

(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2006-505321

(P2006-505321A)

(43) 公表日 平成18年2月16日(2006.2.16)

(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
G 0 1 S 15/89 (2006.01)	G 0 1 S 15/89	5 J 0 8 3

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2004-549470 (P2004-549470)
 (86) (22) 出願日 平成15年10月31日 (2003.10.31)
 (85) 翻訳文提出日 平成17年3月30日 (2005.3.30)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2003/004899
 (87) 国際公開番号 W02004/042424
 (87) 国際公開日 平成16年5月21日 (2004.5.21)
 (31) 優先権主張番号 02292768.5
 (32) 優先日 平成14年11月6日 (2002.11.6)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

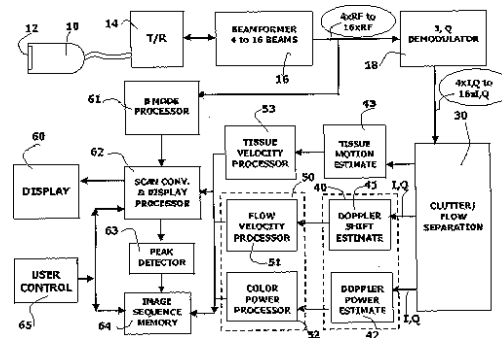
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 Groenewoudseweg 1, 5
 621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100114753
 弁理士 宮崎 昭彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 運動部分の3次元撮像用フェーズドアレイ音響システム

(57) 【要約】

本発明は、動く組織及び液体の流れを含む体の体積の3次元超音波データを収集するトランスデューサ素子(12)の2次元アレイを持つプローブ(10)と、前記体積においてリアルタイムで超音波ビームを放射及び受信し、2つより多い時間サンプルのアンサンプル長内で各送信ビームに対して1つより多い空間受信ビーム信号をリアルタイム及び3次元で供給するビーム形成システム(10、12、14、16)であって、受信流れビーム信号及び受信組織ビーム信号が実質的に時間的に無相関であるが、空間的に相関がある、当該ビーム形成システムと、2つより多い時間サンプルのアンサンプル長内で3次元で収集された1つより多い空間受信ビーム信号を同時に使用する適合的空間組織フィルタリング手段を有する、受信ビーム信号をリアルタイムで処理する分離手段(30)であって、対応する連続した受信信号の時間変化を解析し、受信ビーム信号の空間結合から流れ受信ビーム信号を抽出する当該分離手段(30)と、流れドップラー信号を処理し、処理された流れドップラー信号に基づいて画像を表示する処理手段(40、50)及び



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

動く組織及び液体の流れを含む体の体積の 3 次元超音波データを収集するトランスデューサ素子の 2 次元アレイを持つプローブと、

前記体積においてリアルタイムで超音波ビームを放射及び受信し、2 つより多い時間サンプルのアンサンプル長内で各送信ビームに対して 1 より多い空間受信ビーム信号をリアルタイム及び 3 次元で収集するビーム形成システムであって、受信流れビーム信号及び受信組織ビーム信号が実質的に時間的に無関係であるが、空間的に関係がある、当該ビーム形成システムと、

前記 2 つより多い時間サンプルのアンサンプル長内で 3 次元で収集された 1 つより多い空間受信ビーム信号を同時に使用する適合的空間組織フィルタリング手段を有する分離手段であって、対応する連続した受信信号の時間変化を解析し、前記受信ビーム信号の空間結合から流れ受信ビーム信号を抽出する当該分離手段と、

流れドップラー信号を処理し、前記処理された流れドップラー信号に基づいて画像を表示する処理手段及び表示手段と、
を有する超音波フェーズドアレイ撮像システム。

【請求項 2】

前記フィルタリング手段が、

時間的に関係があり空間的に無関係の組織受信信号及び流れ受信信号の自己相関関数を計算する計算手段と、

前記自己相関関数から空間相関対角行列を計算する計算手段と、

前記対角行列から流れ信号及び組織信号に対応する時間的に無関係のドップラー成分を分離する計算手段と、
を有する、請求項 1 に記載の超音波フェーズドアレイ撮像システム。

【請求項 3】

前記フィルタリング手段が、3 つ、4 つ又はそれ以上の時間サンプルのアンサンプル長内で 3 次元で収集された 4 ～ 16 個又はそれ以上の空間受信ビーム信号を同時に使用して、受信ビーム信号の空間結合から受信流れドップラー信号を抽出する、請求項 1 又は 2 の何れか一項に記載の超音波フェーズドアレイ撮像システム。

【請求項 4】

抽出された 3 次元の前記受信流れドップラー信号の空間解像度を向上するために、規則的な構成によって形成された受信ビームに対応する受信ビーム信号が、同時に収集され、2 つの隣接した受信ビームに対応する対により、又は複数のグループ分けされた受信ビームに対応するセットにより同時に処理され、前記対のビームの間の空間位置、又は前記グループ分けされたビームの中心における補助的な空間運動推定値を提供する、請求項 1 ないし 3 の何れか一項に記載の超音波フェーズドアレイ撮像システム。

【請求項 5】

抽出された 3 次元の前記受信流れドップラー信号の空間解像度を向上するために、正方形の構成によって配置された受信ビームに対応する 16 個の受信ビーム信号が、同時に収集され、

24 組の対を形成する 2 つの隣接した受信ビームに対応する受信ビーム信号の対により、前記対の前記ビームの間の 24 個の空間位置においてそれぞれ 24 個の空間運動推定値を提供し、及び / 又は、

9 つの四つ組を形成する正方形を形成する 4 つの受信ビームに対応する受信ビーム信号の四つ組により、前記四つ組の前記ビームにより形成される正方形の中心における空間位置においてそれぞれ 9 つの空間運動推定値を提供する、
ように同時に処理され、

前記 16 個の受信ビーム信号に対して 9 ～ 33 個の補助的な運動推定値を提供する、請求項 1 ないし 4 の何れか一項に記載の超音波フェーズドアレイ撮像システム。

