

(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2010-534078

(P2010-534078A)

(43) 公表日 平成22年11月4日(2010.11.4)

(51) Int.Cl.	F 1	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

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2010-503170 (P2010-503170)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成20年4月9日 (2008. 4. 9)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(85) 翻訳文提出日	平成21年10月9日 (2009. 10. 9)		トロニクス エヌ ヴィ
(86) 国際出願番号	PCT/US2008/059705		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(87) 国際公開番号	W02008/127928		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開日	平成20年10月23日 (2008. 10. 23)		1
(31) 優先権主張番号	60/911, 598	(74) 代理人	100070150
(32) 優先日	平成19年4月13日 (2007. 4. 13)		弁理士 伊東 忠彦
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100091214
			弁理士 大貫 進介
		(74) 代理人	100107766
			弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 定量化された超音波の厚いスライスでのイメージングによる灌流検査

(57) 【要約】

超音波診断イメージングシステムは、造影剤によって灌流がある容積領域において複数の平面スライスを走査する。その走査された複数のスライスは、お互いに平行である。そのスライスの画像データの検出に続いて、スライスデータが、高度寸法においてデータを投影し、高度的に合成されたスライス画像を生成する。合成は、平均化又は最大強度検出又は重みをつけるプロセス又は容積領域において高度寸法に光線投射することによってされる。その高度的に合成されたスライス画像は、プロセスされ、様々な明るさの程度によって示される灌流の程度を有する画像又は灌流速度を示す灌流曲線又は曲線パラメータなどの灌流の質的又は定量的な測定を生成する。

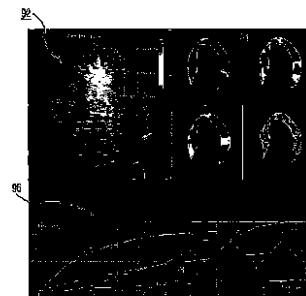


FIG. 8

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

組織灌流の定量的及び質的な解析のための超音波イメージングシステムであり：

灌流欠陥を有する組織を含む容積領域において、走査線を送信及び受信するアレイ変換器；

前記容積領域の高度的に区別可能な複数のスライスの画像データを生成するように作動する、前記アレイ変換器に結合されたビーム形成器；

スライス画像データを保存する、前記ビーム形成器に結合されたスライス・メモリー；

高度方向においてスライス画像データを合成する、前記スライス・メモリーに結合された合成器；

組織における微小気泡の濃度によって灌流を質的に描写するため、又は組織の1つの領域に対して定量化された灌流パラメータを生成するために、合成されたスライス画像において動作する灌流検出器；及び

カラー又は明るさによって描写された灌流がある組織画像又は組織の1つの領域の定量化された灌流パラメータのうち少なくとも1つを表示するための、前記灌流検出器に対応するディスプレイ；

を含む超音波診断用イメージングシステム。

【請求項 2】

前記ディスプレイが、明るさによって示される灌流のエリアを持つ組織の高度的に合成されたスライス画像を表示する、請求項1に記載された超音波診断用イメージングシステム。

【請求項 3】

前記ディスプレイが、異なったカラーで示される灌流の異なる程度を持つパラメトリック画像を表示する、請求項1に記載された超音波診断用イメージングシステム。

【請求項 4】

前記ディスプレイが、組織の高度的に合成されたスライス画像の特定の領域での灌流曲線を表示する、請求項1に記載された超音波診断用イメージングシステム。

【請求項 5】

高度的に合成されたスライス画像のために走査される、スライス数を制御するビーム形成器に結合されているビーム形成器コントローラをさらに含む、請求項1に記載された超音波診断用イメージングシステム。

【請求項 6】

前記アレイ変換器が、容積領域に関して走査線を、電子的に焦点合わせをして誘導する、請求項5に記載された超音波診断用イメージングシステム。

【請求項 7】

前記ビーム形成器がさらに多線ビーム形成器を含む、請求項6に記載された超音波診断用イメージングシステム。

【請求項 8】

前記ビーム形成器コントローラが、送信スライス数及び送信スライス毎の受信スライス数のうち少なくとも1つをさらに制御する、請求項7に記載された超音波診断用イメージングシステム。

【請求項 9】

前記合成器が、前記高度方向においてスライスデータを加えるステップ、前記高度方向においてスライスデータを平均化するステップ、前記高度方向において、スライスデータに重みをつけるステップ、又は前記高度方向において、スライスデータの最大値を検出するステップ、のうち少なくとも1つを実施する、請求項1に記載された超音波診断用イメージングシステム。

【請求項 10】

前記ビーム形成器に結合された入力及び前記スライス・メモリーに結合された出力を有するログ検出器をさらに含む、請求項1に記載された超音波診断用イメージングシステム

10

20

30

40

50

。

【請求項 1 1】

超音波深針において位置し、容積領域に関して走査線を送信及び受信するアレイ変換器

；
前記深針において位置し、前記容積領域において、複数の隣接するスライスに関して超音波信号のステアリング及び焦点合わせを制御するために前記アレイ変換器に結合された微小ビーム検出器であり、造影剤で灌流されている組織が存在し、前記隣接するスライスは前記高度方向においてお互いに平行であることを特徴とする、微小ビーム検出器；

前記スライスの画像データを検出する、前記微小ビーム形成器に結合された検出器；

スライス画像データを保存する、前記検出器に結合されたスライス・メモリー；

前記高度方向におけるスライス画像データを合成する、前記スライス・メモリーに結合された合成器；

灌流の質的及び定量的な測定のうち少なくとも1つを生成するために、前記合成されたスライス画像データを処理する、前記合成器に結合された、灌流データプロセッサ；及び合成されたスライス画像データからの組織の灌流の測定の少なくとも1つを表示するための灌流データプロセッサに応答するディスプレイ；

を含む、組織灌流の診断のための超音波診断用イメージングシステム。

【請求項 1 2】

前記ディスプレイが、様々な明るさの程度によって示される、異なって灌流されたエリアで合成されたスライス画像を生成するための灌流データプロセッサに応答する、請求項 1 1 に記載された超音波診断用イメージングシステム。

【請求項 1 3】

前記ディスプレイが、異なるカラーによって示された異なった灌流があるエリアでパラメトリック画像を生成するための灌流データプロセッサに応答する、請求項 1 1 に記載された超音波診断用イメージングシステム。

【請求項 1 4】

前記ディスプレイが、造影剤で灌流された組織の特定の組織での灌流曲線又は曲線パラメータを生成するための灌流データプロセッサに応答する、請求項 1 に記載された超音波診断用イメージングシステム。

