

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-172933
(P2011-172933A)

(43) 公開日 平成23年9月8日(2011.9.8)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)

F I
A61B 8/06

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 23 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2011-40449 (P2011-40449)
(22) 出願日 平成23年2月25日 (2011.2.25)
(31) 優先権主張番号 12/712, 593
(32) 優先日 平成22年2月25日 (2010.2.25)
(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 593063105
シーメンス メディカル ソリューションズ ユーエスエー インコーポレイテッド
Siemens Medical Solutions USA, Inc.
アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マルヴァーン ヴァレー ストリーム パークウェイ 51
51 Valley Stream Parkway, Malvern, PA 19355-1406, U. S. A.

(74) 代理人 100099483
弁理士 久野 琢也

(74) 代理人 100061815
弁理士 矢野 敏雄

最終頁に続く

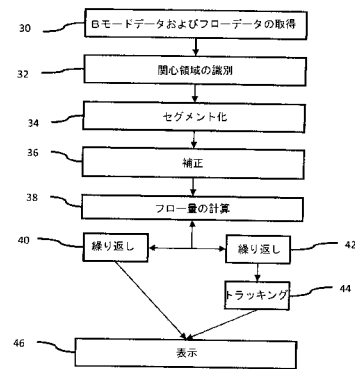
(54) 【発明の名称】 医学的な超音波診断におけるボリューム定量化方法および医学的な超音波診断におけるボリューム定量化のためにプログラミングされたプロセッサによって実行される命令を表すデータが記憶

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 正確な定量化を実現する、医学的な超音波診断におけるボリューム定量化方法を提供する。

【解決手段】 患者のボリュームを表す B モード超音波データおよびフロー超音波データを実質的に同時に取得し、ボリューム内に存在する、フロー領域である少なくとも 2 つの関心領域を、B モード超音波データに応じて、フロー超音波データに応じて、または B モード超音波データおよびフロー超音波データに応じて識別し、フロー超音波データに応じて、少なくとも 2 つの関心領域に関してフロー量を計算する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医学的な超音波診断におけるボリューム定量化方法において、
患者のボリュームを表す B モード超音波データおよびフロー超音波データを実質的に同時に取得 (30) し、

前記ボリューム内に存在する、フロー領域である少なくとも 2 つの関心領域を、前記 B モード超音波データに応じて、前記フロー超音波データに応じて、または前記 B モード超音波データおよび前記フロー超音波データに応じて識別 (32) し、

前記フロー超音波データに応じて、前記少なくとも 2 つの関心領域に関してフロー量を計算 (38) することを特徴とする、ボリューム定量化方法。

10

【請求項 2】

前記少なくとも 2 つの関心領域のうちの 1 つは心臓弁に隣接する円錐形の領域である、請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記取得 (30) は、前記 B モード超音波データおよび前記フロー超音波データの両方に関するスキャンを含めた、毎秒少なくとも 10 回のボリュームフレームレートでの取得 (30) を含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 4】

前記計算 (38) は、前記取得 (30) を実施する心臓周期と同一の心臓周期の間の計算 (38) を含む、請求項 1 記載の方法。

20

【請求項 5】

前記取得 (30) および前記計算 (38) を繰り返し、前記取得 (30) の間に前記フロー量と時間の関係を表すグラフを表示する、請求項 1 記載の方法。

【請求項 6】

前記計算 (38) は、前記取得 (30) と同一の生理学的に関連する関心領域の期間内での近位部等流速表面の計算 (38) を含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 7】

前記識別 (32) は、前記少なくとも 2 つの関心領域の第 1 の関心領域内のボリュームにおける第 1 のロケーションは、前記少なくとも 2 つの関心領域の第 2 の関心領域には存在せず、かつ、前記第 2 の関心領域内のボリュームにおける第 2 のロケーションは、前記第 1 の関心領域には存在しないように空間的に隔てられている少なくとも 2 つの関心領域の識別 (32) を含む、請求項 1 記載の方法。

30

【請求項 8】

前記第 1 の関心領域と前記第 2 の関心領域は重畳しない、請求項 7 記載の方法。

【請求項 9】

前記第 1 の関心領域および前記第 2 の関心領域は異なる速度に関連付けられた異なる領域を含み、

前記計算 (38) は、前記異なる速度での同一のフロー構造についての近位部等流速表面に関するフロー量の計算 (38) および前記近位部等流速表面から計算された値の平均化を含む、請求項 7 記載の方法。

40

【請求項 10】

さらに、

前記少なくとも 2 つの関心領域に関するフロー情報および解剖学的な情報のセグメント化 (34) を含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 11】

さらに、

前記計算 (38) に先行する前記フロー超音波データの補正 (36) を含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 12】

前記補正 (36) は、速度角度補正、速度エイリアシング補正、ウォールフィルタカッ

50

トオフ補償またはそれらの組み合わせを含む、請求項 1 1 記載の方法。

【請求項 1 3】

前記計算 (3 8) は、有効逆流弁口面積の計算 (3 8) を含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 1 4】

前記取得 (3 0) を繰り返し、一連の前記 B モード超音波データ、または、一連の前記フロー超音波データ、または、一連の前記 B モード超音波データおよび前記フロー超音波データにわたり前記少なくとも 2 つの関心領域をトラッキングし、

前記計算 (3 8) は、心臓周期にわたるフローを表す時間的なフローパラメータとしての前記フロー量の計算 (3 8) を含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 1 5】

前記計算 (3 8) は、前記取得 (3 0) と同一の生理学的な関心領域の期間内での面積分またはボリューム積分の計算 (3 8) を含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 1 6】