【請求項 6】

4 ~ 16 個又はそれ以上の受信ビーム信号のそれぞれから複素数データ信号を計算する復調手段と、

前記対応する連続した受信信号の時間変化を解析するために放射ビーム方向に沿った少なくとも3つの連続した送信のアンサンプル長を使用して、液体の流れの複素数データ信号から動く組織の複素数データ信号を分離する分離手段と、

液体の流れ情報データを提供するために、抽出された前記液体の流れの複素数データ信号を処理する処理手段と、

前記液体の流れ情報データを処理し、前記処理された液体の流れ情報データに基づいて画像を表示する表示手段と、

を有する、請求項1ないし5の何れか一項に記載の超音波フェーズドアレイ撮像システム 10

【請求項7】

前記処理手段が、

抽出された前記液体の流れの複素数データ信号からドップラー速度を推定するドップラーシフト推定手段と、

流れ速度値をカラー値に写像するカラー流れ速度プロセッサと、
及び/又は、

抽出された前記液体の流れの複素数データ信号からドップラーパワーの大きさを推定するドップラーパワー推定手段と、

前記推定されたパワーの大きさをカラー値に写像するカラーパワープロセッサと、 20
を有する、請求項6に記載の超音波フェーズドアレイ撮像システム。

【請求項8】

前記組織の構造画像の形成のために、空間に基づいてエコー信号の振幅情報を処理するBモードプロセッサ、

を有する、請求項6又は7の何れか一項に記載の超音波フェーズドアレイ撮像システム。

【請求項9】

Bモードデータ、カラー流れ速度データ、及びカラーパワーデータを処理する表示プロセッサと、表示する画像データを記憶する画像メモリと、

ユーザが1つのモード又は組み合わされたモードで表示する画像を選択するユーザ制御部と、 30

を有する、請求項6ないし8の何れか一項に記載の超音波フェーズドアレイ撮像システム。

【請求項10】

動く組織及び液体の流れを含む体の体積の3次元超音波データを収集するステップと、

2つより多い時間サンプルのアンサンプル長内で各送信ビームに対して1つより多い空間受信ビーム信号をリアルタイム及び3次元で収集するステップを有し、前記体積において超音波ビームを放射及び受信するステップであって、受信流れビーム信号及び受信組織ビーム信号が実質的に時間的に無相関であるが、空間的に相関がある、当該放射及び受信するステップと、

対応する連続した受信信号の時間変化を解析し、前記受信ビーム信号の空間結合から流れ受信ビーム信号を抽出するために、前記2つより多い時間サンプルのアンサンプル長内で3次元で収集された1つより多い空間受信ビーム信号を同時に使用して、適合的空間組織フィルタリングを用いて受信組織ドップラー信号から受信流れドップラー信号を分離するステップと、 40

前記流れドップラー信号を処理し、前記処理された流れドップラー信号に基づいて画像を表示するステップと、
を有する超音波撮像方法。

【請求項11】

時間的に相関があり、空間的に無相関の組織受信信号及び流れ受信信号の自己相関関数を計算するステップと、

前記自己相関関数から空間相関対角行列を計算するステップと、
前記対角行列から流れ信号及び組織信号に対応する時間的に無相関のドップラー成分を分離するステップと、
を有する、請求項 10 に記載の超音波撮像方法。

【請求項 12】

規則的な構成で形成された受信ビームに対応する受信ビーム信号を同時に収集するステップと、

2 つの隣接した受信ビームに対応する対により、又は複数の受信ビームに対応するグループにより前記信号を同時に処理し、前記対のビームの間の空間位置又は前記グループの中心における補助的な空間運動推定値を提供するステップと、
を有する、請求項 10 又は 11 の何れか一項に記載の超音波撮像方法。

10

【請求項 13】

請求項 10 ないし 12 の何れか一項に記載の方法を実行する命令のセット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、超音波フェーズドアレイ撮像システムに関し、特に、体の運動部分の 3 次元運動画像を形成する手段を持ち、トランスデューサ素子の 2 次元配列を持つ超音波トランスデューサアレイを使用する撮像システムに関する。これらの運動部分は、典型的には、
血流及び動脈壁又は心臓壁のような動く組織である。

20

【0002】

本発明は、特に、医療用超音波撮像の分野に応用例を見つける。

【背景技術】

【0003】

3 次元撮像及び表示のために対象内の体積を超音波走査する様々な方法及び装置が提案されている。これらの技術の多くは、体の領域の複数の空間的に隣接した画像面の走査を伴う。これらの関連付けられた面からの超音波情報は、面内のデータの空間座標に基づいて、及び他の面に対する各面の空間的關係に基づいて解析及び表示されることができる。情報は、撮像される体積の斜視図のような 3 次元画像フォーマットで表示されることができる。特別に考案された走査装置を使用する複数の走査技術が、これらの空間的に関連した画像面を収集するために提案されている。しかしながら、特別な走査装置又は機器を必要としない 3 次元表示用情報データを収集することができることが好ましい。

30

【0004】

したがって、体の領域の 3 次元画像を形成するために 2 次元面に配置されたトランスデューサ素子を持つトランスデューサアレイプローブを有する超音波フェーズドアレイ撮像システムを使用することが提案されている。これらの既知のシステムは、境界が 2 次元フェーズドアレイの周辺 (perimeter) に傾き (lean)、かつ約 $30^{\circ} \times 30^{\circ}$ の角度を形成する錐体体積 (pyramidal volume) におけるデータを収集することによりリアルタイム 3 次元グレイ画像を提供することができる。これらの 3 次元画像は、この錐体体積に含まれる体の構造をリアルタイムで検査することを可能にする。実際に、これらの 3 次元グレイ画像は、約 20 Hz のフレームレートでリアルタイムで実施される。これらの 3 次元グレイ画像は、2 次元フェーズドアレイプローブにより走査された基準体積に対応し、ここでビーム形成ステップはプローブのレベルで実行され、4 つの同時受信ビームの合成を可能にする。3 次元及びリアルタイムで運動抽出を行うことは、追加の解決すべき問題を提起する。

40

【0005】

ここで、体の運動部分のリアルタイム・ドップラー画像を提供する従来の 2 次元撮像システムが既知である。前記 2 次元撮像システムを使用して、ドップラー撮像は、血流信号を抽出及び処理するために、典型的には 8 つの連続した送受信信号を解析する必要がある