【請求項 1 5】

前記アレイ変換器が、電子的に誘導され焦点合わせがされた2次元アレイ変換器を含む、請求項 1 1 に記載された超音波診断用イメージングシステム。

【請求項 1 6】

前記アレイ変換器が、ビームを送信するように作動し、それぞれのビームが複数の受信線位置に対して高周波の音波を送信し、同時に前記受信線位置からエコーを受信するように作動する、請求項 1 5 に記載された超音波診断用イメージングシステム。

【請求項 1 7】

前記アレイ変換器が、ビームを送信するように作動し、それぞれのビームが、複数のスライスの受信線位置に対して高周波の音波を送信する、請求項 1 6 に記載された超音波診断用イメージングシステム。

【請求項 1 8】

前記検出器が、前記複数のスライスの画像データを検出し、前記スライス・メモリーが前記複数のスライスの画像データを保存するように作動する、請求項 1 7 に記載された超音波診断用イメージングシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療診断用超音波システムに関し、さらに具体的には、灌流表示の性能及び超音波の厚いスライス画像での定量化を可能にする超音波システムに関する。

【背景技術】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 2 】

心筋灌流の定量化のために超音波を使用することは、長い間、心エコー検査技師にとっての願望である。血流が完全に不足している心筋梗塞組織は、時々、血流及び動作特性の両方の理由による診断が簡単である。しかし、灌流不足を患う心筋の部分的な梗塞又は虚血領域の検出及び診断は、遥かに難しい。このタスクは、近年、超音波微小気泡造影剤の到来によって、かなり援助されている。造影剤が、心筋の灌流をさらに明確にハイライトするだけでなく、「フラッシュ補充」を可能にし、それによって、微小気泡が高超音波エネルギーによって崩壊され、次に血流による微小気泡の補充が、観測され測定される。この補充の定量化された測定は、局地化された対象領域における血流速度の時間対強度の曲線である。この技術により、心筋の灌流は、流量特性を描くカラー及びその心臓の領域の再灌流の速度を測定する、定量化された導出パラメータで、定量的に表示される。

10

【 0 0 0 3 】

超音波において常に存在する難点は、スペックル・アーチファクトによる画像の斑点形成である。超音波イメージングは、コヒーレント (coherent) 信号情報の画像を形成するイメージング・モダリティである。その使用されるコヒーレント超音波信号の特質は、ホログラフィック・イメージングに使用される単色光波のように、撮像される媒体における波動の構成的及び相殺的干渉の原因となる。その結果、その画像は、「スペックル (speckle)」として知られるランダムな斑点の形状のノイズを含む。対象の領域が、血流によって運搬される造影剤の補充によって示されるように、血液の補充に関してモニターされるとき、その物質の微小気泡が崩壊せずに観測されるように、比較的低い送信パワーが使用される。その結果、コントラスト画像が、基準画像よりも低い信号対ノイズ比を示す。さらに、そのコントラスト画像は、基準画像よりも低い表示ダイナミックレンジを示し、それはコントラスト解像度の低下の原因となる。これらのファクターが結合し、コントラスト画像に対して、さらに顕著で深刻なスペックル・アーチファクトを作成する。

20

【 0 0 0 4 】

画像のスペックル模様は一定であり、時間と共に変化しないため、その効果を低減する一般的なアプローチは、相関関係の無い画像データを合成し、2の平方根に比例した平均効果によって、そのスペックルを減らす。使用される無相関のデータのタイプは、通常、異なる周波数を持つか又は異なる観測方向から取得されているデータであり、一般的に周波数合成 (例えば、特許文献1のLizzi et al.を参照) 及び空間合成 (例えば、特許文献2のFehr et al.を参照) として知られている。しかし、周波数合成は、コントラスト対組織比及び信号対ノイズ比の減少に至る。これは、合成がされる異なった周波数の帯域が、一般的に、それらの帯域の1つ又はそれ以上においてゲインを調節することによって均等化される、異なった信号対ノイズ比及びコントラスト対組織比を持つからである。ゲインの増加は、また、影響を受ける帯域におけるノイズを増加させ、従って周波数合成がされた画像の信号対ノイズ比を減少させる。

30

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 米国特許第4,350,917号明細書

40

【 特許文献 2 】 米国特許第4,649,927号明細書

【 特許文献 3 】 米国特許第6,464,638号明細書

【 特許文献 4 】 米国特許第5,318,033号明細書

【 特許文献 5 】 米国特許第6,623,432号明細書

【 特許文献 6 】 米国特許第6,709,394号明細書

【 特許文献 7 】 PCT出願国際公開第2005/099579号明細書

【 特許文献 8 】 米国特許出願公開第60/777,831号明細書

【 特許文献 9 】 米国特許第6,491,636号明細書

【 特許文献 10 】 米国特許第6,447,453号明細書

【 特許文献 11 】 PCT国際公開第2005 / 044108号パンフレット

50

【特許文献 1 2】PCT国際公開第2005 / 099579号パンフレット

【特許文献 1 3】米国特許第6,692,438号明細書

【特許文献 1 4】米国特許第5,438,994号明細書

【特許文献 1 5】米国特許第5,617,863号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献 3 の Adam et al. は、3次元のイメージング用に設計された深針を有効に使用する空間合成に関する新しいアプローチを説明している。Adams et al. 技術では、3Dイメージングの深針が、画像平面に垂直な寸法である高度寸法において、互いに実質的に平行である平面の画像を取得する。典型的な実施において、Adams et al. は、興味の対象のスライス平面の画像を取得するだけでなく、そのスライス平面からの画像平面のオフセットを取得するために、方位角及び高度の両方における電子ビームステアリング及び焦点合わせ機能を持つ深針を使用する。それらのスライスは、次に、高度に関して合成され、高度寸法において少なくとも最小限に無相関であるデータが、その高度寸法において空間合成をすることによって、スペックルの減少をもたらす。超音波コントラスト画像のスペックルを減少させるためには、このアプローチを適用するのが望ましく、それは、空間解像度及び信号対ノイズに最小の効果をもたらし、さらに着実な定量化及び超音波の造影剤でのパラメトリック・イメージングを可能にする。

10

【課題を解決するための手段】

20

【0007】

本発明の原理に従って、診断用超音波システム及び方法が説明されており、灌流欠陥を持つ組織の複数のスライスが、3Dイメージング深針を用いて走査される。その取得された画像のスライスは、実質的に高度寸法において平行である。複数のスライスの取得に続き、スライスの画像データが投影され、高度寸法において合成されて「厚いスライス」画像を形成する。その厚いスライス画像は、次に、画像において灌流がある組織及び灌流が無い組織の領域を、それらの微小気泡の濃度に従ってハイライトするため又はその組織の局地化された領域で取り込み (wash in)、洗い出し (wash out) 曲線及び曲線パラメータの測定によって灌流の速度を定量化する。

30

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図 1】高度方向において取得された複数の扇形スライスを描く図である。