前記計算 (3 8) は、前記取得 (3 0) と同一の生理学的に関連する関心領域の期間内での等流速領域またはサブボリュームからのフロー統計量の計算 (3 8) を含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 1 7】

医学的な超音波診断におけるボリューム定量化のためにプログラミングされたプロセッサによって実行される命令を表すデータが記憶されているコンピュータ読取り可能記憶媒体において、

コンピュータ読取り可能記憶媒体には、

まず 1 回目の心臓周期においてボリュームを表す B モードデータおよびフローデータを受信させる命令と、

前記 B モードデータからボリューム関心領域を識別 (3 2) させる命令と、

前記ボリューム関心領域からフロー構造をセグメント化 (3 4) させる命令と、

前記フロー構造の前記フローデータから第 1 の関心領域を演算させる命令と、

前記第 1 の関心領域に関して前記フローデータをリファイン (3 6) させる命令と、

前記 1 回目の心臓周期の間に、前記第 1 の関心領域に関してリファインされた前記フローデータからフロー量を計算 (3 8) させる命令とが記憶されていることを特徴とする、コンピュータ読取り可能記憶媒体

【請求項 1 8】

前記フロー量の計算 (3 8) は、近位部等流速表面の周囲長、領域または速度領域積分の計算 (3 8) を含む、請求項 1 7 記載のコンピュータ読取り可能記憶媒体。

【請求項 1 9】

前記フローデータは速度推定値を含み、

前記リファイン (3 6) は、前記速度推定値のアンチエイリアシングまたは前記速度推定値の角度補正または前記ボリューム関心領域の除去を含む、請求項 1 7 記載のコンピュータ読取り可能記憶媒体。

【請求項 2 0】

前記識別 (3 2) は、心臓弁または心臓壁の開口部に隣接する円錐形の関心領域の識別 (3 2) を含む、請求項 1 7 記載のコンピュータ読取り可能記憶媒体。

【請求項 2 1】

前記 1 回目の心臓周期の間に受信と計算 (3 8) を複数回繰り返させ (4 0)、前記第 1 の心臓周期にわたり前記フロー量と時間の関係を表すグラフを出力させる命令がさらに記憶されている、請求項 1 7 記載のコンピュータ読取り可能記憶媒体。

【請求項 2 2】

前記 1 回目の心臓周期の間に受信をシーケンスとして複数回繰り返させる (4 2) 命令がさらに記憶されており、

前記計算 (3 8) は、前記シーケンスにわたる前記関心領域に関する前記フローデータに応じた時間的なフローパラメータの計算 (3 8) を含む、請求項 1 7 記載のコンピュー

10

20

30

40

50

タ読み取り可能記憶媒体。

【請求項 23】

前記ボリューム関心領域とは空間的に隔てられている別のボリューム関心領域を識別(32)させる命令がさらに記憶されており、

前記計算(38)は、前記ボリューム関心領域および前記別のボリューム関心領域に関するフローデータに応じた計算(38)を含む、請求項17記載のコンピュータ読み取り可能記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は、医学的な超音波診断におけるボリューム定量化方法に関する。さらに本発明は、医学的な超音波診断におけるボリューム定量化のためにプログラミングされたプロセッサによって実行される命令を表すデータが記憶されているコンピュータ読み取り可能記憶媒体に関する。殊に、3次元または4次元の超音波画像診断についての定量化が提供される。

【背景技術】

【0002】

20

関心対象の心臓または他の器官を表すカラードブラデータは有効なフロー情報を提供することができる。例えば、弁逆流は罹患および死亡の重大な原因である。ドブラ心エコー法は、逆流の重症度を評価するための非侵襲的な技術である。カラードブラ、パルス(PW)ドブラおよび連続波(CW)ドブラを使用する2次元の心エコー法に関して種々の指標が開発されている。2次元画像から手動でセグメント化されたカラーデータのモデリングによりボリュームフローを予測することができる。これらの2次元方法は平面で実施される測定の限界の影響を受けるので、近似値に頼ることになる。

【0003】

30

ボリュームフローを取得するために、データが複数回の心臓周期にわたり取得され、所望の視野を形成するために繋ぎ合わされる。繋ぎ合わされることにより取得されたデータは、殊に心臓不整脈のある患者では拍動毎のフローの変化によって生じる不正確度の影響を受ける可能性がある。空間的な変化または周期的な変化に起因する不正確度が小さいところでさえ、種々のエラー源によって不正確な定量化が生じる可能性がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

したがって本発明の課題は、正確な定量化を実現する、医学的な超音波診断におけるボリューム定量化方法および医学的な超音波診断におけるボリューム定量化のためにプログラミングされたプロセッサによって実行される命令を表すデータが記憶されているコンピュータ読み取り可能記憶媒体を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

40

方法に関する課題は、患者のボリュームを表すBモード超音波データおよびフロー超音波データを実質的に同時に取得し、ボリューム内に存在する、フロー領域である少なくとも2つの関心領域を、Bモード超音波データに応じて、フロー超音波データに応じて、またはBモード超音波データおよびフロー超音波データに応じて識別し、フロー超音波データに応じて、少なくとも2つの関心領域に関してフロー量を計算することによって解決される。

【0006】

50

コンピュータ読み取り可能記憶媒体に関する課題は、コンピュータ読み取り可能記憶媒体に、先ず1回目の心臓周期においてボリュームを表すBモードデータおよびフローデータを受信させる命令と、Bモードデータからボリューム関心領域を識別(32)させる命令と、ボリューム関心領域からフロー構造をセグメント化させる命令と、フロー構造のフロー

データから第1の関心領域を演算させる命令と、第1の関心領域に関してフローデータをリファインさせる命令と、1回目の心臓周期の間に、第1の関心領域に関してリファインされたフローデータからフロー量を計算させる命令とが記憶されていることにより解決される。