50

。前述の３次元システムを使用して、リアルタイム３次元血流撮像は、構造の３次元グレイ画像を収集するのに必要な時間より８倍長い収集時間を必要とし、約２Ｈｚのフレームレートを達成する。リアルタイム３次元ドップラー血流画像を収集する他の解決法は、１心周期の間に錐体基準体積より８倍小さい体積を収集することである。この場合、８つの連続した誘発された心周期が、基準錐体体積を再構築するために必要である。したがって、この動作は、このような基準体積において収集時間に８を乗算する必要があるか、又は８倍小さな体積を走査する必要があるので、既知のシステムは、液体の流れ又は体の組織の運動の３次元ドップラー画像をリアルタイムで形成することを可能にしない。それぞれの場合に、このような３次元画像のリアルタイム品質は、不十分である。

【０００６】

10

血流撮像は、肝臓及び腎臓等のような器官の脈管又は冠状動脈を撮像することを可能にするので、超音波方式をリアルタイムの３次元ドップラー血流撮像に拡張することを可能にする手段を提供することが重要である。

【０００７】

超音波画像は、残響、多経路エコー及びコヒーレント波の干渉のような複数のソースから生じる画像アーチファクトを受ける。これらのアーチファクトは、画像内に様々な様式で表れ、これは、画像組織（image tissue）として広く記述されることができる。３次元組織は体の領域と干渉し、臨床医が視覚化しようと試みる前記領域を不明瞭にするので、前記画像組織は、画像が３次元フォーマットで表示される場合に特に煩わしくなる。更に、動脈壁又は心臓壁のような強い解剖学的構造は、血液により生成された弱い信号を隠す。血流を撮像する場合、これらの構造は組織を表す。したがって、組織が前記体の領域の画像を大幅に損なわないフォーマットで超音波画像情報を提供することが望ましい。例えば、組織情報が血流情報から分離されることができるフォーマットで超音波画像情報を提供することが望ましい。

20

【０００８】

ドップラー情報を使用して体を撮像する方法は既知である。ドップラー情報は、体を撮像するのに２つの異なる方式で使用されている。１つのドップラー撮像技術は、一般にドップラー速度撮像法（Doppler velocity imaging）と称される。周知であるように、この技術は、超音波画像の画像面上のサンプル体積と呼ばれる異なる位置におけるドップラーデータの収集を伴う。ドップラーデータは、時間とともに収集され、各分離したサンプル体積においてドップラー位相シフト又は周波数を推定するのに使用される。ドップラー位相シフト又は周波数は、組織運動の速度又は体内の液体の流れの速度に対応し、このシフトの極性は、運動又は流れの方向を示す。この情報は、シフトの大きさ又は速度及び極性によって色分けされることができ、通常は、動く器官又は流れている液体の構造を定めるために画像面内の組織の構造画像上に重ねられることができる。画像内の色は、例えば、血流の速度、心臓の向き、及び血管を示すことができる。

30

【０００９】

第２のドップラー技術は、パワードップラー法として既知である。この技術は、運動又は液体の流れの速度の推定と関係しない。むしろ、これは、単純にドップラーシフトを示す受信信号の強度に重点的に取り組む。このドップラー信号強度は、各サンプル体積において測定され、色の变化で表示されることができる。ドップラー速度撮像法と異なり、パワードップラー法は、速度撮像法の特徴である方向決定及び低い感度の問題を示さない。カラーパワードップラー法は、単純にサンプル体積におけるドップラー信号強度を色分けして表示する。カラードップラー速度撮像法と同様に、カラーパワードップラー表示は、従来的に、運動が起きている器官又は組織構造を定めるために、構造Ｂモード画像で表示される。各サンプル体積における値は、ピーク値に基づいて又は時間で平均されることができ、ドップラー速度信号の特徴である速度及び方向の不断の変化を受けないので、カラーパワードップラー表示は、体内の運動又は血流状態の安定した表示として表示されることができる。

40

【発明の開示】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明の目的は、リアルタイムのドップラーパワー画像又はドップラー速度画像のようなリアルタイムの超音波3次元ドップラー画像を形成するために2次元配列に配置されたトランスデューサ素子を持つトランスデューサアレイを有する超音波フェーズドアレイ撮像システムを提供することである。本発明のシステムは、境界が前記2次元配列の2次元フェーズドアレイ周辺に傾き、約 $30^{\circ} \times 30^{\circ}$ 又はそれ以上の角度を形成する、基準体積と呼ばれる錐体体積におけるデータを収集することにより前記超音波3次元ドップラー速度画像又はドップラーパワー画像をリアルタイムで提供する。

【0011】

従来技術として記載されたシステムの動作は、3次元グレイ画像を形成する収集時間に対して8を収集時間に乗算する必要があるので、前記従来技術として記載されたシステムは、基準の体積と称される体積においてリアルタイムで体の液体の流れの3次元ドップラー画像を形成することを可能にしない。これらのシステムは、前記基準の体積より8倍小さい体積においてリアルタイムで体内の液体の流れの3次元ドップラー画像を形成することのみを可能にし、これは再び、基準体積全体の3次元画像を再構築するのに必要な時間を8で乗算する結果となる。本発明の目的は、リアルタイムで3次元グレイ構造画像又は2次元ドップラー画像を形成する超音波システムを提案することのみではなく、リアルタイムで体の運動部分の3次元データを収集し、3次元ドップラー画像を形成する超音波システムを提案することでもある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明の超音波ビューイングシステムは、既知のシステムに対して収集時間期間を最小化する手段を有する。時間サンプル、即ち送信ビームに沿った連続した信号の数は、“アンサンブル長 (ensemble length)” として定義される。このシステムは、以前に必要とされた8つの信号のうち連続した信号の数を3つ又は4つに減少させる手段を有する。この動作は、前記収集時間を減少し、場合によっては前記収集時間を2以上で減算する。このシステムは、1つの放射ビームに対して4～16本の受信ビームを提供することができ、これは、各放射において走査される体積を1～4で乗算する。したがって、全収集時間利得は、この場合、2～10倍である。少数の時間サンプルが使用されるという事実は、より多数の空間サンプルが利用されることができるという事実により補償される。目標は、ただ1つの放射ビームを受信し、1本より多い受信ビーム、例えばこの目標を異なる視点で見る4～16本の平行した受信ビームを使用して検査され、2つより多い時間サンプル、例えば3～4個の連続した送信が、前記目標の変位による前記連続した信号の時間変化を解析することを可能にする。

