について決定されたスペックル密度値、(b) それぞれの導入位置で血管の中に液体が導入されたそれぞれの容積液体流量、並びに、1又は複数の導入位置がそれぞれの血流値の決定されるそれぞれの導入位置の前に配置される場合には(c) さらに1又は複数の前の導入位置で液体が導入された1又は複数の容積液体流量が、考慮される。本実施形態では、チューブの長さに沿って、及び従って血管の長さに沿って、血流値の空間的分布を決定するために、液体は、複数のチューブ開口を通じて血管の中に同時に導入できる。

10

【0018】

一実施形態では、前記超音波ユニットは、前記血管の内部の血流方向に関して前記導入位置の後にある幾つかの撮像位置において前記血管の前記内腔の幾つかの超音波画像を生成する幾つかの血管内超音波(I V U S)プローブを有し、前記スペックル密度決定ユニットは、前記それぞれの超音波画像の前記スペックル密度レベルを示す幾つかのスペックル密度値を決定するよう適応され、前記血流量決定ユニットは、前記決定した幾つかのスペックル密度値の平均及び前記容積液体流量に基づき、前記容積血流量を示す前記血流値を決定するよう適応される。これは、決定される血流値の品質を更に向上できる。

20

【0019】

本発明の更なる態様では、血管造影画像を生成する血管造影画像生成システムが提示され、前記血管造影画像生成システムは、請求項8に記載の血流決定システムであって、前記液体導入ユニットは、前記液体として造影剤を前記血管に導入するよう適応される、血流決定システムと、前記血管造影画像を生成するために、前記血管の内部の前記造影剤の画像を生成する造影剤撮像ユニットと、を有する。

30

【0020】

したがって、同じ液体が、血流値を決定するために及び血管造影画像を生成するために使用され得る。それにより、同じ手順で、血流値の正確な決定及び血管造影画像の生成を可能にする。さらに、血流値を正確に決定するために及び血管造影画像を生成するために必要な時間は、それにより有意に削減できる。

【0021】

本発明の更なる態様では、血流決定方法が提示され、前記血流決定方法は、スペックル密度決定ユニットにより、血管の内腔の超音波画像の中のスペックル密度レベルを示すスペックル密度値を決定するステップであって、前記超音波画像は、前記血管の内部の血流方向に関して導入位置の後にある撮像位置で生成され、前記導入位置において、液体が知られている容積液体流量で前記血管の中へ導入される、ステップと、血流量決定ユニットにより、前記の決定したスペックル密度値及び前記容積液体流量に基づき、容積血流量を示す血流値を決定するステップと、を有する。

40

【0022】

本発明の別の態様では、血管造影画像生成方法が提示され、前記血管造影画像生成方法は、請求項13に記載の血流決定方法のステップを実行するステップであって、造影剤が前記血管に前記液体として導入される、ステップと、前記血管造影画像を生成するために、造影剤撮像ユニットにより、前記血管の内部の前記造影剤の画像を生成するステップと、を有する。

【0023】

50

本発明の更なる態様では、血流決定コンピュータプログラムが提示され、前記血流決定コンピュータプログラムは、前記コンピュータプログラムが請求項 1 に記載の血流決定機器で実行されると、前記血流決定機器に請求項 1 3 に記載の血流決定方法を実行させるためのプログラムコード手段を有する。

【0024】

理解されるべきことに、請求項 1 の血流決定機器、請求項 8 の血流決定システム、請求項 1 2 の血管造影画像生成システム、請求項 1 3 の血流決定方法、請求項 1 4 の血管造影画像生成方法、及び請求項 1 5 の血流決定コンピュータプログラムは、特に従属請求項に定める同様の及び／又は同一の好適な実施形態を有する。

【0025】

理解されるべきことに、本発明の好適な実施形態は、個々の独立請求項と従属請求項又は上述の実施形態とのいかなる組合せでもあり得る。

【0026】

本発明の上述の及び他の態様は、本願明細書に記載される実施形態から明らかであり、それらの実施形態を参照して教示される。

【図面の簡単な説明】

【0027】

以下の図面がある。

【図 1】血管造影画像生成システムの一実施形態を概略的且つ例示的に示す。

【図 2】血管の内部における液体を血管に導入するチューブの遠端及び I V U S プローブを概略的且つ例示的に示す。

【図 3】液体を血管に導入する前のチューブの遠端及び I V U S プローブを概略的且つ例示的に示す。

【図 4】血管造影画像を生成する血管造影画像生成方法の一実施形態を例示的に説明するフローチャートを示す。

【図 5】血管の内腔の超音波画像を概略的且つ例示的に示す。

【図 6】2つの異なる容積血流量の時間に渡るスペckル密度を概略的且つ例示的に示す。

【図 7】(a) 血液及び生理食塩水の混合物のスペckル密度レベルを示すスペckル密度値と、(b) 決定されるべき血流値における血液のスペckル密度レベルを示す血液スペckル密度値と、の比の依存性を概略的且つ例示的に示す。