【0007】

前置きとして、以下説明する有利な実施形態は、医学的な超音波診断におけるポリウム定量化のための方法、システム、コンピュータ読取り可能媒体および命令を含んでいる。繋ぎ合わせを行うことなく、または、典型的には1秒に数十個のポリウムにおいてリアルタイムでBモードデータおよびポリウムカラーフローデータ（例えばフルポリウム）を取得することによって、より信頼性のある定量化を提供することができる。ポリウム内の複数の関心領域（ROI）を使用することによって、より同期した、正確な、および/または、完全なフロー情報が得られる。例えば、同一の構造内の異なるロケーションないし位置に由来するフローの平均化が行われるか（例えば、同一のフローの複数の測定値を取得するために質量体ないし塊の保存を使用する）、または、空間的に異なる1つまたは複数のロケーションに由来するフロー情報を使用して、そのロケーションにおけるフローが補正される。

10

【0008】

第1の態様においては、医学的な超音波診断におけるポリウム定量化方法が提供される。患者のポリウムを表すBモード超音波データおよびフロー超音波データが実質的に同時に取得される。少なくとも2つの関心領域がポリウム内で識別される。関心領域はフロー領域（例えばジェット、流路、フロー表面または血管腔）であり、識別はBモードデータおよび/またはフローデータに依存する。複数種のデータを識別の補完に使用することができる。フロー量は、少なくとも2つの関心領域に関するフロー超音波データに依存して計算される。

20

【0009】

第2の態様においては、コンピュータ読取り可能記憶媒体が、医学的な超音波診断におけるポリウム定量化のためにプログラミングされたプロセッサによって実行可能な命令を表すデータを記憶している。記憶媒体は、先ず1回目の心臓周期においてポリウムを表すBモードデータおよびフローデータを受信し、Bモードデータおよび/またはフローデータからポリウム関心領域を識別し、ポリウム関心領域からフロー構造をセグメント化し、フロー構造のフローデータからセグメント（例えば、近位部等流速表面）を計算し、セグメント（例えば、近位部等流速表面）に関してフローデータをリファインし、フローセグメントに関してリファインされたフローデータからフロー量もしくは1つまたは複数のパラメータを前述の1回目の心臓周期の間に計算する命令を含む。

30

【0010】

本発明は、添付の特許請求の範囲における請求項の記載によって規定されるが、発明の詳細な説明の記載はそれらの請求項に基づく限定として解釈すべきものではない。以下では、本発明の別の態様および利点を有利な実施形態に関連させて説明する。

【0011】

各構成要素および図面は必ずしも縮尺通りではなく、本発明の原理を説明するために強調されている。さらに各図面において、異なる図面でも対応する部分には図面全体を通じて同一の参照番号を付している。

40

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】ポリウム定量化方法の1つの実施形態のフローチャートを示す。

【図2】複数の関心領域を有する心臓の医学的な超音波診断画像の例を示す。

【図3】関心領域に関連付けられた、隣接する近位部等流速表面の抽出に関連付けられた医学的な超音波診断画像の例を示す。

【図4】Bモード情報およびカラードプラ情報の両方を基礎とするセグメント化された情報を有する医学的な診断画像の例を示す。

50

【図5】フロー量と時間との関係の一例を表すグラフを示す。

【図6】ポリウム定量化のためのシステムの一実施形態のブロック図を示す。

【0013】

図面の詳細な説明および現時点における有利な実施形態

自動化ツールはポリウムカラードブラデータから正確な定量化を実施する。種々の関心領域にわたり同時に取得される、リアルタイムポリウムBモードデータおよびカラードブラデータは正確度を高めることができる。リアルタイムのポリウムBモードデータおよびカラードブラデータによって、時間的に正確な幾何学および配向を識別することができる。解剖学的なランドマーク、例えば弁および流出路は自動化されたフローセグメント化によって識別される。続けてフローは補正され、種々の関心領域に関して定量化されたポリウムフローが得られる。スペクトルドブラデータを、色のアンチエイリアシングに使用することができる。フローデータを、そのフローデータのロケーション、幾何学および配向に基づき補正することができる。セグメント化された解剖学的構造に基づき、取得を適合化させ、イメージングも定量化も改善することができる。

10

【0014】

ポリウムフロー定量化は、リアルタイムでのBモードデータならびにフローデータの取得、および、補正またはその他の正確度改善措置を含む、複数のフロー関心領域を使用する定量化によって達成される。複数のフロー関心領域は空間的に別個のロケーション、配向、平面または表面でよい。定量化をリアルタイムでの監視および表示に関して実質的に同時に実施することができるか、事前に取得されたデータについて実施することができる。ただしこれは、データが取得されたとき、例えば、同一の心臓周期の間に、または取得が完了する1~2秒以内にデータが取得されたときに、そのデータから計算を行うために処理の遅延の原因となる。

20

【0015】

カラーフローに関して改善されたポリウム表現はスキャン時間を短縮し、カラーフローイメージングのためのワークフローを改善する。カラーフロー情報を使用する画像表面の自動化された識別によって自動化された計算、臨床マーカの識別、また正確な解剖学的な表現を支援することができる。

【0016】

図1は、医学的な超音波診断におけるポリウム定量化方法のフローチャートを示す。この方法は、図6のシステム10または別のシステムによって実施される。図1の各ステップを図示されている順序で実施してもよいし、それとは異なる順序で実施してもよい。付加的なステップまたは別のステップを実施してもよいし、図1に示したステップよりも少ないステップを実施することもできる。例えば、ステップ30, 32および38はその他のステップが実施されなくても実施される。別の例としては、ステップ42および44が実施されずにステップ40が実施される。もしくは、それとは逆に、ステップ40が実施されずに、ステップ42および44が実施される。以下において説明する図1の種々のステップを種々のやり方で実施することができる。少なくとも1つの実施例を以下において説明するが、他の実施形態も考えられる。