【0013】

本発明の目的は、液体の流れ情報信号から組織情報信号を分離する手段を提供することである。本発明によると、このシステムは、この基準体積からエコー信号を収集する手段と、複素数データ (complex data) を形成する手段とを有する。このシステムは、流れ複素数データから組織複素数データを分離する手段を有する。このシステムは更に、組織運動推定に対する第1手段と、流れ推定に対する第2手段とを有する。本発明のシステムは、一方では、流れ推定からリアルタイム3次元ドップラー流れ速度画像又はリアルタイムドップラーパワー画像を提供することができ、他方では、組織推定からリアルタイム組織速度画像を提供することができる。2次元フェーズドアレイトランスデューサシステムを使用して3次元超音波画像をリアルタイムで収集する技術が、更に示される。

【0014】

本発明は、体の運動部分の運動速度、例えば血流速度又は組織運動速度を測定するために使用されることができる。

【0015】

本発明は、以下の概略的な図面を参照して以下に詳細に記載される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

本発明は、超音波フェーズドアレイ撮像システムに関し、特に、2次元配列のトランスデューサ素子を持つトランスデューサアレイを使用する撮像システムに関する。例えば、前記トランスデューサ素子は、2次元面に2次元配列で配置される。この超音波ビューイングシステムは、例えば血管又は心臓の血流のような液体の流れを撮像するために、又は心臓壁のような組織運動を撮像するために、体の運動部分のリアルタイム3次元ドップラーカラー画像を形成する手段を有する。

【0017】

この超音波ビューイングシステムは、従来の超音波システムに対して収集時間期間を2 ~ 10で減算する手段を有する。この超音波ビューイングシステムは、受信段階でビームの数を4 ~ 16で乗算する手段を有する。したがって、前記システムは、1本の放射ビームに対して1本より多い受信ビーム、例えば4 ~ 16本の受信ビームを供給し、これは、従来の超音波システムに対して各送信において走査される体積を1 ~ 4で乗算する。

【0018】

更に、2つより多い時間サンプル、例えば8つの信号のうち3つ若しくは4つ又はそれ以上の連続した信号のみが、体の一部の運動又は液体の流れを測定するために使用される。前記3つ若しくは4つ又はそれ以上の連続した信号のみを使用するこの動作は、再び、前記収集時間を少なくとも8 ~ 3で減算する。少数の時間サンプルが利用されることができるという事実は、複数の空間サンプルが利用されることができるという事実により補償される。時間サンプルの数は、ELにより示される、パケットサイズとも呼ばれる“アンサンプル長”として定義される。したがって、本発明の目的は、時間サンプルの数ELを減算することである。目標は、1つの放射ビームのみを受信し、この目標を異なる視点で見ると少なくとも4本、好ましくは16本の平行な受信ビームを使用して検査され、少なくとも3つ又は4つの連続した送信が、前記目標の変位による前記連続した信号の時間変化を解析することを可能にする。

【0019】

本発明の前記超音波ビューイングシステムは、流れ情報から組織情報を分離する分離手段を有する。この場合、本発明の前記超音波ビューイングシステムは、更に、ドップラー組織速度画像及びドップラー流れ画像又はドップラーパワー画像を別々に提供する手段を有する。この超音波撮像システムのこの分離手段で使用される技術は、以下“マルチラインデータホワイトニング(multiline data whitening)”と呼ばれる。

【0020】

ビームドップラー信号は、液体の流れのエコーのような運動部分のドップラーエコーと、組織のドップラーエコーとの未知の線形結合であり、後者のエコーは、時間的に無相関であるが、空間的に相関がある。本発明によると、3つ、4つ又はそれ以上の時間サンプルのアンサンプル長のみを使用して、超音波信号の空間結合から流れドップラー信号を抽出することが可能である。本発明は、超音波“信号ホワイトニング”の手段を提供し、この手段は、3次元流れ撮像に応用され、組織信号からの流れ信号の分離を可能にする。血流推定の例において、組織は、例えば血管壁、心臓壁、弁等により構成される。空間相関行列が計算され、対角化されて流れ信号及び組織信号に対応する無相関のドップラー成分の分離を可能にする。このドップラー流れ信号は、この場合、液体の速度、例えば血液の速度を測定する古典的な自己相関処理手段を用いて古典的に処理される。この信号のパワーは、3次元血管造影図又は他の心拍画像を提供するために使用されることができ。

【0021】

初めに図3を参照すると、本発明の原理によって構成された超音波診断撮像システムのブロック図が示される。超音波プローブ10は、患者の体内に超音波エネルギーの波を送信し、体内の構造から戻る超音波エコーを受信する2次元フェーズドアレイトランスデューサ12を含む。体のドップラー問い合わせ(Doppler interrogation)に対する超音波送信の場合に、関心があるのは、動く組織から、又は体内の血液及び他の液体から戻るエコー

ーである。超音波プローブ10は、トランスミッタ/レシーバ14に接続され、トランスミッタ/レシーバ14は、超音波ビームを成形し、特定の方向に向けるために前記トランスデューサの個々の素子に交互にパルスを出し、各パルス送信の後に続く前記トランスデューサ素子により受信されるエコー信号を受信、増幅及びデジタル化する。トランスミッタ/レシーバ14は、トランスミッタ/レシーバ14によるトランスデューサ12の特定の素子の駆動(activation)の時間を制御するビームフォーマ16に結合される。トランスミッタ/レシーバ機能及びビームフォーマ機能を実行する、図示されていない回路は、部分的に前記プローブの中であり、部分的に前記プローブの外側であることができ、したがって前記撮像システムにおけるビーム形成システム10、12、14及び16を形成する。駆動のタイミングは、トランスデューサ12が成形され、焦点合わせされた超音波ビームを所望の方向に送信することを可能にする。ビームフォーマ16は、エコー受信中に前記トランスミッタ/レシーバにより生成された前記デジタル化されたエコー信号を受信し、適切に遅延し、前記デジタル化されたエコー信号を合計してコヒーレントエコー信号を形成する。ビームフォーマ16により生成された前記エコー信号は、Bモードプロセッサ61及びI, Q復調器18に結合される。