【図 8】血管内部の幾つかの I V U S プローブを概略的且つ例示的に示す。

【図 9】幾つかの導入位置において血管に液体を導入するチューブの一実施形態を概略的且つ例示的に示す。

【図 10】幾つかの導入位置において血管に液体を導入するチューブの一実施形態を概略的且つ例示的に示す。

【図 11】幾つかの導入位置において血管に液体を導入するチューブの更なる実施形態を概略的且つ例示的に示す。

【発明を実施するための形態】

【0028】

図 1 は、血管造影画像を生成する血管造影画像生成システム 1 の一実施形態を概略的且つ例示的に示す。血管造影画像生成システム 1 は X 線装置 40 を有する。X 線装置 40 は、X 線 43 を放射する X 線源 41 と、患者テーブル 2 に横たわる患者 3 を横切った後の X 線 43 の強度を示す X 線信号を生成する X 線検出器 44 と、を含む。X 線源 41 及び X 線検出器 44 は、患者 3 に対して移動可能な C アーム 42 の相対する端に取り付けられる。特に、C アーム 42 は、患者 3 の長手軸の周りを回転可能であり、特に、X 線装置 40 が、患者 3 を異なる方向に横切った後の X 線 43 の強度を示す X 線信号を生成できるようにする。

【0029】

血管造影画像システム 1 は、さらに、図 2 に概略的且つ例示的に示されるように血管 2

10

20

30

40

50

0に液体を導入するために、好ましくはカテーテルであり且つ液体ポンプ9に結合されるチューブ4を有する。図2で、矢印25は、導入された液体の流れを示し、矢印24は、血管20の内腔21の内部の血液の流れを示す。チューブ4及び液体ポンプ9は、血管20に液体を導入するよう適応されるので、チューブ4及び液体ポンプ9は、液体導入ユニットのコンポーネントであると考えられる。

【0030】

導入される液体は、造影剤である。したがって、X線装置40により生成されるX線信号は、血管20内の造影剤を示す。血管造影画像生成システム1は、さらに、血管20内の造影剤を示す血管造影画像が生成されるように、X線信号を処理するX線信号処理ユニット11を有する。X線処理ユニット11は、血管画像を生成する、知られているコンピュータ断層撮影再構成技術を使用するよう適応され得る。しかしながら、X線信号処理ユニット11は、また、造影剤が血管20内に示される血管造影画像として、単に2次元投影画像を提供するよう適応され得る。X線装置40及びX線信号処理ユニット11は、造影剤を示す血管造影画像を生成するよう適応されるので、X線装置40及びX線処理ユニット11は、造影剤撮像ユニットのコンポーネントであると考えられる。

【0031】

血管造影画像生成システム1は、さらに、好ましくは誘導線である誘導要素31の遠端に取り付けられるIVUSプローブ30を有する。IVUSプローブ30は、超音波信号処理ユニット10により処理される超音波信号を生成して、IVUSプローブ30が位置する撮像位置22における超音波画像が生成できるようにする。撮像位置22は、血流方向24に関して、液体が血管20の中へ導入される導入位置23の後に配置される。IVUSプローブ30及び超音波信号処理ユニット10は撮像位置22における血管20の内腔21の超音波画像を生成するよう適応されるので、IVUSプローブ30及び超音波信号処理ユニット10は、撮像位置における血管の内腔の超音波画像を生成する超音波ユニットのコンポーネントであると考えられる。

【0032】

血管造影画像生成システム1は、さらに、血液だけを示す超音波画像の中のスペckル密度レベルを示す血液スペckル密度値を提供する、及び液体だけを示す超音波画像の中のスペckル密度レベルを示す液体スペckル密度値を提供するスペckル密度提供ユニット6を有する。本実施形態では、液体スペckル密度値は、スペckル密度提供ユニット6に格納される。したがって、スペckル密度提供ユニット6は、単に格納された液体スペckル密度値を提供できる。血液スペckル密度値も、スペckル密度提供ユニット6に格納され得る。したがって、この値もスペckル密度提供ユニット6により提供できる。しかしながら、スペckル密度提供ユニット6は、また、血液だけで満たされた血管の内腔を示す超音波画像に基づき、血液スペckル密度値を決定するよう適応できる。特に、IVUSプローブ30及び超音波信号処理ユニット10は、液体が血管20の内腔21に導入される前に、撮像位置22における超音波画像を生成するよう適応され得る。血液が血管20の内部を流れるこのような状況は、図3に概略的且つ例示的に示される。この超音波画像に基づき、スペckル密度提供ユニット6は、血液スペckル密度値を決定できる。