【図 2】高度方向において取得された複数の直線状スライスを描く図である。

【図 3】高度方向において異なる角度でインクリメントされている複数のスライスを描く図である。

【図 4 a】本発明の原理に従って多線の取得により複数のスライスの同時取得を説明する図である。

【図 4 b】本発明の原理に従って多線の取得により複数のスライスの同時取得を説明する図である。

【図 4 c】本発明の原理に従って多線の取得により複数のスライスの同時取得を説明する図である。

40

【図 5】本発明の原理に従って構成された超音波診断イメージングシステムをブロック図の形式で表わした図である。

【図 6】本発明の原理に従って構成された超音波診断イメージングシステムをブロック図の形式で表わした図である。

【図 7 a】本発明の実施におけるスライス・ストレージに対して使用されるデュアルポートのメモリーを説明する図である。

【図 7 b】本発明の実施におけるメモリー領域の分割を説明する図である。

【図 8】心筋の血流灌流の質的及び定量的な表示を表わす超音波システム表示スクリーンを説明する図である。

50

【発明を実施するための形態】

【実施例 1】

【0009】

まず、図1を参照すると、容積領域10が投射図において示されている。この例において、その容積領域10は、扇形であり、ここで「スライス」として呼ばれる複数の平面扇形のエリアを含む。4つのスライス12 - 18が、この例に示されている。それらのスライスは、高度方向において互いに平行に整列され、それらの方位角及び高度寸法は、図の右側に示されている。各スライスは、容積領域の上に位置するアレイ変換器が方位角の方向に、スライス12 - 18を横切って継続的な走査線を送信し、高度方向にスライスからスライスへと進行することによって走査されてもよい。

10

【実施例 2】

【0010】

図2は、高度方向において互いに平行に整列された複数のスライスを含む、直線状の容積領域20を表わす。4つのそのようなスライス22 - 28が図に示されている。これらのスライスは、図1のスライスと同じマナーで、容積領域20に位置する変換器アレイで走査されてもよい。この例において、それらのスライスは、図1の例の場合のように共通の原点から角度でインクリメントされた走査線よりもむしろ、方位角方向において平行な走査線によって走査される。

【実施例 3】

【0011】

図3は、容積領域のスライスのもう1つの例を提供する。これらのスライスは、その容積の上部に頂点34を持つピラミッド状の容積領域である。この例において、4つの扇形のスライス S_1 - S_4 が、真横向き視点で示されている。それはすなわち、スライスの高度方向が、矢印32によって示され、方位各方向が図の表面へ入る方向に示されている。アレイ変換器30に関する方位角及び高度方向は、変換器アレイの上に示されている。この例において隣接する高度スライスは、実質的に平行であり、角度のインクリメントによって互いに離れている。

20

【0012】

これらの例のそれぞれにおいて、容積の単一のスライスが走査され表示される。しかし、本発明の原理によると、高度に関して整列された複数のスライスが走査され、それらのデータが合成され、表示するための画像を形成する。高度において区別可能なスライスのそれぞれは、異なった送信受信信号経路を持つ走査線によって走査される。高度寸法の厚さを定める複数のスライスの画像データを合成することによって、その合成された画像のスペックル・アーチファクトは減少する。

30

【実施例 4】

【0013】

本発明のさらなる実施形態に従って、スライスが、多線取得によって高速で走査される。多線取得において、1つの送信ビームが、複数の受信線位置に高周波の音波を当て、複数の受信線は、単一の送信イベントに応答して取得される。図4a - 4cは、4つのスライス S_1 - S_4 の多線取得の例を提供する。それぞれのスライスは、方位角方向において配置されている受信線で構成され、図において L_1 、 L_2 、... L_n として識別され、「 n 」は、例えば128であってもよい。図4のビューにおいて、各受信線は、変換器アレイの視点から見えるように、軸方向に見える。それぞれの線に単一の送信ビームを送信し、その受信線のみからエコーを受信するよりもむしろ、4つの受信線が単一の送信ビームによって高周波の音波を当てられる。図4aの例において、放射状に輪郭がとられている送信ビーム $TxA1$ は、スライス S_1 の受信線 L_1 及び L_2 並びにスライス S_2 の受信線 L_1 及び L_2 に高周波の音波を当てる。従って、方位角における2つの受信線および高度における2つの受信線（合計4つの受信線）は、同時に取得され処理される。（例えば、同時に行う多線の処理の説明については特許文献4（Savord）を参照）図4bは、次の送信イベントを説明し、送信ビーム $TxA2$ は、もう4つの受信線、スライス S_1 の L_3 及び L_4 並びにスライス S_2 の受信線 L_3 及び

40

50

L4に高周波の音波を当てる。走査は、スライス S_1 及び S_2 の全ての線が取得されるまで、このマナーで進行する。従って、1つのスライスの完全な方位角が走査されている(L1線からLn線までの全ての線)間のインターバルに、2つのスライス、 S_1 及び S_2 からのエコーデータが取得される。そのプロセスは次に、図4cに示されるように、第2方位角走査インターバルで継続し、送信ビームTxB1によってスライス S_4 の受信線L1及びL2と一緒にスライス S_3 の受信線L1及びL2の走査を継続する。スライス S_3 及び S_4 は、この第2方位角走査インターバルの間に、スライス S_1 及び S_2 が、第1の間を取得されたマナーと同じマナーで走査される。これらの2つの走査インターバルにおいて、全ての4つのスライス S_1 - S_4 は、従来の線毎(line-by-line)のアプローチにおいて単一のスライスを走査するのに必要とされる時間で走査される。取得の時間及びこの4x多線取得の使用による4つのフレーム速度は、4の係数によって増加される。

【0014】

本発明の原理に従って構成された超音波システムは、図5においてブロック図の形式で表わされている。2次元アレイ変換器30が提供されており、それは、容積領域10において、微小ビーム形成器36、主なビーム形成器38及びビーム形成器コントローラ42の制御下で、電子的に誘導し、ビームの焦点合わせをする。その代わりに、1次元アレイ変換器が機械的に振動し、その容積領域を走査してもよい。この場合、深針ケース内に2D変換器アレイ30と共に位置する微小ビーム形成器36は、容積領域10の走査において、サブアレイ及びパッチと呼ばれるエレメントのグループの走査を制御する。微小ビーム形成器36から部分的にビーム形成された信号は、メインビーム形成器38によって完全にビーム形成された信号に形成される。ビーム形成器コントローラ42は、ビーム形成器及び微小ビーム形成器に対して制御信号を提供する。微小ビーム形成器-容積領域の制御された走査に関するさらなる詳細は、特許文献5(Powers et al.)及び特許文献6(Frisa et al.)、特許文献7(Rafter)及び2006年3月1日出願された特許文献8(Savord)において閲覧できる。この例において、ユーザー・コントロール・パネル40が、ビーム形成器コントローラ42に結合され、走査されるべきスライス数、スライス間の距離、送信スライス数及び送信スライス毎の受信スライス数を含む容積領域10のスライス12-16の走査のパラメータ数を制御するように操作される。図4a-4cに戻ると、その例において走査されるべきスライス数は4であり、スライス間の距離は角度又は直線パラメータで指定されており、送信スライス数は2で、送信スライス毎の受信スライス数は2である。