10

【0022】

本発明によると、各送信ビームに対して、このビーム形成システム10、12、14及び16は、3次元で少なくとも4~16本の受信ビーム又はそれ以上の受信ビームを同時に形成し、それぞれ $4 \times RF \sim 16 \times RF$ で示される4~16個又はそれ以上の受信エコー信号を発する。

20

【0023】

Bモードプロセッサ61は、患者の走査される領域における組織の構造画像の形成のために、空間に基づいて、RFにより示される前記エコー信号の振幅情報を処理する。本発明によると、I, Q復調器18は、ドップラー処理のために、 $4 \times RF \sim 16 \times RF$ により示される前記4~16個又はそれ以上の受信エコー信号を $4 \times I, Q \sim 16 \times I, Q$ により示される4~16個の二次の構成要素、即ち複素数データに復調する。

【0024】

本発明によるリアルタイム3次元ドップラー撮像法の超音波システムのブロック図を示す図1を参照すると、I, Q復調器18により発せられ、 $4 \times I, Q \sim 16 \times I, Q$ により示される前記4~16個のI, Q二次複素数データは、3次元流れI, Q複素数データから3次元組織I, Q複素数データを分離する組織/流れ分離手段30により処理される。この分離は、3次元で収集された4~16本のビームを同時に使用する適合的な空間組織フィルタリングを使用して行われる。組織/流れ分離プロセッサ30は、一方でI, Q組織複素数データを生じ、他方ではI, Q流れ複素数データを生じる。前記流れ複素数データは、自己相関手段を有する流れ推定手段40により処理され、これは、流れ速度分散データ又はパワーデータを生じることができる。前記組織I, Q複素数データは、自己相関手段を有する組織推定手段43により処理されることができ、これは、組織速度データを生じることができる。本発明の超音波撮像システムの組織/流れ分離プロセッサ30は、結果として生じる3次元ドップラー流れデータがリアルタイムで生成されるような方式で前記I, Q複素数データを処理する。

30

40

【0025】

図3を参照すると、流れ速度画像を生成するために、流れ推定プロセッサ40は、画像フィールドの各サンプル体積位置における前記I, Q流れ複素数データからドップラー位相又は周波数シフトを推定するように従来の様式で動作するドップラーシフト推定プロセッサ41を有する。ドップラーシフト推定プロセッサ41は、ドップラー問い合わせパルスのアンサンプルにより各サンプル体積位置の問い合わせから生じる複数の信号サンプルに対して動作する。サンプル体積値は、ドップラー流れ値を表示用のカラー値に写像する流れ速度プロセッサ51に印加される。前記カラー値は、スキャンコンバータ及び表示プロセッサ62に印加され、これは、前記カラー値を所望の画像フォーマットで空間的に配置する。前記カラー値は、ディスプレイ60上に画素として表示され、各色は、当該画素

50

位置における特定方向の特定の流れの速度を表す。カラー流れ速度情報は、3次元Bモードプロセッサ61により供給される構造情報を使用して体の内部の構造画像と重ねられることができる。この3次元合成カラー画像は、血流の方向及び速度、並びに流れる血液を含む血管又は器官の構造の両方を示すことができる。

【0026】

図3のドップラーシステムは、パワードップラー撮像機能をも含むことができる。パワードップラー構成要素は、表示 $(I^2 + Q^2)^{1/2}$ を使用して各サンプル体積位置におけるI、Q信号成分からドップラー信号パワーの大きさを推定するドップラーパワー推定プロセッサ42を含む。各位置におけるドップラーパワー推定値は、リアルタイムで処理及び表示されることができるか、又は各サンプル体積位置に対して以前に収集されたパワー推定値を用いて平均されることができる。好適な実施例において、各サンプル体積位置は、複数のパルスにより問い合わせされ、推定プロセッサ42は、前記サンプル体積位置におけるドップラーパワーの推定において全ての問い合わせから得られた信号を使用する。これらのドップラーパワー推定値は、カラーパワープロセッサ52により表示強度又はカラー値に写像される。空間座標を持つ表示値は、画像シーケンスメモリ64に記憶され、ドップラーパワー表示値を所望の画像フォーマットで空間的に配置するスキャンコンバータ及び表示プロセッサ62に印加される。2次元ドップラーパワー画像は、この場合、ディスプレイ60に表示されることができるか、又は最大ドップラーパワー強度検出に対するピーク検出器63を使用する3次元処理のために画像シーケンスメモリ64から呼び出されることができる。

10

20

【0027】

図3のシステムのユーザ動作は、ユーザが実行されるべき撮像のタイプ、即ちBモード、ドップラーカラー流れ速度撮像、又はドップラーカラーパワー撮像を選択することを可能にし、例えば3次元表示のために画像シーケンスメモリ64に画像を記憶し、取り出すことを可能にする様々なユーザ制御部65によって達成される。

【0028】

図1を参照すると、組織/流れ分離プロセッサ30は、超音波信号ホワイトニングの手段を有する。本発明によると、

目標が1つの放射ビームを受信する場合に、前記目標が、平行な4本の受信ビームないし16本の受信ビームを使用して検査され、

30

送信ビーム方向に沿って実行された3～4個の連続した送信のアンサンブル長が、前記目標の変位による連続した信号の時間変化を解析することを可能にし、

このような同じマルチラインアンサンブルの前記受信ビームが、同じ目標を異なる視点で見、即ち、前記受信ビームが、異なる視野(perspective)で同じ流れドップラー成分及び組織ドップラー成分を見、