【0033】

血管造影画像生成システム1は、さらに、液体が導入位置23において血管20の中に導入された後に撮像位置22において生成された血管20の内腔21の超音波画像の中のスペckル密度レベルを示すスペckル密度値を決定するスペckル密度決定ユニット7を有する。スペckル密度決定ユニット7により決定されたスペckル密度値は、したがって、血液及び導入された液体の混合物を示す超音波画像の中のスペckル密度レベルを示すスペckル密度値である。好ましくは、液体ポンプ9は、好ましくは一定である容積液体流量で、血管の中に液体を連続的に導入する。IVUSプローブ30及び超音波信号処理ユニット10は、液体が血管20の中に連続的に導入されている間に、撮像位置22における時間に渡る幾つかの超音波画像を生成するよう適応され得る。さらに、スペck

ル密度決定ユニット 7 は、スペックル密度値を決定するよう適応され、該スペックル密度値が、液体が血管 20 の中に連続的に導入されている間、撮像位置 22 において異なる時間に生成された上記の超音波画像のうちの幾つか又は全部の中のスペックル密度レベルの平均を示すようにする。したがって、スペックル密度決定ユニット 7 は、スペックル密度値が一時的平均に対応するよう、スペックル密度値を決定するよう適応され得る。さらに、スペックル密度決定ユニット 7 は、好ましくは、スペックル密度値を決定するために、血管 20 の内腔 21 に対応するそれぞれの超音波画像の領域全体を考慮するよう適応される。スペックル密度値は、したがって、空間的平均値としても考えられる。

【0034】

血管造影画像生成システムは、さらに、決定したスペックル密度値及び液体が血管 20 の中に導入される容積液体流量に基づき、容積血流量を示す血流値を決定する血流量決定ユニット 8 を有する。好ましくは、血流量決定ユニット 8 は、決定されるべき血流値とスペックル密度値との間の非線形関係を使用するよう適応される。特に、血流量決定ユニット 8 は、決定されるべき血流値とスペックル密度値との間の非線形関係として次式を使用するよう適応される。

$$Q_B = Q_C (f(d_M) - f(d_C)) / (f(d_B) - f(d_M))$$

ここで、 Q_B は決定されるべき血流値を示し、 Q_C は導入位置における容積液体流量を示し、 d_M は撮像位置において生成された血管の内腔の超音波画像の中のスペックル密度値を示すスペックル密度値を示し、 d_C は提供される液体スペックル密度値を示し、 d_B は提供される血液密度スペックル値を示し、 $f(d)$ は超音波スペックル密度値に対応する散乱体濃度に関連付ける非線形関数を示す。

【0035】

使用されるスペックル密度値は、上述のように、空間的及び時間的平均により取得され得る。空間的及び時間的平均に基づく血流値の決定は、この決定を不完全な混合に対してよりロバストに且つ血管の内部の IVUS プロブの配置と独立にすることができる。

【0036】

スペックル密度提供ユニット 6、スペックル密度決定ユニット 7、及び血流量決定ユニット 8 は、容積血流量を示す血流値を決定するよう適応されるので、これらのユニットは、血流決定機器 5 のユニットであると考えられる。さらに、この血流決定機器 5 は、液体導入ユニット 4、9、及び超音波ユニット 10、30 と一緒に、血流決定システムのコンポーネントであると考えられる。一方、血流決定システムは、血管造影画像生成システム 1 のコンポーネントであると考えられる。

【0037】

システム 1 は、さらに、例えば血流値を決定する手順を開始する又は停止する開始又は停止コマンドを入力する或いは別の入力をシステム 1 に提供する、キーボード、コンピュータマウス、タッチパッド等のような入力ユニット 12 を有する。さらに、システム 1 は、決定した血流値及び生成された血管造影画像を示すディスプレイ 13 を有する。

【0038】

以下では、血管造影画像を生成する血管造影画像生成方法の一実施形態は、図 4 に示すフローチャートを参照して例示的に説明される。

【0039】

液体導入ユニット 4、10 を用いて導入位置 23 において一定の容積液体流量で血管 20 の中に液体を連続的に導入している間に、ステップ 101 で、超音波ユニット 10、30 は、撮像位置 22 における血管 20 の内腔 21 の超音波画像を生成する。ステップ 102 で、スペックル密度決定ユニット 7 は、ステップ 101 で撮像位置 22 において生成された血管 20 の内腔 21 の超音波画像の中のスペックル密度レベルを示すスペックル密度値を決定する。ステップ 103 で、スペックル密度提供ユニット 6 は、血液スペックル密度値及び液体スペックル密度値を提供する。ステップ 104 で、血流量決定ユニット 8 は、ステップ 102 で決定したスペックル密度値、ステップ 103 で提供された血液スペックル密度値及び液体スペックル密度値、並びに液体が血管 20 の中に連続的に導入される