【0015】

走査されたスライスより受信されたビーム形成されたエコー信号は、Bモードのイメージングのために、ログ検出器52によって検出される。その代わりに、又はそれに加えて、受信されたエコー信号は、画像フィールドにおいてフロー又は動作の表示に対してドップラー・プロセッサ54によってドップラー処理されてもよい。そのBモード画像データ及び各スライスのドップラー画像データ(例えば、ドップラー・パワー及び/又は速度)は、スライス・ストレージ・バッファ60に保存される。データをバッファに書き込むため又はそのバッファからデータを読み出すためのバッファ60のアドレッシングは、メモリー・コントローラ62によって制御される。本発明の実施において、複数の高度的に異なるスライスは、スライス・ストレージ・バッファ60から読み出され、合成器64によって合成される。

【0016】

その合成器64は、複数の高度的に異なるスライスを様々な方法で合成してもよい。合成は、望ましくは、それぞれにおいて同じ方位角及び深度座標を持つ異なったスライスからの画像データにおいて実施される。代わりに、光線ラインは数学的に、容積レンダリングの光線投射のマナーで複数のスライスを通して投影することができる。好ましくは、それらの光線ラインは、スライスの平面に垂直に投影される。各光線ラインによって交差される画像データは、平均が取られるか、又は加えられて正規化される。データの値の平均又は中央値が計算されることができ、あるいは、合成されているデータのピーク値を使用することができる。中央のスライスからのデータは、隣接スライスのデータよりも大きい重

みをつけることができ、スライスデータは、中央スライスからそれまでの距離に関して、重みがつけられる。スライスデータは、後部のスライスデータよりも大きい重みがつけられている容積の前部にあるスライスデータで、ビューアーへの近接性に関して重みをつけることができる。合成されたデータは従って、「厚いスライス」を形成し、複数の高度的にオフセットされた個別のスライスの特徴を用いて、スライスの平面表示として表示することができる。その厚いスライスデータは、望まれる表示フォーマット（例えば、扇形又は直線型）への走査変換など、さらに処理するために画像プロセッサ70に結合され、ディスプレイ76上に表示するためのビデオ・プロセッサ72によってビデオ信号に処理される。その画像データは、また、Cineloop(R)memory78、ハードドライブ、またはその他の画像保存装置に保存又は保管される。その厚いスライスのディスプレイは、取得されたスライスの1つに比較して、減少したスペckル・アーチファクトを提示する。

10

【0017】

本発明のもう1つの例は、変換器又は臨床用の応用に対して適切な座標システムにおいて容積を走査することである。実質的に平行なMPR (multi-planar reformatted) 平面が、次に、取得された容積から得られ、それは通常、その容積内に含まれる取得スライスに対して整列していない。これらの平行なMPR平面は次に、上記で述べた技術において合成され、MPRの厚いスライスを生成し、それは次に、灌流欠陥の可視化を円滑にするために使用される。そのような実施は、心筋の梗塞及び虚血領域の検出の診断上の可能性を高くする。

【0018】

20

本発明のさらなる態様に従って、厚いスライス画像の表示の高フレーム速度が、図7a及び7bにおいて示される装置及び技術によって得られる。図7aは、デュアルポートメモリー160として実施されるスライス・ストレージ・バッファ60を示し、それは、書込み及び読み出しが同時にできる。そのようなR/Wメモリー160は、変換器アレイ及びビーム形成器によって走査されているスライスの新しいデータが、R/Wメモリーの1つのエリアに書き込まれることを可能にし、一方、そのメモリーに以前保存された他のスライスのデータは、読み出し及び合成され、厚いスライス画像を形成する。新しいスライス画像データのメモリー160への書込みは、書込みコントローラ162aの制御下にあり、メモリーにおける他のロケーションからのスライス画像データの読み込みは、読み込みアドレスコントローラ162bの制御下にある。この技術において、新しい厚いスライス画像は、新しいスライスからの画像データが取得されている間に、表示のために合成されることができる。合成された4つのスライスの厚いスライス画像のメモリーの割り当ての1例が図7bに説明されている。そのメモリーのストレージエリア260は、AからGまでラベル付けされた7つの画像ストレージエリアを含む。

30

【0019】

4つの構成スライス S_1 - S_4 に対する図4a-4cの4X多線走査技術を採用した例が以下に示されている。ユーザー・インターフェース40を使用して、超音波システムが、4つのスライスを、与えられたスライスの間隔で、2つの送信スライス及び1送信スライスに2つの受信スライスを使用して走査するように設定されている。最初の2つのスライスの走査は、図4a及び4bに示されているように、最初の走査インターバルの間に進行し、2つの取得されたスライス S_1 及び S_2 のデータは、メモリーエリアA及びBに書き込まれる。スライス S_3 及び S_4 は、次に、第2インターバルの間に走査され、これらの2つのスライスのデータは、メモリーエリアC及びDに書き込まれる。変換器アレイ及びビーム形成器は次に、スライス S_1 及び S_2 を再び走査し始め、スライス S_1 及び S_2 の再操作からのデータをメモリーエリアE及びFに書き込む。これらのスライスが再走査されている一方、メモリーエリアA、B、C及びDの画像データは、メモリーから読み出され、合成器64に結合され、個別のスライスデータは、1つの厚いスライス画像に合成される。その結果として生じる厚いスライス画像は、メモリーエリアGに書き込まれ、そこから読み出され、画像プロセッサ（及び以下で説明される他の要素）に、処理及び表示のために必要とされるように結合される。典型的な実施において、その厚いスライス画像を合成する時間は、スライス S_1 及び S_2 を再走

40

50

査するために必要な時間ほどもかからない。スライス S_1 及び S_2 の再走査が完了した後に、メモリーエリアC、D、E及びFに保存されているスライス、 S_1 、 S_2 、 S_3 及び S_4 の画像データが、表示のための新しい厚いスライス画像に合成するためにメモリーエリアGに読み出され、リアルタイムの厚いスライス画像を更新する。同時に、スライス S_3 及び S_4 が再走査され、それらのスライスデータがメモリーエリアA及びBに書き込まれる。次の走査インターバルにおいて、反復スライス S_1 及び S_2 が再度走査され、それらのデータはメモリーエリアC及びDに書き込まれる一方、メモリーエリアE、F、A及びBのスライスデータは、もう1つの厚いスライス画像を形成するために合成され、メモリーエリアGにおける画像を更新する。スライス取得及び新しいスライスデータを、該厚いスライス画像の他の複数のスライスの最新のデータで合成するための4X多線の使用は、該厚いスライス画像のフレーム速度を、従来型の単一線走査によって走査及び表示される単一スライスのそれに等しくすると見られている。従って、この技術によって、従来の単一スライスイメージングから、4つの構成スライスの厚いスライスのイメージングへ変更するとき、フレーム速度の低下は見られない。