30

【0017】

ステップ30においては、Bモードデータおよび超音波フローデータが取得される。Bモードデータは輝度を表す。フローデータは速度、エネルギー(例えばパワー)および/または分散の推定値を表す。1つの実施形態においては、少なくとも速度とエネルギーが推定される。データはスキャンによって、またはメモリから取得される。データはスキャンまたは伝送によって受信される。1つの実施形態においては、データがリアルタイムのスキャン中に取得されるか、スキャンが行われた際に取得される。

40

【0018】

超音波データは患者のポリウムないし容積を表す。ポリウムはポリウム内の種々の平面またはスキャンラインの他の分布に沿ってスキャンされる。スキャンされるポリウムは対象物、例えば患者の内部である。ポリウムをスキャンすることによってポリウ

50

ームを表すデータ、例えば、対象物（例えば患者または心臓）における種々の複数の平面を表すデータが提供される。ボリュームを表すデータは対象物の空間サンプリングから形成される。空間的なサンプルは種々のロケーションに関して、ボリューム内の音響的なサンプリング格子内に分散している。音響的なサンプリング格子がサンプルの平面配置を含むところでは、対象物の空間サンプルは複数の平面またはスライスのサンプルを含む。

【0019】

1つまたは複数のスキャンラインに沿った空間サンプルが受信される。送信ビームが丁度1つの受信スキャンラインに照射されると、そのスキャンラインに沿った複数のサンプルが受信される。伝送ビームが複数のスキャンラインに照射されると、それらの複数のスキャンラインに沿った複数のサンプルが受信される。例えば、1つのブロードビームの送信に
10 応答して、少なくとも30本の別個の受信ラインに沿って受信ビームが形成される。種々の受信ビームに関してサンプルを生成するために平行な受信ビームが形成されるので、種々の受信ビームが同時にサンプリングされる。例えば、システムは平行な数十本または数百本の受信ビームを形成することができる。択一的に、要素から受信した信号が記憶され、逐次的に処理される。

【0020】

空間サンプルは1つの送信ビームに
20 応答して、複数の受信ラインに関して取得される。ブロードビームを伝送することによって、複数の薄いスライスに関する複数の空間サンプルを動的な受信集束（例えば遅延および/または位相調整および加算）によって形成することができる。択一的に、空間サンプルを形成するためにフーリエまたは他の処理を使用することができる。

【0021】

スキャンを複数回実施することができる。視野の種々の部分を連続的にスキャンするためにステップが繰り返される。択一的に、1回のスキャンの実施で全体の視野に関するデータを取得することもできる。

【0022】

完全なボリュームは異なる時点にスキャンされる。種々の時点におけるスキャンによりフローに関連付けられた空間サンプルが取得される。現在公知のあらゆるパルスシーケンスまたは将来開発されるパルスシーケンスを使用することができる。少なくとも2回（フローサンプルのカウント）の送信シーケンスは各スキャンラインに沿って行われる。あらゆるパルス繰り返し周波数（PRF）、アンサンプル/フローサンプルのカウント、またパルス繰り返し間隔（PRI）を使用することができる。前述のシーケンスの送信に対するエコー応答は所定の時点における速度、エネルギー（パワー）および/または分散の推定に使用される。一方の（1つまたは複数の）ラインに沿った送信を他方の（1つまたは複数の）ラインに沿った送信にインタリーブすることができる。インタリーブを用いて、またはインタリーブを用いることなく、種々の時間に行われた送信を使用して、所定の時間にわたる空間サンプルが取得される。種々のスキャンラインに基づく複数の推定値を逐次的に取得することができるが、ユーザの視点からすれば同時性を表すには十分な速さである。種々の時点についての推定値を取得するためにスキャンが複数回実施される。

【0023】

受信した空間サンプルをウォールフィルタリング/クラッタフィルタリングすることができる。クラッタフィルタリングは、所定の時点における動きを推定するためのパルスシーケンスにおける信号のフィルタリングである。所定の信号を、例えば、クラッタフィルタリングおよび推定についての移動窓に関連付けて、種々の時点を表す推定値について使用することができる。種々のフィルタ出力が種々の時点におけるロケーションに関する動きを推定するために使用される。

【0024】

フローデータは空間サンプルから生成される。あらゆるフローデータ、例えば速度、エネルギー（パワー）および/または分散を生成することができる。ドブラ処理、例えば自己相関を使用することができる。別の実施形態においては、時間的な相関を使用することが
50

できる。フローデータを推定するために別の処理を使用することもできる。カラードブラパラメータ値（例えば速度、エネルギー、または分散の値）が、種々の時点において取得された空間サンプルから推定される。レンジゲートに関するパワースペクトルが推定されるスペクトルドブラ画像から色が区別される。同一のロケーションに関する異なる時点の2つのサンプル間の周波数の変化は速度を表す。2つより多くの一連のサンプルをカラードブラパラメータ値の推定に使用することができる。受信した信号の種々のグルーピング、例えば、完全に別個のグルーピングまたは完全に独立したグルーピングまたは重畳するグルーピングについて推定が行われる。各グルーピングに関する推定値は所定の時点における空間的なロケーションを表す。フローデータの複数のフレームを取得し、種々の時点におけるボリュームを表すことができる。