容積液体流量に基づき、容積血流量を示す血流値を決定する。

【0040】

導入された液体は造影剤であり、ステップ105で、造影剤撮像ユニット11、40は、血管造影画像を生成するために、血管20の内部の造影剤の画像を生成する。ステップ106で、決定された血流値及び生成された血管造影画像が、ディスプレイ13上に表示される。

【0041】

ステップ101～104は、血流決定方法のステップであると考えられる。さらに、ステップの順番は異なり得る。例えばステップ105は、造影剤が血管20の内部にある限り、ステップ106の前のいかなるときに実行され得る。さらに、ステップ103は、ステップ101と102との間、又はステップ101の前に実行されて良い。

10

【0042】

図1～4を参照して上述したシステム及び方法は、造影剤である液体と融合した血液中の超音波スペックル濃度、つまり超音波画像の中のスペックル密度レベルに基づき、血管内容積血流の決定、つまり血管内容積血流量を可能にする。超音波画像の中のスペックル密度レベルを示すスペックル密度値は、血管内超音波の動脈内信号強度を用いて決定できる。

【0043】

血管内の血流容積の、つまり容積血流量の決定は、血流力学システムを検査する重要な見識を提供する。

20

【0044】

特に、冠動脈狭窄症の機能的影響を評価するため及び冠微小循環の状態を診断するために、血管内フローの決定は非常に有用である。

【0045】

血管造影画像は、血管の形状を決定するために使用できる。つまり、X線信号処理ユニット又は別のユニットは、生成された血管造影画像に基づき、血管の形状を決定するよう適応され得る。また、IVUSプローブを用いて生成された超音波画像は、血管の、特に血管断面の及び血管壁の形状を決定するために使用できる。超音波画像は、また、拡張ステントが介入手順の間に挿入された後に、拡張ステントに冠する形状情報を決定するために使用できる。この形状情報は、超音波画像に基づき決定でき、超音波信号処理ユニット又は別のユニットにより決定できる。血管造影画像から取得された形状情報及び／又は超音波画像から取得された形状情報は、血管内誘導のために、診断のために、及び／又は治療計画のために、使用できる。

30

【0046】

図1～4を参照して上述したシステム及び方法は、造影剤の注入中にIVUSプローブを用いて生成されたIVUS信号の、つまり超音波画像の変化に基づき、容積血流量を示す血流値の決定を可能にする。血液の中のIVUS信号の強度、つまりIVUSプローブを用いて生成された超音波画像の画像値は、血液の中の超音波散乱体濃度に依存する。血液より低い又は高い散乱体濃度を有する造影剤の注入は、血液／造影剤混合物の全体の散乱体濃度、したがって対応する超音波画像の中のスペックル密度を変化させる。この変化は、図1～4を参照して上述した容積血流量を示す血流値を決定するために使用できる。

40

【0047】

図5は、超音波ユニットにより生成された超音波画像を概略的且つ例示的に示す。この超音波画像では、第1線61は血管壁と血小板領域との間の境界を示す、第2線62は血小板領域と内腔との間の境界を示す。スペックル密度決定ユニットは、好ましくは、第2線62により囲まれたそれぞれの超音波画像の領域に基づき、スペックル密度レベルを示すスペックル密度値を決定するよう適応される。スペックル密度決定ユニットは、自動的に又は半自動的に血管の内腔をセグメント化するよう、つまり第2線62を生成し、次に第2線62の内側の超音波画像部分に基づきスペックル密度値を決定するよう、適応され得る。

50

【0048】

容積血流量を決定する上述の実施形態では、X線画像の中で見える造影剤が使用されたが、別の実施形態では、別の液体が容積血流量を決定するために使用できる。例えば、容積血流量を決定するために、液体として生理食塩水が使用できる。生理食塩水は実質的に超音波画像内で変転を示さないもので、この場合には、液体スペックル密度値 d_c はゼロで得る。血中の生理食塩水の混合率は、結合超音波散乱体濃度、つまり血管の内腔の超音波画像の中のスペックル密度レベルを示すスペックル密度値を定める。該超音波画像は、血管の内部の血流方向に関して導入位置の後ろにある撮像位置において生成される。特に、スペックル密度値は、血管の内腔の内側の、好ましくは I V U S 画像である超音波画像のエコー輝度として決定できる。血流量決定ユニットは、次に、知られている生理食塩水注入率、つまり知られている容積生理食塩水流量、及び超音波に基づく濃度若しくは密度測定、つまりスペックル密度値に基づき、容積血流量を決定できる。

10

【0049】

図6は、2つの異なる容積血流量の、任意の単位的时间 t に渡る、任意の単位 of スペックル密度 d を概略的且つ例示的に示す。この図では、線70は、より大きな容積血流量に対応し、線71は、より小さな容積血流量に対応する。ここで、液体は生理食塩水であり、生理食塩水の導入の前及び後の血液スペックル密度値が血液スペックル密度値 d_B である。第1線70では、生理食塩水液及び血液の混合物のスペックル密度値 d_{M1} は、第2線71により示される第2の場合のスペックル密度値 d_{M2} により示されるスペックル密度レベルより大きいレベルを示す。この図に示されるように、本発明によると、スペックル密度のレベル又は濃さは、容積血流量を決定するために使用される。本実施形態では、それぞれのスペックル密度値は、血管の内腔に対応する超音波画像の領域内に位置する、それぞれの超音波画像の画像値を平均することにより決定される。スペックル密度は、したがって、平均エコー輝度信号である。