流れエコーのビーム信号及び組織エコーのビーム信号が、実質的に時間的に無相関であるが、空間的に相関があり、

前記流れエコーのビーム信号及び前記組織エコーのビーム信号が、未知の線形結合を形成する。

【0029】

40

本発明によると、前記流れエコーの結果として生じる信号及び前記組織エコーの結果として生じる信号が時間的に無相関であるように、一方では組織情報信号に対して、他方では液体の流れ情報信号に対して新しい線形結合が提供される。前記線形結合を提供するために本発明により使用される技術は、以下、“マルチラインデータホワイトニング”技術又は“超音波信号ホワイトニング”技術と称される。したがって、本発明の前記技術は、リアルタイムで実行されることができる単純な計算を暗示する。

【0030】

本発明によると、超音波信号の空間結合から3、4又はそれ以上のアンサンブル長のみを用いて流れ信号を抽出することが可能である。3次元カラー流れ撮像に使用される本発明の“超音波信号ホワイトニング”の手段は、流れドップラー信号及び組織ドップラー信

50

号に対応する時間的に無相関のドップラー信号成分の分離を可能にする。マルチラインドップラー信号セットの相関行列が、初めに計算される。この行列は対角化される。これは、流れ信号及び組織信号に対応する時間的に無相関なドップラー成分の分離を可能にする空間相関対角行列を計算することを可能にする。前記対角行列はDにより示される。固有ベクトル行列はEにより示される。3、4又はそれ以上であることができる時間サンプルの数、即ち連続した送信の数は、Nにより示される。

【0031】

前記体積の各超音波送信深度 (insonification depth) に対して、これらの定義は、ビーム1及びビーム2により示される2つのビームの場合に以下の定式化を生じる。

$$\text{ビーム1} \quad X_1(T) = A_{1, \text{flow}} S_{\text{flow}}(T) + A_{1, \text{tissue}} S_{\text{tissue}}(T)$$

10

$$\text{ビーム2} \quad X_2(T) = A_{2, \text{flow}} S_{\text{flow}}(T) + A_{2, \text{tissue}} S_{\text{tissue}}(T)$$

この定式化は、多数Nのビームに拡張されることができる。これらの式において、 $T = 1 \sim N$ である。

【0032】

組織信号及び流れ信号は時間的に無相関であるので、 (X_1, X_2) の2つの線形結合は、流れに対する線形結合 $Z_1(T)$ と、組織に対する線形結合 $Z_2(T)$ とを有することが見つけられなければならない、以下の結果に至る。

$$\text{流れ} \quad Z_1(T) = W_{11} X_1(T) + W_{12} X_2(T)$$

$$\text{組織} \quad Z_2(T) = W_{21} X_1(T) + W_{22} X_2(T)$$

$$\text{ただし、} [Z_1 \cdot Z_2^*] = 0$$

20

$$[Z_1 \cdot Z_1^*] = 1$$

$$[Z_2 \cdot Z_2^*] = 1$$

及び $C_Z = I$ とする。

【0033】

以下、前記流れ信号及び前記組織信号は、“ソース (Sources)” と称される。前記ソースは独立である。前記ソース又は前記結合の何れも既知ではないので、更なる解決すべき問題は、“ブラインドソース分離 (Blind Source Separation)” 問題である。しかしながら、組織信号及び流れ信号により形成されたソースSは、時間的に無相関であるが、空間的に相関がある。したがって、ソース分離解決法は、

$$Z = W X = S$$

30

$$W = A^{-1}$$

を確認するWを見つける。

条件 $C_Z = Z Z^* = I$ で、解は、

$$W = D^{-1/2} E^* T$$

$$C_X = X X^* = E D E$$

であり、 $Z Z^* = W C_X W^* = D^{-1/2} E^* T E D E^* T E D^{-1/2} = I$ とする。

ここでEは C_X の正規直交固有ベクトル行列であり、Dは C_X の固有値対角行列である。

【0034】

これらの計算は、2つのビームが考慮される場合には単純化される。この場合、前記相関行列は、各超音波送信深度に対するビーム信号の間のドップラー信号の相互相関行列である。2つのビームシステムは、以下の 2×2 の行列を作成する。

40

【数1】

$$C_{X1,1} = \sum_{T=1}^N X_1(T) * \tilde{X}_1(T)$$

$$C_{X2,2} = \sum_{T=1}^N X_2(T) * \tilde{X}_2(T)$$

$$C_{X1,2} = \sum_{T=1}^N X_1(T) * \tilde{X}_2(T)$$

50

【 0 0 3 5 】

正規化された信号の場合、以下ようになる。

【 数 2 】

$$Y_1 = X_1 / \|X_1\|$$

$$Y_2 = X_2 / \|X_2\|$$

$$C = \sum_{T=1}^N Y_1(T) * \tilde{Y}_2(T)$$

$$C N_x = \begin{pmatrix} 1 & C \\ C^* & 1 \end{pmatrix}$$

$$\lambda = 1 \pm \sqrt{C^* C} = 1 \pm \|C\|$$

$$E_{\pm} = 1/\sqrt{2} \begin{pmatrix} e^{j\phi} \\ \pm e^{-j\phi} \end{pmatrix} \quad \text{ただし } \phi = \arg(C)/2$$

$$E = E^* T = 1/\sqrt{2} \begin{pmatrix} e^{j\phi} & e^{j\phi} \\ e^{-j\phi} & -e^{-j\phi} \end{pmatrix}$$

10

20

【 0 0 3 6 】

図 4 A、4 B 及び 4 C を参照して、この 2 つのビームの解の非常に重要な応用例が記載される。この 2 つのビームの解は、何次のマルチラインでも使用されることができる。図 4 A は、方向 O_z 及び中心 T B の 1 つの送信されたビームを表す。図 4 B を参照すると、前記送信ビームは、例えば 16 本の受信ビームに対応する。前記受信ビームの中心は、それぞれ、

B 1 1 , B 1 2 , B 1 3 , B 1 4 ,
B 2 1 , B 2 2 , B 2 3 , B 2 4 ,
B 3 1 , B 3 2 , B 3 3 , B 3 4 ,
B 4 1 , B 4 2 , B 4 3 , B 4 4

により表される。

30

【 0 0 3 7 】

実際に、同時に収集される 16 本の受信ビームを用いて、結果の 3 次元データの良い空間解像度を維持するために 2 つの受信ビームの対により同時に処理されることができる。