10

【0025】

ボリューム内の空間的なロケーションに関して推定が行われる。例えば、異なる平面についての速度はスキャンに対するエコー応答から推定される。

【0026】

推定値を閾値処理により2値化することができる。閾値は速度に適用される。例えば、低速度閾値が適用される。閾値を下回る速度は除去されるか、別の値、例えば0にセットされる。別の例として、エネルギーが閾値を下回る場合、同一の空間的なロケーションに関する速度値が除去されるか、別の値、例えば0にセットされる。択一的に、2値化を実施せずに、推定された速度が使用される。

20

【0027】

Bモードデータも取得される。フローデータ推定に使用されたスキャンの内の1回が使用されるか、別のスキャンが実施される。エコーの強度が種々の空間的なロケーションに関して検出される。

【0028】

ボリュームに関しては、幾つかの空間的なロケーションがBモードデータによって表され、別のロケーションがフローデータによって表される。Bモードデータとフローデータの両方によって表されるロケーションを回避するために、2値化または他の処理が実施される。択一的に、1つまたは複数のロケーションがBモードデータおよびフローデータの両方についての値を有していてもよい。これらのタイプのデータは両方ともボリュームを表すが、異なるタイプのデータを別個に記憶および/または処理することができるか、ボリュームを表す1つのセットに組み合わせることができる。

30

【0029】

ブロードビームを送信し、複数のスキャンラインに沿って受信することによって、または、送信毎に比較的大きいサブボリュームについてのデータまたはボリューム全体のデータを取得することによって、スキャンがより高速に実施される。より高速なスキャンが実施されることによって、Bモードデータのリアルタイムでの取得およびカラードブラ推定が実現される。例えば、ボリュームは毎秒少なくとも10回スキャンされる。1つの実施形態においては、ボリュームレートは毎秒20、25または他のボリューム数である。各ボリュームスキャンはBモードデータおよびドブラデータの取得に関連付けられる。異なるタイプのデータがほぼ同時に取得される。実質的に、異なるタイプのデータに関して異なる送信処理および/または受信処理のインタリーブが実現される。例えば、心臓周期毎に10個以上のボリュームデータが取得され、各ボリュームは心臓周期の通常は同一の部分（例えば、相互の心臓周期の1/10以内）を表すBモードデータおよび速度データを含む。別の実施形態においては、Bモードデータに関する取得レートはカラーフローデータに関する取得レートよりも大きいか、小さい。

40

【0030】

ステップ32においては、ボリューム関心領域がデータから識別される。関心領域は組織関心領域またはフロー関心領域である。例えば、Bモードデータは弁または心臓壁のような組織構造を識別するために使用される。関心領域は、組織構造にわたり、または、組織構造に隣接して、または組織構造に関連するロケーションに位置している。例えば、弁

50

が位置している。ジェット領域を覆うための弁から離れた位置にあるフロー関心領域は弁の位置に基づき識別される。フロー領域にはジェット、流路、フロー表面または血管腔が含まれる。フローデータおよびBモードデータが実質的に同時に取得されるので、データは別個に記録されており、また一方のタイプのデータを他方のタイプのデータに関連付けられた領域の決定のために使用することができる。択一的に、ボリューム関心領域がBモード情報を含まないフローデータから識別され、例えば、ジェット領域、ジェットの配向または乱流が識別される。

【0031】

識別は手動、半自動または自動で行われる。ユーザは関心領域の位置、大きさおよび配向を求めることができる。プロセッサは、関心領域を求めるためにあらゆるアルゴリズム、例えば、知識ベースのモデル、テンプレートマッチング、勾配ベースのエッジ検出、勾配ベースのフロー検出、その他の現在公知の組織またはフローの検出方法、もしくは、将来開発される組織またはフローの検出方法を適用することができる。半自動化された識別に関しては、関心領域のロケーション、配向および大きさを求めるためにプロセッサによって使用される組織構造のロケーション、エッジポイントまたは他の情報をユーザが指定することができる。

10

【0032】

1つ以上のボリューム関心領域を識別することができる。複数の関心領域が同一のボリューム内で識別される。例えば、2つのフロー関心領域が識別される。フロー領域は、フローが一方の領域において正確であり、また他方の領域におけるフローのアンチエイリアシングに使用される領域でよい。フロー関心領域は、例えば同一の弁、室または他のフロー構造である質量体の保存に関連付けられる。1つの実施形態においては、弁についてのジェットに関連付けられた関心領域が識別され、また流出路に関連付けられた関心領域が識別される。一方の関心領域からの瞬間的なフローを、他方の関心領域におけるフローを補正するために使用することができる、これは前述の例の心腔のボリューム変化全体の計算を基礎とするが、本願はこれに制限されるものではない。例えば、図2はボリュームの3次元レンダリング内に位置する2つの関心領域を示す。上部中央の画像は心尖部四腔(A4C:apical four-chamber)像の平坦な再構成を示す。上部左の画像はA4C像の心尖部から下方を見た像である。上部右の画像はA4C像に実質的に直交する心尖部二腔(A2C:apical two-chamber)像である。3次元レンダリングに関して、約1/2のボリュームがマスクされるので、レンダリングは見ている方向に直交する前面としてのA4C平面を有するボリュームの半分のボリュームのレンダリングである。関心領域は左心室流出路(LVOT:Left Ventricle Outflow tract)および僧帽弁輪を識別する。他の構造に関連付けられたフロー領域を識別することができる。

20

30

【0033】

関心領域は空間的に別個のものである。関心領域の重畳に関して、または空間的に完全に別個の関心領域に関して、一方の関心領域における幾つかのロケーションは他方の関心領域内にはなく、また他方の関心領域の幾つかのロケーションは一方の関心領域内にはない。図2は、関心領域が完全に別個のものであること、もしくは全く重畳していないことを示している。