20

【0050】

上述の実施形態では、血流量決定ユニットは、決定されるべき血流値とスペックル密度値との間の非線形関係、特に特定の非線形式を使用するよう適応されたが、他の実施形態では、また、決定されるべき血流量とスペックル密度値との間の他の関係が、容積血流量を示す血流値を決定するために使用され得る。例えば、(a) (i) 液体と血液との混合物を示す血管の内腔の超音波画像の中のスペックル密度レベルを示すスペックル密度値 d_M と (i i) 血液スペックル密度値 d_B との間の比、及び (b) 決定されるべき血流値 Q_B 、の間の関係が、特に図6に概略的且つ例示的に示したように、使用され得る。例えば、液体が血管に導入される容積液体流量毎に、この比と決定されるべき血流値との間のそれぞれの関係が提供でき、それぞれの容積血流量について決定されたそれぞれの関係は、決定されたスペックル密度値 d_M 及び知られている血液スペックル密度値 d_B と一緒に、血流値 Q_B を決定するために使用され得る。

30

【0051】

上述の実施形態では、液体の流入は、血流に関連して制御される。つまり、液体は、知られている容積液体流量で血管に導入される。これは、超音波画像の中のスペックル密度値の減少、つまりスペックル密度値の降下をもたらし得る。この減少したスペックル密度値に基づき、血流量が決定できる。したがって、スペックル密度値は、測定されたスペックル密度曲線がどれくらい濃いかに基づき決定できる。つまり、スペックル密度値を提供するために、曲線がどれだけ幅広かを見ることなく、超音波画像の中のスペックル密度レベルが決定できる。例えば、血流値を決定するために、図5に示される線70、71の広範な最小値の幅ではなく、これらの最小値の濃さ又はレベルが使用される。

40

【0052】

上述の実施形態では、血管造影画像生成システムは、血管造影画像を生成するCアームを備えるX線装置を有するが、他の実施形態では、別のX線装置が、コンピュータ断層撮像装置のように血管造影画像を生成するために使用できる。

【0053】

50

上述の実施形態では、同じ液体が血管造影画像を生成するため及び血流値を決定するために使用されたが、他の実施形態では、異なる液体が、これらのタスクを実行するために使用できる。例えば、造影剤である第1液体が血管造影画像を生成するために使用でき、生理食塩水である第2液体が血流値を決定するために使用できる。

【0054】

上述の実施形態では、血流決定が血管造影法と結合されたが、血流決定は、また、別個に、つまり血管造影法を実行することなく、実行できる。特に、血流決定機器及び血流決定システムは、血管造影画像生成システムのような別のシステムに統合される必要のない独立型システムであり得る。

【0055】

上述の実施形態では、超音波ユニットは単一のIVUSプローブだけを有するが、他の実施形態では、図8に概略的且つ例示的に示されるように、超音波ユニットは、血管20の内部の血流方向24に関して導入位置23の後にある幾つかの撮像位置22において血管20の内腔21の幾つかの超音波画像を生成する幾つかのIVUSプローブを有する。この場合、スペックル密度決定ユニット7は、それぞれの超音波画像のスペックル密度レベルを示す幾つかのスペックル密度値を決定するよう適応でき、血流量決定ユニット8は、決定された幾つかのスペックル密度値の平均及び液体が血管に導入される容積液体流量に基づき、容積血流量を示す血流値を決定するよう適応できる。これは、決定される血流値の品質を更に向上できる。

【0056】

更なる実施形態では、図9及び10に概略的且つ例示的に示すように、導入ユニットは、好ましくはカテーテルである外側チューブ204、及び外側チューブ204の剛性より小さな剛性を有し得る内側チューブ205を有する。内側チューブ205は、外側チューブ204の遠位開口の外側へ移動でき、幾つかの導入位置でそれぞれの知られている容積液体流量で血管20に液体を導入する内側チューブ205の長さに沿って配置された幾つかのチューブ開口206を有する。各導入位置で、それぞれの知られている容積液体流量は、同じであり得る。しかしながら、容積液体流量は異なる導入位置で異なることも可能である。

【0057】

各チューブ開口206は、それぞれのチューブ開口206において、したがってそれぞれの導入位置で液体を提供するために、内側チューブ205の内部のそれぞれの更なるチューブを介して、それぞれの液体ポンプに結合され得る。