10

20

30

40

50

【0020】

本発明の実施は、カラーフロー・イメージングにおいて特に役立つことが発見されており、具体的には、心臓弁ジェットなどの、小さい、局地化された断続的なフロー状態の検出のために役立つ。カラーフローは、感度をはるかに正確な画像解像度よりも上回る臨床応用である弁の漏れからのフリージェットの検出において、長く使用されている。通常この手順は、臨床医が、ジェットのカラー特性の短いバーストを探すにあたり、心臓弁の周りの画像平面をゆっくりと動くほどの長い時間がかかる。しかし、図5のシステムでは、この手順は、かなり拡大されている。合成器が、高度における小さい容積領域に広がった多数の高度的に区別できる平面を合成することから、そのジェットは検出されるために、中央平面に発生する必要はない。厚いスライスに含められている隣接するスライスの平面におけるジェットの発生は、そのジェットが厚いスライスの中央スライス平面において存在していないときでも、検出されることを可能にする。ドップラー・プロセッサ54による構成スライスの1つの処理は、スペckル模様からの相殺的干渉のそれ自体が明示する、カラーフロー画像における黒い穴をもたらず、隣接するスライスの異なるスペckル模様は、その画像の同じ点においてこの問題を示さない。従って、カラーフローのスライスが高度寸法において厚いスライス画像に合成されるとき、1つのスライスの黒い穴は、隣接するスライスの有効なカラーフローによって埋め合わせられる。カラーフロー・フィールドは、さらに滑らかな外見になり、遠いフィールドの劣化がより少ない中央平面からのジェットに敏感になる。ジェット検出の手順の感度が従って拡大する。病理学的な逆流の重度を分類する手段としてジェットエリアを使用する、臨床的に容認されている技術がいくつかある。合成されたカラーフローの厚いスライスは、そのジェットの質的及び定量的なアウトラインの両方を改善し、自動的にジェットエリアを計算する技術の使用をさらに促進する。

【0021】

これらの技術は、冠動脈の検出および可視化などの他の心臓の応用に拡張されてもよい。厚いスライス画像は、心筋の周りの冠動脈の曲線及び蛇行した経路を、従来の単一スライス画像よりもはっきりと表示する。これは、コントラスト画像の場合であり、カラーフロー画像の場合も同様である。

【0022】

ドップラーの厚いスライス画像の生成のために、エコー信号の集合体が、フロー及び動作が存在する位置からドップラー・プロセッサ54によって受信され、それらの位置でドップラー推量を生成する。そのドップラー推量は、その位置でのドップラー・パワー又は速度又は相違の1つであってもよい。対応するBモード画像は、また、動作を組み立てている構成上の詳細にドップラー情報がオーバーレイされるように、望まれる場合は取得されてもよい。ドップラー・スライス画像は、スライス・ストレージ60に保存され、次に、選択された合成技術を使用して合成器によって合成される。スペckル又はドロップアウト

によるフロー又は動作における欠陥は、従って減少し、隣接するスライスにおけるフロー又は動作欠陥は、複数のドブラー・スライスを高度寸法において投影することによって、さらに簡単に識別される。さらに、それぞれのフロー又は動作位置からの、複数の時間的に異なったサンプルの取得がドブラー・モードにおける取得のフレーム速度を縮小するため、このフレーム速度の劣化の少なくともいくつかは、上記の図7a及び7bと併に討議されている厚いスライス的高速表示技術の使用によって克服される。本発明のさらなる態様に従って、厚いスライス画像がまた、自動化又は半自動化された境界線検出器(ABD)80に結合されている。よく知られているように、境界線検出器は、超音波画像における組織の境界線を識別するために使用される。その境界線検出器は、初期のユーザーの参加によって操作され、1つの画像における1つの境界線上の点を識別し、次に、その入力を使用して、完全な境界線及びリアルタイムの画像シーケンスの他の画像における境界線を自動的に識別する。例えば、特許文献9(Rounghill et al.)及び特許文献10(Skyba et al.)を参照されたい。境界線検出器80が、厚いスライス画像において、ユーザーの介入がある状態及び無い状態(半自動化又は自動化されている)で組織の境界線を識別し、1つ又はそれよりも多くの厚いスライス画像における境界線の位置を識別するデータを、グラフィック・プロセッサ74に結合させる。そのグラフィック・プロセッサ74は、対応する厚いスライス画像で識別された境界線をオーバーレイする画像プロセッサ70に、境界線のグラフィック・アウトラインを作成する。自動化又は半自動化された境界線検出は、比較可能な単一スライス画像よりも厚いスライス画像において、有効に実施される。これは、心筋の心内膜境界線など、超音波エコーの強い反射体ではない薄い組織によって定められる組織境界線は、単一のスライス画像において不明確に定義された組織境界線を生成することがあり得る。境界線領域における画像のドロップアウトは、自動化又は半自動化されたプロセスによって確実に追跡することは難しい曖昧な画像境界線を生成することがあり得る。それに加えて、その曖昧な境界線はさらに、画像スペckル模様によって遮断される。高度的に区別可能な画像の厚いスライス画像への合成は、スペckル・アーチファクトを減少させ、境界線をその画像においてさらはっきりとさせることができる。さらに、1つのスライスにおける境界線部分の不足は、隣接するスライスの識別可能な境界線部分によって増補することができ、それによってその厚いスライスの統合された組織境界線がより明確に定義され、従って、より確実に処理され境界線検出器80によって識別される。

10

20

30

40

50

【0023】

本発明のさらなる実施態様に従って、厚いスライスのイメージングが超音波造影剤と一緒に使用され。超音波造影剤は、米国において、撮像の困難な患者における心内膜境界線の描写をするために容認されている。これらの造影剤も、また、容積の定量化及び排出の割合において非常に貴重だということが証明されている。いくつかの研究では、造影剤を使用しない定量化は、MRIなどの他の技術に比較して容積を低く見積もることが示されている。その一方、コントラストが拡張された画像は、これらの技術により近い値を提示する。しかし、造影剤を用いた自動検出技術の試みは、限られた成功を収めている。通常、コントラスト画像は、より低いパワーレベル(しばしば標準のイメージングよりも10-15dB低い)で取得され、微小気泡の崩壊を最小限に抑える。その結果として生じる画像は、10dB又はコントラストの無い従来型の画像よりも低く、スペckル・アーチファクトが、より顕著な不利なインパクトを、自動的に心内膜境界線を検出する能力にもたらす原因となる。