40

【0034】

別の実施形態においては、異なる関心領域が同一の組織構造またはフロー構造に関連付けられている。例えば、同一のジェットにおける2つの異なる領域が識別される。別の例として、種々の速度に関連付けられているが、同一のフロー領域に関連付けられている2つの異なる表面が識別される。さらに別の例においては、組織構造、例えば弁の向かい合う側における2つのフロー領域が識別される。関心領域は、種々のロケーションにおける同一のフローを複数回測定するために同一の流路内に存在していてもよい。付加的な測定、例えばPW測定のためのロケーションとして領域を使用し、フローの解剖学的構造に関して既知である領域の空間的なロケーションおよび配向をフロー推定の補正に使用することができる。位置は例えば湾曲した構造に沿った領域に乱流誘導領域の後方での測定を実

50

現する。曲率は時間と共に変化する可能性があり、種々の時点における測定によって、ある時点における測定が別の時点における測定よりも正確になるか、またはその逆になる可能性がある。

【0035】

関心領域はあらゆる所望の形状を有する。例えば、球状、立方体状、平面状、3次元表面または他の形状が使用される。1つの実施形態では、円錐形の形状が使用される。円錐形の形状の狭い部分は比較的狭いフロー領域、例えば心臓弁、心臓壁内の開口部または孔にある。円錐形の形状の比較的広い部分は、乱流によって生じる分岐流をより良好にカバーするために距離が置かれている。形状は指向性のものでよい。フローに基づいた関心領域の配向、例えばフローの方向によって、軸方向の速度を角度補正することができる。

10

【0036】

例えば、関心領域は一方のボリュームまたはタイムインスタンスにおいて識別される。1つのシーケンスにおける他方のボリュームに関しては、領域を独立して識別することができるか、先行するロケーションに基づき（例えば領域のトラッキングに基づき）識別することができる。

【0037】

ステップ34においては、1つまたは複数の関心領域におけるフロー情報および解剖学的情報がセグメント化される。フローが定量化されているところでは、セグメント化によって組織から情報を取り出すことができる。フロー構造は関心領域のボリュームからセグメント化されている。各関心領域において、解剖学的情報およびフロー構造、例えば流路、Bモード壁、弁、ジェットおよびフロー輪郭がセグメント化される。

20

【0038】

セグメント化は手動、半自動または自動で行われる。ユーザはフローおよび/または組織のロケーションを手動で指示することができる。プロセッサは、あらゆるアルゴリズム、例えば、知識ベースのモデル、テンプレートマッチング、勾配ベースのエッジ検出、勾配ベースのフロー検出、その他の現在公知の組織またはフローの検出方法、もしくは、将来開発される組織またはフローの検出方法をセグメントに適用することができる。例えば、Bモード画像およびカラードプラ画像との組み合わせにおいて十分なフローが存在するか否かを求めるために2値化処理が使用される。Bモード、速度、エネルギーおよび/または他の情報が2値化処理される。大きいBモードまたは低速度および/または低エネルギーを有するロケーションが組織として表される。小さいBモードまたは十分な速度および/または十分なエネルギーを有するロケーションがフローとして表される。1つの実施形態においては、関心領域に関するデータがローパスフィルタリングされる。フィルタリングされたBモードデータの勾配が組織境界線を求めるために使用される。境界線によって組織とフロー構造が分けられる。関心領域のフローをより良好に隔離するためのフローデータの勾配などの他のエッジ検出を使用することができる。両者の組み合わせを使用することもできる。

30

【0039】

1つの実施形態においては、ステップ34のセグメント化によって、関心領域のフロー部分のサブセットから特定のフロー構造が求められる。例えば、近位部等流速表面（PISA: proximal iso-velocity surface area）のロケーションが、フロー構造のフローデータから計算される。図2は、1つの関心領域に関するPISAの例示的なセグメント化を示す。PISAは3次元の等流速輪郭である。輪郭はフロー領域にわたる同一速度または類似する速度を有する表面である。表面を空間フィルタリングすることができる。図2におけるPISA表面は僧帽弁閉鎖不全症の患者のものである。PISAを表示することができるか、表示せずに使用することができる。

40

【0040】

あらゆる速度を使用することができ、また、同一のジェットにおける複数の速度を使用して1つ以上の表面を求めることができる。別の実施形態においては、1つ以上の弁および空間的に別個のロケーションにおいて、そのような複数の表面を同時に使用することが

50

できる。セグメント化を複数の折り返し速度について実施することができる。1回以上のセグメント化を使用することによって、複数のフロー関心領域が同一の関心領域または異なる比較的大きい関心領域におけるPISAとして識別される。複数回の自動化された測定の前平均としてなされた全体のEROA計算などの量またはパラメータのより正確な評価を求めるために複数のフロー領域を使用することができる。

【0041】

セグメント化に先行して速度データをローパスフィルタリングすることができる。深さを持つ表面を求めるために速度範囲を使用することができる。

【0042】

ステップ36においては、セグメント化されたフロー関心領域および/またはボリューム関心領域に関連付けられた超音波フローデータを補正することができる。補正にはデータの変更および/または検証を含み、検証されない場合には再取得による補正が行われる。補正は量の計算に先行して行われる。図示されている順序では、補正がセグメント化の後に実施される。別の実施形態においては、ステップ32の識別に先行して補正が実施されるか、識別後ではあるがステップ34のセグメント化に先行して補正が実施される。さらに別の実施形態においては、量の計算に先行して補正が実施されるのではなく、補正がステップ38において求められた量について実施されるか、または、量の計算に先行して補正を実施し、さらにステップ38において求められた量について補正が実施される。