【0058】

外側チューブ204及び内側チューブ205の内部に、好ましくは誘導線である誘導要素31が配置される。ここで、IVUSプローブ30が誘導線31の遠位端に取り付けられる。IVUSプローブ30は、血管20の内部の血流方向に関して導入位置206の後にある撮像位置において、血管20の内腔の超音波画像を生成するために使用される。本実施形態では、液体ポンプは、IVUSプローブ30を用いてそれぞれの超音波画像の生成を可能にするために、異なる導入位置において血管20の中に時間的に連続的に液体を導入するよう適応される。ここで、該超音波画像は、それぞれの導入位置における液体の導入によってのみ影響される。このように、各導入位置について、それぞれの超音波画像が生成できる。

【0059】

図9で、矢印210は、第1導入位置における血液20の中への液体の導入を示す。したがって、この状況は、IVUSプローブ30は、第1導入位置について超音波画像を生成するために使用される。図10で、矢印211は、第2導入位置における液体の導入を示す。したがって、IVUSプローブ30を用いて生成された超音波画像は、この第2導入位置に対応する。

【0060】

本実施形態では、スペックル密度決定ユニット7は、各超音波画像について、それぞれ

10

20

30

40

50

の超音波画像の中のスペックル密度レベルを示すそれぞれのスペックル密度値を決定するよう適応される。つまり、超音波画像毎に且つ導入位置毎に、それぞれのスペックル密度値が決定される。血流量決定ユニット 8 は、決定した幾つかのスペックル密度値及びそれぞれの容積液体流量に基づき、幾つかの容積血流量を示す幾つかの血流値を決定するよう適応される。したがって、各導入位置について、容積血流量が、それぞれの導入位置について決定されたスペックル密度値に基づき、及び液体が血管 20 にそれぞれの導入位置で導入された容積液体流量に基づき、決定される。

【0061】

図 11 は、好ましくはカテーテルである外側チューブ 204 の内側の内側チューブ 305 の更なる実施形態を示す。ここで、内側チューブ 305 の遠位部が外側チューブ 204 の外側にあるように、内側チューブ 305 は外側チューブ 204 の外側へ移動できる。また、本実施形態では、内側チューブ 305 は、それぞれの知られている容積血流量で幾つかの導入位置において血管 20 の中に液体を導入するために、チューブ 305 の長さに沿って配置される幾つかのチューブ開口 306 を有する。さらに、また、本実施形態では、内側チューブ 305 は、外側チューブ 204 の剛性より低い剛性を有し得る。さらに、また、本実施形態では、各チューブ開口 306 は、異なるチューブ開口 306 で液体を提供するために、内側チューブ 305 の内部にあるそれぞれのチューブを介して、それぞれの液体ポンプに結合され得る。内側チューブ 305 の内部に、好ましくは誘導線である誘導要素 31 が配置される。各チューブ開口 305 の後に、それぞれの導入位置の後にある撮像位置において超音波画像を生成するために、それぞれの I V U S プローブ 330 が配置される。

【0062】

スペックル密度決定ユニット 7 は、各超音波画像について、それぞれの超音波画像の中のスペックル密度レベルを示すそれぞれのスペックル密度値を決定するよう適応される。したがって撮像位置毎に、それぞれのスペックル密度値が決定される。血流量決定ユニット 8 は、決定した幾つかのスペックル密度値及び容積液体流量に基づき、幾つかの容積血流量を示す幾つかの血流値を決定するよう適応される。特に、それぞれの導入位置について、それぞれの血流値は、(a) それぞれの導入位置の直後の撮像位置において生成された超音波画像のスペックル密度値に基づき、(b) それぞれの導入位置で血管の中に液体が導入されたそれぞれの容積液体流量に基づき、並びに、導入位置がそれぞれの導入位置の前にある場合には (c) さらにそれぞれの導入位置で血管の中に液体が導入された容積液体流量に基づき、決定される。

【0063】

開示された実施形態の他の変形は、図面、詳細な説明、及び請求項を読むことにより、当業者に理解され請求項に記載された発明を実施する際に実施されうる。

【0064】

留意すべき点は、用語「有する (comprising)」は他の要素又は段階を排除しないこと、及び単数を表す語 (a, an) は複数を排除しないことである。

【0065】

単一のユニット又は装置が、請求の範囲に記載された幾つかのアイテムの機能を満たしても良い。特定の量が相互に異なる従属請求項に記載されるという事実は、これらの量の組合せが有利に用いることが出来ないことを示すものではない。

【0066】

1 又は複数のユニット又は装置により実行されるスペックル密度値の決定、血流値の決定、等のような動作は、いかなる他の数のユニット又は装置により実行することができる。血管造影画像生成方法に従う血管造影画像生成システムの動作及び／又は制御、及び／又は血流決定方法に従う血流決定機器の制御は、コンピュータプログラムのプログラムコード手段及び／又は専用ハードウェアとして実装できる。