【0024】

本発明のさらなる実施態様に従って、厚いスライスのイメージングが、灌流欠陥の診断及び定量化において超音波造影剤の補助とともに使用される。造影剤が、心臓の血管又は心房などの血液プールにおいて存在するとき、その造影剤は一般的に、かなりの容積及び濃度において存在する。その造影剤の微小気泡の比較的高い濃度は、超音波画像において速く確実にその存在を検出することを可能にする。しかし、梗塞を起こした心筋組織など、曖昧な灌流がある組織を検出するために造影剤を用いる研究など、いくつかの灌流の研

究においては、造影剤は、組織を灌流させる、細い毛細血管において少量で存在するだけである。この低い微小気泡の濃度は、しばしば、それらの検出及び定量化を困難又は頼り無いものにする。これは、灌流欠陥が、充填のより遅い、薄い心内膜下の領域及び潜在的により低い血液量としてよく表れることから、高解像度が必要な時においてである。それに加えて、灌流の研究は、一般的に低い送信パワーレベルで実行され、毛細血管床における微小気泡が破壊又は崩壊し、それらが消失する原因となることを防ぐ。その結果として、灌流画像の信号対ノイズ比は比較的低く、標準のイメージング技術よりも20dBも低いことが頻繁にあり、解像度がさらに劣化する原因となる。その結果としての画像は、表示ダイナミックレンジが、コントラストの無い従来型画像よりも20dB又はそれ以上低く、スペckル・アーチファクトが画像解像度及び不完全な灌流の心内膜下の領域の検出に対して、より著しく不利なインパクトをもたらす。

10

【0025】

それに応じて、灌流診断用のコントラスト画像及び/又は定量化は、高度寸法において複数平面を走査し、高度寸法におけるこれらの複数の高度スライスを投影することによって、本発明に従って改善される。そのような操作を実施することによって、解像度及び信号対ノイズを犠牲にせずにスペckルを減少させることが可能である。上記で説明されたスライスを複合又は合成する方法を採用してもよく、それは、単純な平均化及び最大強度の投影又は容積レンダリングから複合技術を使用すること（例えば、光線投射）を含む。これらの技術を実施することによって、その造影剤スペckルは、かなり減少し、心内膜下の欠陥はさらに明白になり、パラメトリック・イメージングなどの定量化技術がより良い結果をもたらす。さらに、「相殺 補充」技術が、10秒又はそれよりも長く維持するために正しく同じ高度スライスを必要とし、複数の隣接するスライスが厚いスライス画像平面を形成するために使用されることから、その厚いスライスのイメージングは、深針のわずかな動作の存在においてより着実になる。従って、深針の異なった位置へのわずかな動作は、得られた結果に最小の影響のみをもたらす。

20

【0026】

本発明の原理に従って構成された灌流の研究のための超音波システムは、図6のブロック図の形式で表わされており、以前図5とともに説明された要素は、同じ参照番号によって識別される。このシステムでは、合成器64で生成された微小気泡 灌流の組織の厚いスライス画像は、画像プロセッサ70、ビデオ・プロセッサ72、及び高度スライス合成プロセスによる減少したスペckルのおかげで、組織灌流のより高い解像度を示す灌流のリアルタイムのグレースケール画像の表示のディスプレイ76によってBモード画像として処理されてもよい。この例では、厚いスライスのコントラスト画像も、また、灌流検出器90に結合されている。その灌流検出器90は、特許文献11 (Rafter) 及び特許文献12 (Rafter) において説明されているコントラスト信号検出器と同じマナーで構成することができる。その代わりに、又はそれに加えて、灌流検出器は、定量的なカラー表示における灌流組織を描くBモード画像のカラー・オーバーレイ、又はその画像の異なる点の灌流曲線又は曲線パラメータの質的な表示を生成するために、特許文献13 (Skyba et al.) において説明されているコントラスト信号検出器として構成されてもよい。

30

【0027】

心外膜の境界線の検出は、ストレス・エコー試験の精度を改善するため及び虚血を検出するために重要であり、心筋質量の定量化を促進するためにも重要である。しかし、心外膜の正確な自動検出は、理解が困難であることが分かっている。厚いスライス、左の心室の混濁化及び心筋灌流のコントラスト拡大がされたイメージングは、心外膜及び心内膜の両方の境界線を検出する能力を改善し、肥厚及び心筋質量の定量化を可能にする。

40

【0028】

図8は、造影剤を様々な方法で使用した、灌流を描写する超音波システム表示スクリーンの例を説明する。そのスクリーンの上部の左側のエリアは、厚いスライスの超音波画像92であり、左側の心室の周辺の心筋は、軽い陰影付けで示されているように、造影剤で灌流させられている。画像92のより暗い方の中心は、心房である。心筋の陰影付けが明るい

50

ほど、造影剤の濃度がその心筋の領域において高く、組織の灌流も良い。超音波画像92の右側には、4つのパラメトリック画像94があり、異なったパラメータが、心筋の灌流に関して表示され、カラーで描かれ、いくつかのカラーは灌流を示し、他はより強い灌流を示している。それぞれのカラーは、超音波画像92とパラメトリック画像94との間に位置するカラー・バーによって描かれる灌流の特定の量に相当する。スクリーンの下部はエリア96であり、厚いスライス超音波画像92における右側の心筋の上の小さい円によってマークされた領域の灌流曲線98である。それぞれの灌流曲線98は、微小気泡の高エネルギーフラッシュ崩壊に続いて、その領域の中への微小気泡の再灌流によって測定された、その心筋の特定の領域における再灌流の速度を表わす。

【 0 0 2 9 】

本発明のほかの変形の実施形態は、当業者が容易に思い当たることである。例えば、本発明のコンセプトは、多線取得を使用しないが、送信された走査線毎に1つの受信線を取得する実施において採用される。特許文献14 (Starosta et al.) 及び特許文献15 (Roundhill et al.) に示されているような隣接する線の継続的な取得ではなく、線取得の様々なシーケンスが、採用されてもよい。説明されている4X多線ではなく、さらに高次数の多線が使用されてもよく、それは、1つの方位角の走査シーケンスにおける構成スライスの全てを取得する多線次数を含む。カラーフローとは異なるドップラー・モードが、スペクトルのドップラー、フロー変動及びカラーMモードを含む本発明を使用してもよい。Mモードは、空間的に区別可能なM個の線を取得し、1つの表示M線に合成する本発明の実施を使用してもよい。本発明の技術は、基本的及び高調波イメージングの両方に適用が可能である。