10

【0043】

速度データをアンチエイリアシングによってリファインすることができる。あらゆるアンチエイリアシングアプローチを使用することができる。例えば、CW測定またはPW測定が最大速度を求めるために実施される。ゲートロケーションは手動で、または自動的に配置される。自動的な配置の場合、ゲートはセグメント化されたフローにおける最大速度のロケーションに配置される。速度スケールの最大値に近いが、PW最大速度またはCW最大速度よりも低い、大きい勾配に関連付けられた速度に対してアンチエイリアシングを実施することができる。

20

【0044】

速度データを角度補正によってリファインすることができる。関心領域の位置および/またはセグメント化されたフローデータはフロー方向を表すことができる。スキャンラインと実際のフロー方向とが成す角度を考慮して、軸方向の速度を増大することができる。

30

【0045】

フローデータをテンプレートまたは閾値と比較することができる。例えば、平均速度が求められる。偏差が著しい場合には、関心領域のフローをより良好に分離することを試みるために、関心領域を再配置することができる。択一的に、先行の時点においてボリューム(例えば直近のボリュームまたは心臓周期の同一のフェーズに由来するボリューム)から求められた領域を代替領域として使用することができる。

【0046】

1つの実施形態においては、補正が複数回実施される。例えば、近位部等流速表面に関するフローデータがリファインされる。速度データがボクセル毎、またはボクセルベースのグループにおけるフローの兆候の急激な変化またはフローの欠如を示す場合には、速度推定値に対してアンチエイリアシングが実施され、またボリューム関心領域内で角度補正が実施される。近位部等流速表面または横断面のフローに関するモデルをボクセル毎の相関における支援に使用することができる。速度推定は、あらゆる横断面またはPISAに関するフローのPW推定およびフローの複数の推定に基づき補正される。アンチエイリアシング、角度補正、レイノルズ数の計算、速度補間、および/または、レイノルズ数に関して推定された予想プロフィールに基づく補正を使用することができる。例えば、レイノルズ数は不十分な乱流または過度に大きい乱流を示すことができる。レイノルズ数はフロー領域(例えば直径)、フロー速度、血液粘度および血液密度から求められる。計算に使用すべきモデルを選択するためにレイノルズ数を使用することができる。

40

【0047】

50

別の実施形態においては、近位部等流速表面が、複数のセッティングに関してそのような表面を求めることによってリファインされる。表面を規定するための速度が十分に低いところでは、フロー領域は欠落しており、また表面は廃棄されている。その他の表面に関しては、平均領域を使用することができる。平均領域は同一のフロー構造に関して類似するものでよいが、速度は異なる。平均領域を使用することによって、有効逆流弁口面積 (EROA:effective regurgitant orifice area) のよりロバストな推定値を取得することができる。

【0048】

別の実施形態においては、フローパラメータのボリューム積分が関心領域の解剖学的に関連する期間 (例えば心臓周期) 内に計算される。関心領域の解剖学的に関連する期間として心臓周期、呼吸周期、流入周期、流出周期または他の期間が考えられる。

10

【0049】

別の実施形態においては、フロー統計量、例えば平均値または最大値または分散値、空間的な勾配および時間的な勾配が、ボリュームまたは等値表面領域、例えば同一の速度または同一のエネルギーから、解剖学的に関連する関心領域の期間 (例えば心臓周期) 内に計算される。

【0050】

ステップ38においては量が計算される。量はフロー量、組織量または他のタイプの値、例えばEROAである。量は超音波フローデータ、Bモードデータ、スペクトルドブラデータ (CWまたはPW)、他のタイプのデータまたはそれらの組み合わせである。

20

【0051】

量は所定の時間にわたり、例えばボリュームに関連付けられて求められる。時間は心臓周期における任意の時点または心臓周期における特定の時点 (例えば心拡張期または心収縮期におけるボリューム) でよい。同一の量を複数回、例えば異なる心臓周期または同一の心臓周期における異なる時点に計算することができる。結果は別個に記憶されるか、組み合わせられるか (例えば平均化されるか)、フィルタリングされるか、もしくは処理される。別の実施形態においては、量が異なる時点におけるデータから計算される。例えば異なる2つの時点における2つのボリュームの差が求められる。量を1つまたは複数の心臓周期にわたり計算することができる。

【0052】

リアルタイムの実施形態では、ステップ30の取得が行われたときに、複数の量のうちの少なくとも1つが心臓周期の間に計算される。ボリュームを取得した後の完全な心臓周期が生じる前に、量が計算される。計算は心臓周期の間に行われる。多かれ少なかれ遅延が生じる可能性がある。計算は、心臓周期内でなくとも、ボリュームの取得中に実施される。計算はオンゴーイングでの診断検査またはスキャンセッションの一部である。別の実施形態においては、計算が異なる時間、異なる日またはその他の時間中、例えば検査またはスキャンセッション後のレビューセッション中に取得されたデータについて実施される。

30

【0053】

量は1つまたは複数の関心領域から計算される。同一の量または異なる量を各関心領域に関して計算することができる。複数の計算は独立するものでよく、例えば、一方の関心領域に関するデータおよび/または量は使用されないか、他方の関心領域に関する量の計算に係数が使用される。

40

【0054】

1つの実施形態では、異なる関心領域に由来する量が関連付けられる。量は1つまたは複数の関心領域に関する情報から求められる。量はデータの組み合わせ、量の組み合わせ、または、1つ以上の関心領域から導出されたその他の情報に依存する。