【0067】

コンピュータプログラムは、インターネット又は他の有線若しくは無線通信システムを

介するような、他のハードウェアと共に又はその一部として提供される光記憶媒体又は固体媒体のような適切な媒体に格納／分配されても良く、他の形式で分配されても良い。

【 0 0 6 8 】

請求項中のいかなる参照符号も請求の範囲又は本発明の範囲を制限するものと考えられるべきではない。本発明は、血管の内腔の超音波画像の中のスペックル密度レベルを示すスペックル密度値を決定するスペックル密度決定ユニットを有する血流決定機器に関し、超音波画像は、知られている容積液体流量で液体が血管に導入される導入位置の後にある撮像位置で生成される。血流決定ユニットは、決定したスペックル密度値及び容積液体流量に基づき、容積血流量を示す血流値を決定する。これは、向上した精度で血管内血流を決定することを可能にする。

10

【 図 1 】

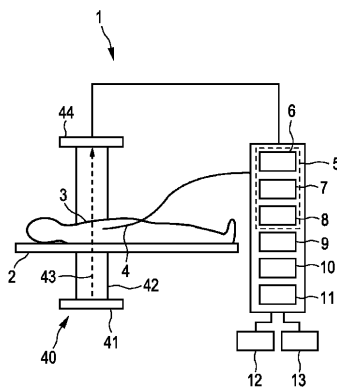


FIG. 1

【 図 2 】

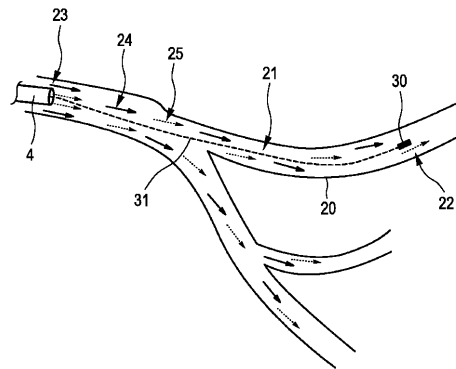


FIG. 2

【 図 3 】

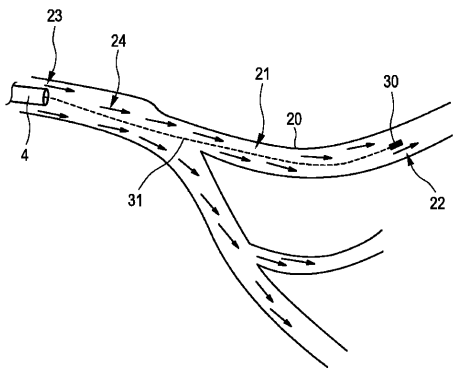


FIG. 3

【 図 4 】

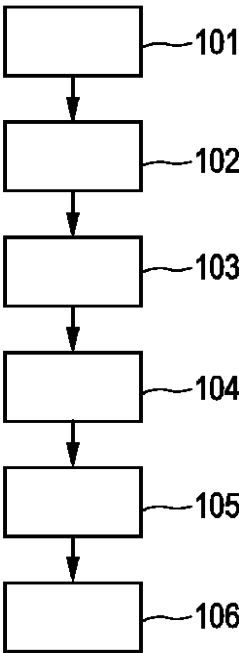


FIG. 4

【 図 5 】

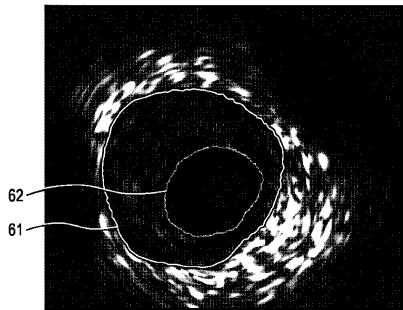


FIG. 5

【 図 6 】

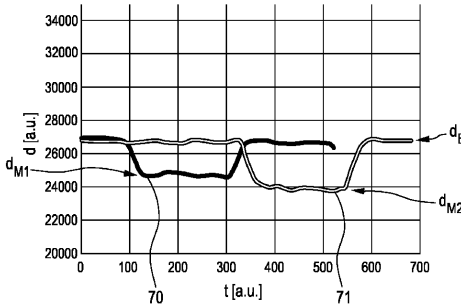


FIG. 6

【 図 7 】

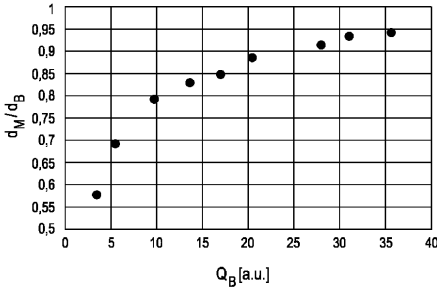


FIG. 7

【図 8】

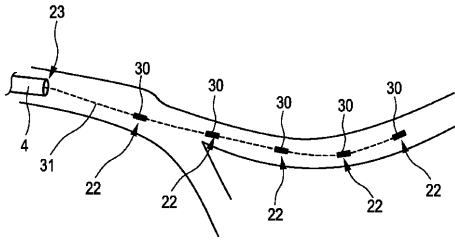


FIG. 8

【図 9】

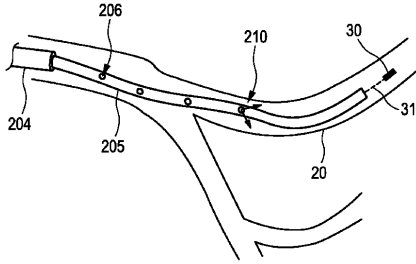


FIG. 9

【図 10】

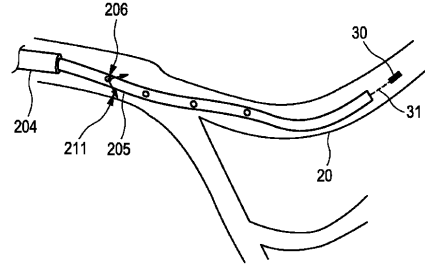


FIG. 10

【図 11】

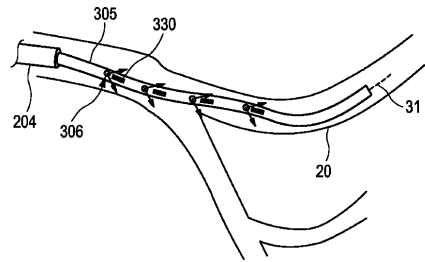


FIG. 11

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2017/073380

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/06 A61B8/12 A61B8/00
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.
A	US 2013/317359 A1 (WILSON ROBERT F [US] ET AL) 28 November 2013 (2013-11-28) paragraphs [0018], [0021], [0035], [0036], [0039], [0040] claims 1,3,5,8,9,35 figures 1,2,4,5A-5C -----	1-15
A	WANG L M ET AL: "Contrast medium assisted fluid flow measurements", IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL, IEEE, US, vol. 42, no. 2, 1 March 1995 (1995-03-01), pages 309-315, XP011439213, ISSN: 0885-3010, DOI: 10.1109/58.365244 abstract -----	1-15