【 符号の説明 】

【 0 0 3 0 】

10... 容積領域

12... スライス

14... スライス

16... スライス

18... スライス

20... 容積領域

22... スライス

24... スライス

26... スライス

28... スライス

30... アレイ変換器

32... アレイ

34... 頂点

S1... スライス

S2... スライス

S3... スライス

S4... スライス

Ln... 受信線

TxA1... 送信ビーム

TxA2... 送信ビーム

TxB1... 送信ビーム

36... 微小ビーム形成器

38... メインビーム形成器

40... ユーザー・コントロール・パネル

42... ビーム形成器コントローラ

52... ログ検出器

10

20

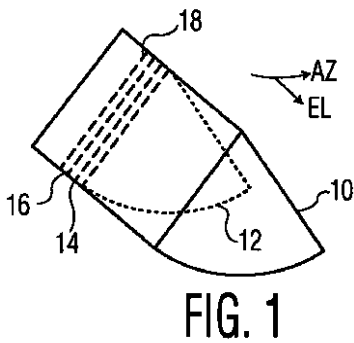
30

40

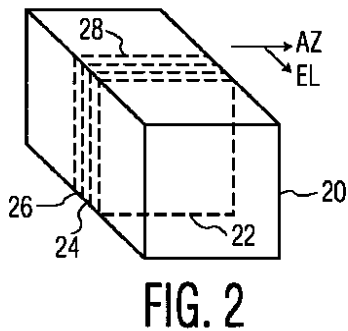
50

- 54... ドブラー・プロセッサ
- 60... スライス・ストレージ・バッファ
- 62... メモリー・コントローラ
- 64... 合成器
- 70... 画像プロセッサ
- 72... ビデオ・プロセッサ
- 74... グラフィック・プロセッサ
- 76... ディスプレイ
- 78... Cineloup(R)メモリー
- 80... 境界線検出器
- 90... 灌流検出器
- 92... 厚いスライスでの超音波画像
- 94... パラメトリック画像
- 96... エリア
- 98... 灌流曲線
- 160... メモリー
- 162a... 書込みアドレスコントローラ
- 162b... 読み込みアドレスコントローラ
- 260... ストレージエリア

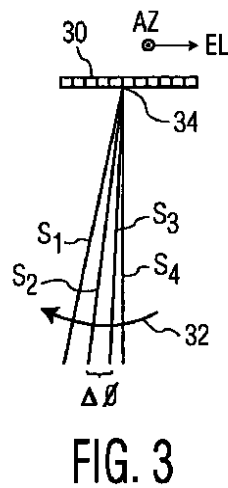
【 図 1 】



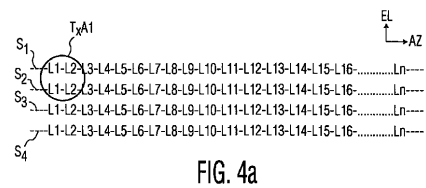
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 a 】