図 4 B により示されるような正方形の構成 (scheme) で収集された 16 本の受信ビーム B 1 1、B 1 2、B 1 3、B 1 4、... B 3 4、B 4 4 を用いて、例えば、

位置 M 1 における 1 つの空間運動推定値を提供する (B 1 1 , B 1 2)、

位置 M 8 における他の空間運動推定値を提供する (B 2 1 , B 3 1) 等

のような対を形成することができ、これにより 16 本のビームを用いて、24 個の空間運動推定値 M 1 ~ M 24 が達成されることができる。更に、(B 1 1 , B 1 2 , B 2 1 , B 2 2) のような四つ組を形成する 4 つ (2 x 2) のビームが、図 4 C に示されるように、位置 N 1 ~ N 9 における 9 つの空間運動推定値を推定するのに使用されることができる。

40

【 0 0 3 8 】

前記ビームを対に関連付けることにより与えられる 24 個の空間運動推定値と、前記ビームを 4 つ組に関連付けることにより与えられる 9 つの空間運動推定値とは、33 個の可能な推定点 M 及び N を与える。

【 0 0 3 9 】

図 2 は、本発明の技術のソース分離アルゴリズムを図示するブロック図である。この技術によると、ステップ 31 においてビーム相関行列 C_x が計算される。この場合、固有ベクトル行列 E 及び行列 D がステップ 32 において計算される。信号 S はステップ 33 にお

50

いて計算される。この場合、分離はステップ 34 において実行される。この結果は、更に、ドップラーパワーデータ及びドップラー流れ速度データの推定を可能にする。

【0040】

ドップラー信号は、上述のようにプロセッサ 40 を使用する古典的自己相関アルゴリズムを用いて古典的に処理される。

【図面の簡単な説明】

【0041】

【図 1】本発明の原理によって構成された超音波撮像システムの概略的なブロック図を表す。

【図 2】図 1 の超音波撮像システムの詳細なブロック図を表す。

10

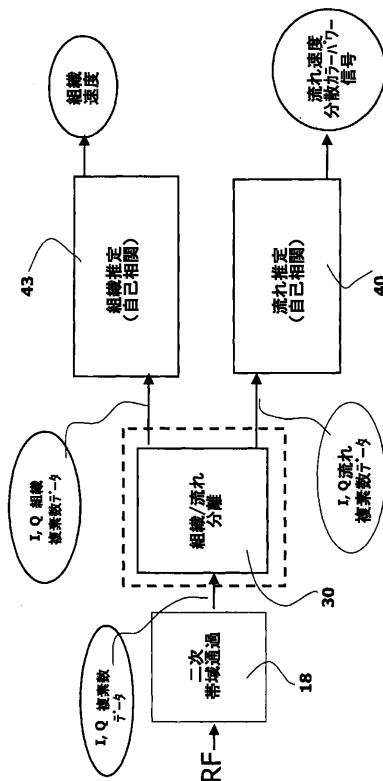
【図 3】図 1 のシステムを有する超音波装置のブロック図を示す。

【図 4 A】送信ビームの幾何学的構造の例を示す。

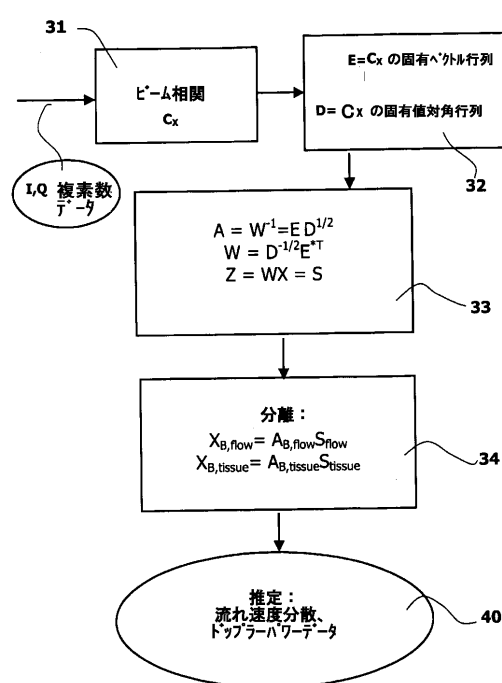
【図 4 B】運動推定の対応する可能な位置を持つ、送信ビームの幾何学的構造に対する受信ビームの幾何学的構造の例を示す。

【図 4 C】運動推定の他の可能な位置を示す。

【図 1】



【図 2】



【 図 3 】

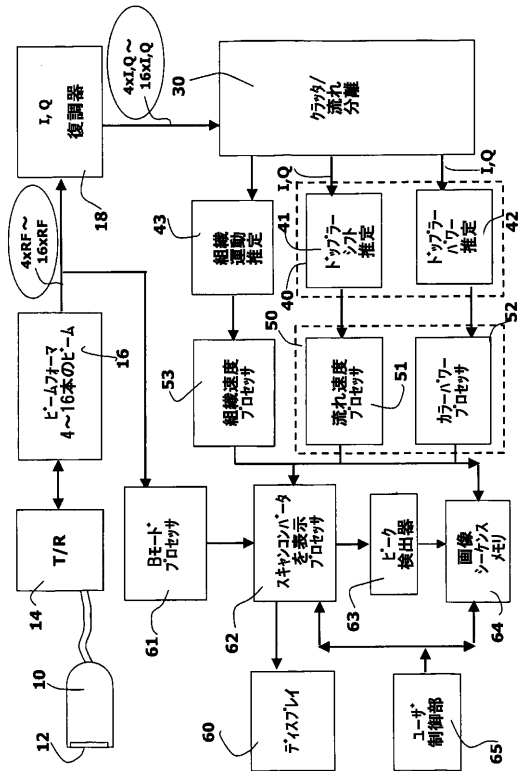


FIG.4A

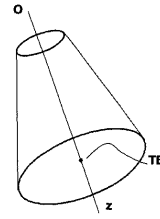


FIG.4B

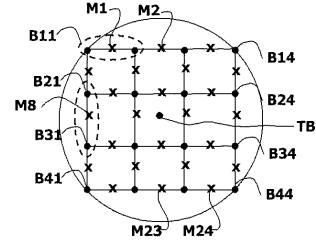
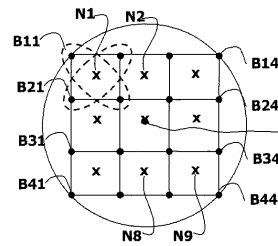