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

"Z" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

29 November 2017

Date of mailing of the international search report

14/12/2017

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

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/073380

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2013317359 A1	28-11-2013	CN 104379065 A	25-02-2015
		EP 2854649 A1	08-04-2015
		HK 1208791 A1	18-03-2016
		JP 2015517394 A	22-06-2015
		US 2013317359 A1	28-11-2013
		WO 2013177527 A1	28-11-2013

フロントページの続き

(81)指定国・地域 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, 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

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 ハーゼ, クリスティアン

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 グラス, ミヒャエル

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) 4C601 BB24 DD04 DE06 EE09 FE04 JB48 JC09 LL33 LL38

专利名称(译)	血流决定机器		
公开(公告)号	JP2019528936A	公开(公告)日	2019-10-17
申请号	JP2019516150	申请日	2017-09-18
[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	ハーゼクリスティアン グラスミヒャエル		
发明人	ハーゼ,クリスティアン グラス,ミヒャエル		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/12 A61B8/445 A61B5/026		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB24 4C601/DD04 4C601/DE06 4C601/EE09 4C601/FE04 4C601/JB48 4C601/JC09 4C601/LL33 4C601/LL38		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	2016191056 2016-09-28 EP		
其他公开文献	JP6684390B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

血流确定装置 (5) , 其具有用于确定表示血管腔的超声波图像中的斑点密度水平的斑点密度值的斑点密度确定单元 (7) , 其中, 超声波 在引入位置之后的成像位置处生成图像, 在该引入位置处, 液体以已知的体积液体流速被引入到血管 (20) 中。 血液流量确定单元 (8) 基于所确定的斑点密度值和液体体积流量来确定指示体积血液流量的血液流量值。 这使得可以以更高的准确性确定血管内血流。

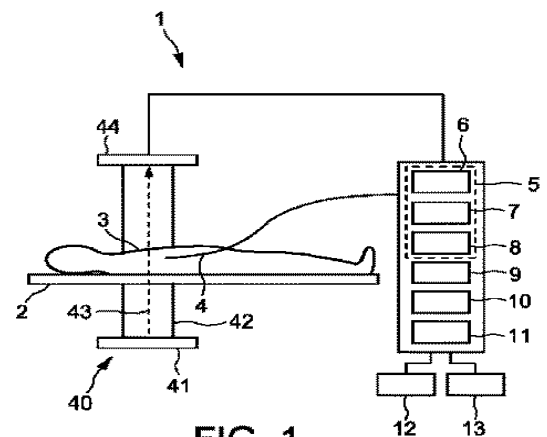


FIG. 1