【 図 4 b 】

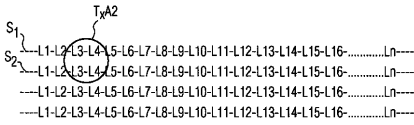


FIG. 4b

【 図 4 c 】

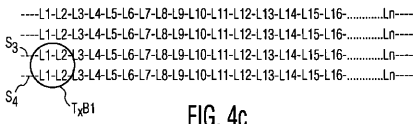


FIG. 4c

【 図 5 】

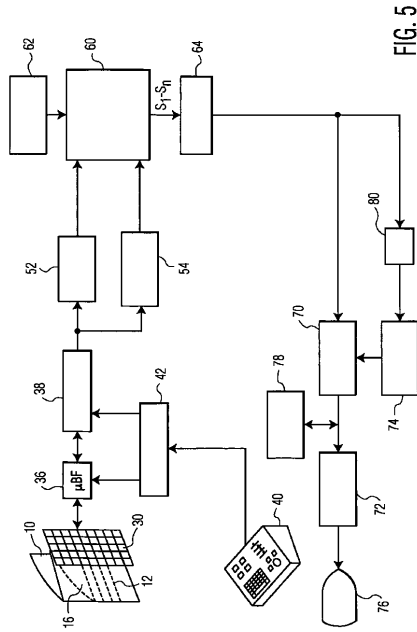


FIG. 5

【 図 6 】

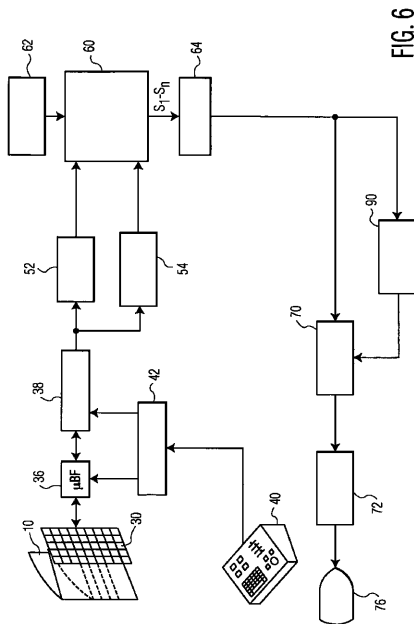


FIG. 6

【 図 7 a 】

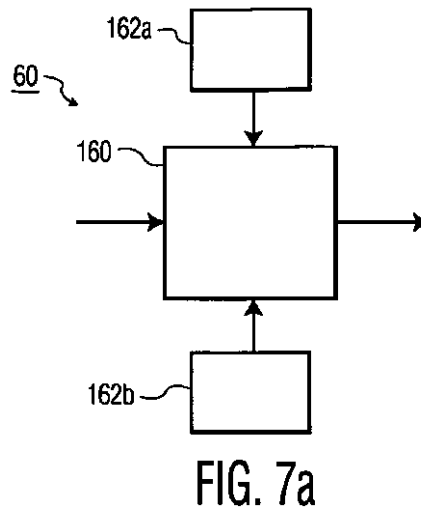


FIG. 7a

【 図 7 b 】

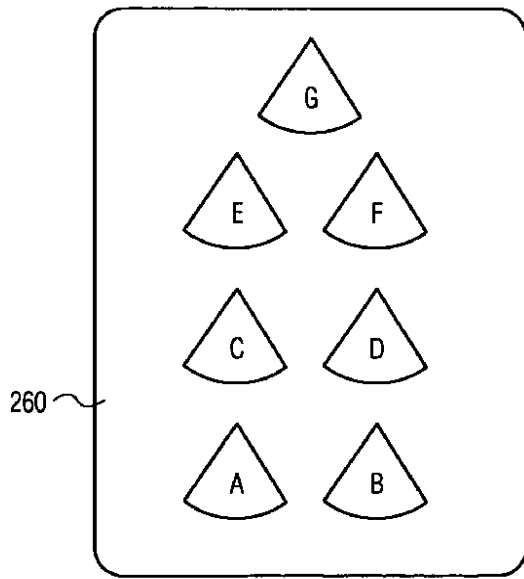


FIG. 7b

【 図 8 】

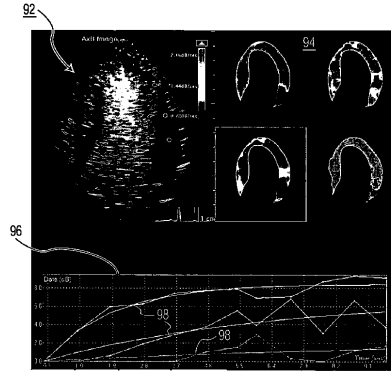


FIG. 8

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US 08/59705																		
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - A61B 8/14 (2008.04) USPC - 600/459 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) IPC(8) - A61B 8/14 (2008.04) USPC - 600/459 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched IPC(8) - A61B 8/14 (2008.04) USPC - 600/459; 382/128 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) PubWest: US Pat, US PGPUB, US OCR, EPO, JPO; Google Scholar; IEEE.org (IEEE Explorer Journals and Proceedings); Keywords: ultrasound, acoustic, tissue, soft tissue, perfuse, perfused, perfusion, scanline, rayline, beamformer, beamform, beamformation, microbubble, contrast agent, combiner, combine, combining, multiplexer.																				
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width: 10%;">Category*</th> <th style="width: 70%;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="width: 20%;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>US 6,015,384 A (RAMAMURTHY et al.) 18 January 2000 (18.01.2000) col. 2, ln 22-30; col. 2, ln 33-35; col. 2, ln 37-49; col. 3, ln 25-30; col. 3, ln 35-41; col. 3, ln 50 - col. 4, ln 10; col. 6, ln 58-61; col. 7, ln 9-11; col. 7, ln 24-28;</td> <td>1-8 and 11-18 ----- 9 and 10</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 7,097,819 B2 (VON BEHREN et al.) 29 August 2006 (29.08.2006) col. 13, ln 27-37</td> <td>9</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 6,845,147 B1 (JACKSON et al.) 11 November 2003 (11.11.2003) col. 7, ln 19-34</td> <td>10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 6,749,569 B1 (PELLEGRETTI) 15 June 2004 (15.06.2004) entire document</td> <td>1 and 11</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 6,892,438 B2 (SKYBA et al.) 17 February 2004 (17.02.2004) entire document</td> <td>1 and 11</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	US 6,015,384 A (RAMAMURTHY et al.) 18 January 2000 (18.01.2000) col. 2, ln 22-30; col. 2, ln 33-35; col. 2, ln 37-49; col. 3, ln 25-30; col. 3, ln 35-41; col. 3, ln 50 - col. 4, ln 10; col. 6, ln 58-61; col. 7, ln 9-11; col. 7, ln 24-28;	1-8 and 11-18 ----- 9 and 10	Y	US 7,097,819 B2 (VON BEHREN et al.) 29 August 2006 (29.08.2006) col. 13, ln 27-37	9	Y	US 6,845,147 B1 (JACKSON et al.) 11 November 2003 (11.11.2003) col. 7, ln 19-34	10	A	US 6,749,569 B1 (PELLEGRETTI) 15 June 2004 (15.06.2004) entire document	1 and 11	A	US 6,892,438 B2 (SKYBA et al.) 17 February 2004 (17.02.2004) entire document	1 and 11
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.																		
X	US 6,015,384 A (RAMAMURTHY et al.) 18 January 2000 (18.01.2000) col. 2, ln 22-30; col. 2, ln 33-35; col. 2, ln 37-49; col. 3, ln 25-30; col. 3, ln 35-41; col. 3, ln 50 - col. 4, ln 10; col. 6, ln 58-61; col. 7, ln 9-11; col. 7, ln 24-28;	1-8 and 11-18 ----- 9 and 10																		
Y	US 7,097,819 B2 (VON BEHREN et al.) 29 August 2006 (29.08.2006) col. 13, ln 27-37	9																		
Y	US 6,845,147 B1 (JACKSON et al.) 11 November 2003 (11.11.2003) col. 7, ln 19-34	10																		
A	US 6,749,569 B1 (PELLEGRETTI) 15 June 2004 (15.06.2004) entire document	1 and 11																		
A	US 6,892,438 B2 (SKYBA et al.) 17 February 2004 (17.02.2004) entire document	1 and 11																		
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/>																				
* 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 25 August 2008 (25.08.2008)		Date of mailing of the international search report 05 SEP 2008																		
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-3201		Authorized officer: Lee W. Young PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT QSP: 571-272-7774																		

フロントページの続き

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

(72)発明者 ラフター, パトリック ジー
アメリカ合衆国, 98041-3003 ワシントン州, ボセル, ボセル・エヴァレット・ハイウェイ 22010, ピー・オー・ボックス 3003

(72)発明者 シール, カール
アメリカ合衆国, 98041-3003 ワシントン州, ボセル, ピー・オー・ボックス 3003

(72)発明者 パーナム, ロバート エル
アメリカ合衆国, 98041-3003 ワシントン州, ボセル, ボセル・エヴァレット・ハイウェイ 22010, ピー・オー・ボックス 3003

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD03 DD15 DE04 DE05 DE06 DE11 EE04 GB06 HH15
JC04 JC20 JC26 JC37 KK02 KK19

专利名称(译)	通过薄片定量超声成像进行灌注检查		
公开(公告)号	JP2010534078A	公开(公告)日	2010-11-04
申请号	JP2010503170	申请日	2008-04-09
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ラフターパトリックジー シールカール バーナムロバートエル		
发明人	ラフター,パトリック ジー シール,カール バーナム,ロバート エル		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/463 A61B8/481 A61B8/483 A61B8/5223 A61B8/5253 A61B8/5269 G01S7/5208 G01S15/8925		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/DE06 4C601/DE11 4C601/EE04 4C601/GB06 4C601/HH15 4C601/JC04 4C601/JC20 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK19		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	60/911598 2007-04-13 US		
其他公开文献	JP2010534078A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声诊断成像系统扫描包含已由造影剂灌注的组织的容积区域中的多个平面切片。扫描的多个切片彼此平行。在检测到切片的图像数据之后，通过在高程维度中投影数据来组合切片数据，以产生高度组合的切片图像。组合可以通过平均或最大强度检测或加权过程或通过体积渲染过程中的高程维度中的光线投射来进行。处理高度组合的切片图像以产生灌注的定性或定量测量，例如由一系列亮度水平指示的具有灌注度的图像，颜色灌注参数的图像，或指示灌注曲线或曲线参数的灌注曲线或曲线参数。灌注。



FIG. 8