FIG.4C



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/IB 03/04899

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 7 G01S15/89

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 7 G01S

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 practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ, INSPEC

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>NITTA N ET AL: "EXPERIMENTAL INVESTIGATION OF 3-D BLOOD FLOW VELOCITY MEASUREMENT" JAPANESE JOURNAL OF APPLIED PHYSICS, PUBLICATION OFFICE JAPANESE JOURNAL OF APPLIED PHYSICS. TOKYO, JP, vol. 35, no. 5B, 1 May 1996 (1996-05-01), pages 3126-3130, XP000721080 ISSN: 0021-4922 abstract page 3126, left-hand column, paragraph 1 -page 3130, right-hand column, paragraph 4; figures 1-5; tables 1-3</p> <p style="text-align: center;">--- -/-</p>	1,3,4, 10,12,13

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

☒ Patent family members are listed in 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 document 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

30 January 2004

Date of mailing of the international search report

10/02/2004

Name and mailing address of the ISA
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 851 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Blondel, F

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/18 03/04899

C. (Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 546 807 A (BLAKER DAVID M ET AL) 20 August 1996 (1996-08-20) abstract column 6, line 55 -column 15, line 11; figures 1-12 ---	1,2,4,6, 7,10,11, 13
A	WO 01 46713 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV) 28 June 2001 (2001-06-28) abstract page 2, line 27 -page 10, line 27; figures 1-3 ---	1,10,13
A	US 2002/010398 A1 (BONNEFOUS ODILE) 24 January 2002 (2002-01-24) abstract page 2, left-hand column, paragraph 16 -page 5, left-hand column, paragraph 51; figures 1-5 ---	1,10,13
A	US 2001/017937 A1 (BONNEFOUS ODILE) 30 August 2001 (2001-08-30) abstract page 1, right-hand column, paragraph 17 -page 6, left-hand column, paragraph 72; figures 1-7 ---	1,10,13
A	WO 01 47421 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV) 5 July 2001 (2001-07-05) abstract page 2, line 32 -page 7, line 18; figures 1-3 -----	1,10,13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International Application No.
 PCT/IB 03/04899

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5546807	A	20-08-1996	WO 9745724 A1 EP 1012596 A1 US 6126600 A JP 2001515373 T	04-12-1997 28-06-2000 03-10-2000 18-09-2001
WO 0146713	A	28-06-2001	WO 0146713 A1 EP 1157285 A1 JP 2003517912 T US 2001039382 A1	28-06-2001 28-11-2001 03-06-2003 08-11-2001
US 2002010398	A1	24-01-2002	CN 1383374 T WO 0180742 A1 EP 1278459 A1 JP 2003530941 T	04-12-2002 01-11-2001 29-01-2003 21-10-2003
US 2001017937	A1	30-08-2001	WO 0141648 A1 EP 1152694 A1 JP 2003515423 T	14-06-2001 14-11-2001 07-05-2003
WO 0147421	A	05-07-2001	WO 0147421 A1 EP 1158904 A1 JP 2003518404 T US 2001031921 A1	05-07-2001 05-12-2001 10-06-2003 18-10-2001

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, 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, HU, IE, IT, LU, MC, NL, 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, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74)代理人 100122769

弁理士 笛田 秀仙

(72)発明者 ボンエフォウス オディル

フランス国 エフ - 7 5 0 0 8 パリ 1 5 6 ブルヴァール オースマン

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB07 DD03 DD14 DD15 DE04 DE05 EE01 EE08 GB06
HH28 JB24 JB30 JB43 JC25 KK12 KK19 KK21 LL38
5J083 AA02 AB17 AC30 AD08 AD13 AE10 BA01 BC01 BE08 BE17
CA12 DA01 EA14 EA46

【要約の続き】

表示手段(6 2、6 0)とを有する超音波フェーズドアレイ撮像システムに関する。

专利名称(译)	用于运动部件三维成像的相控阵声学系统		
公开(公告)号	JP2006505321A	公开(公告)日	2006-02-16
申请号	JP2004549470	申请日	2003-10-31
[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	ボンエフォウスオデル		
发明人	ボンエフォウス オデル		
IPC分类号	A61B8/06 G01S15/89 G01S7/52		
CPC分类号	G01S15/8925 A61B8/483 G01S7/52038 G01S7/5206 G01S7/52068 G01S7/52071 G01S7/52073 G01S7/52095 G01S15/8981 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/06 G01S15/89.A		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB07 4C601/DD03 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE01 4C601/EE08 4C601/GB06 4C601/HH28 4C601/JB24 4C601/JB30 4C601/JB43 4C601/JC25 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK21 4C601/LL38 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC30 5J083/AD08 5J083/AD13 5J083/AE10 5J083/BA01 5J083/BC01 5J083/BE08 5J083/BE17 5J083/CA12 5J083/DA01 5J083/EA14 5J083/EA46		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	2002292768 2002-11-06 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明包括具有换能器元件，用于收集身体体积的三维超声数据，包括组织和流体运动中的体积流，在实时的超声波束的二维阵列（12）的探针（10）辐射与接收，波束形成系统用于提供多于一个空间接收束信号对于每个发射波束在实时和三维多于两个时间样本的长度合奏（10，12，14，16）一个是，接收流束信号和接收组织束信号基本上是在时间上不相关的，有空间相关性，以及波束形成系统中，两个以上的时间样本在合奏长度具有自适应空间组织滤波装置，用于同时使用多于一个空间接收由所述三维分离手收集束信号来实时处理所接收到的波束信号A（30），分析与所述分离的对应连续接收的信号的时间变化的装置，用于提取流中接收波束信号从所接收的波束信号（30）的空间耦合，处理所述血流多普勒信号处理超声波包括处理装置（40，50）和显示相控阵列成像系统用于将血流多普勒信号的基础上显示图像（62，60）。