【0055】

フロー量に関しては、質量体が保存され続けていることに基づき、複数の関心領域を組み合わせ使用することができる。フローは流路、例えば管または心室に沿ったものでよ

50

い。関心領域を種々のロケーションに配置することによって、それらのロケーション間のフローの関係性を求めることができる。同一の量を異なるロケーションにおいて計算することができ、また量が同一であるべきところでは平均化される。これによって1つの領域を使用する場合に比べてよりロバストで正確な推定を実施することができる。1つの例では、関心領域がジェット内の複数の横断面または表面（例えば同一のジェットまたは流出における異なるPISAに対応する複数の領域）に位置する。別の例では、複数の領域が変化領域によって隔てられる2つのロケーションに存在する。例えば、領域は、一方の領域は弁に位置し、他方の領域は流路に位置するか、管における湾曲部の向かい合う側に位置するか、管に沿った異なるロケーションに存在するか、心室内のロケーションに存在する。

10

【0056】

2つの別個のロケーション（例えばLVOTおよび僧帽弁閉鎖不全症（MR））において同時に生じるフローに関する質量体の保存を用いて、平均化だけではなく補正も使用することができる。収縮中の心室の正味のボリュームの変化はLVOTとMRとの間でフローを隔てる。フローは2つの別個のロケーションにおいて同時に補正される。2つの領域間の角度は時間と共に変化するので、相対的な関心領域の配向およびスキャンライン方向の変化に基づいた1つの関心領域のデータについてフローの角度補正を実施することができる。

【0057】

質量体の保存をあらゆる任意の表面、例えば解剖学的な構造または、ちょうど1つのフロー構造（PISA）に沿ったフローに関して使用することができる。ROI（フロー構造であるPISA）およびLVOT（解剖学的な構造）を使用するフローの推定の組み合わせを瞬時的なフロー推定および補正に使用することができる。

20

【0058】

瞬時的なフロー推定をフロー構造（PISA）について実施することができ、また別個の下流フローROI、例えばジェットにおけるフローを補正/推定するために使用することができる。

【0059】

量はPW推定値でよい。関心領域を管分岐部または他の枝に配置することによって、フローの配向をPW推定値の角度補正に関してトラッキングないし追跡することができる。主枝におけるフローを複数の分岐部におけるフローの合計から求めることができる。

30

【0060】

あらゆる量、例えば最大速度、最低速度、平均速度、領域、ボリュームまたは他の値を計算することができる。1つの実施形態においては、近位部等流速表面が計算される。ステップ36から出力された、補正されたフローデータはPISAを求めるために使用される。PISAに関連する最大値、最小値、平均値、領域、周囲長、速度領域積分または他の値が求められる。これらの量は関心領域の解剖学的な構造またはフロー構造におけるあらゆる横断面におけるフローを表す。速度面を時間にわたり積分することができる。1つの実施形態においては、3次元のフローが、有効逆流弁口面積（EROA）として定量化される。EROAは、速度のエイリアシングによって乗算され、かつ、ピーク速度によって除算されたPISAの表面面積である。ピーク速度をドブラ推定から、またはCW分析もしくはPW分析（スペクトルドブラ）から求めることができる。

40

【0061】

量に関連するPISAを異なる関心領域において、例えば同一のフロー構造に関する異なるエイリアシング速度において計算することができる。PISA表面は速度によって規定される。異なる速度に関する異なるPISAを求めることによって、異なる速度横断面の関心領域が使用される。複数の領域に由来する結果を平均化することができる。

【0062】

結果を画像と共に表示することができる。例えば、図4は、3次元のBモードデータおよびカラードブラデータを基礎とするセグメント化を示す。縮流（vena contracta）の口

50

ケーションおよび配向が弁癒合線の下方に示されている。縮流の面積および周囲長がボリュームレンダリングされた画像内に示されている。フローに関連するパラメータが計算され、フローの解剖学的構造（例えば、この場合には縮流横断面）のロケーションおよび配向が視覚化されて表示される。

【0063】

ステップ40では、ステップ30の取得が繰り返される。一連のボリューム、例えば1回または複数回の心臓周期にわたるボリュームが取得される。ステップ38の量の計算は、量を求めるために異なる時間に由来するデータを使用することができる。1つの実施形態においては、心臓周期または心臓周期の一部にわたるフローを表す時間的なフローパラメータが計算される。時間的なフローパラメータは、シーケンス全体にわたる関心領域に関するフローデータに依存して計算される。時間的なフローパラメータの例には、ストークボリューム、逆流ボリュームまたは時間系列のフローレートが含まれる。

10

【0064】

ステップ42では、ステップ30の取得およびステップ38の計算が繰り返される。例えば、同一の心臓周期において複数回ステップが繰り返される。一連のボリュームが取得される。同一の量が周期の一部にわたり、もしくは周期全体にわたり、異なる時点に関して、例えば各ボリュームに関して計算される。

【0065】

複数の関心領域は同一の位置にあるものとみなすことができる。択一的に、ステップ32, 34および36を同様に繰り返すこともできる。別の代替的な実施形態においては、ステップ44においてトラッキングが実施される。1つまたは複数の関心領域がシーケンスにわたりトラッキングされる。他のボリュームにおける関心領域に関する最適なロケーションおよび配向を求めるために、同様の計算を使用することができる。相関、差分絶対値最小和、または、類似する計算が実施される。Bモードデータがトラッキングに使用される。択一的には、フローデータが使用される。Bモードもフローデータも使用することができ、例えば両方を用いてトラッキングが実施され、ロケーションが平均化される。トラッキングされた関心領域から各ボリュームに関して量が計算される。

20

【0066】

ステップ46においては、量が画像を用いて、もしくは画像を用いずに表示される。量は値、数、グラフ、色変調またはテキストとして表示される。一連の画像が表示されると、所定のボリュームまたはデータに関連付けられた量が表示される。図4に示されているように、ボリュームおよび/または心臓周期に関連付けられた1つまたは複数の量が関心領域の指示と共に表示される。図3に示されているように、各ボリュームに関連付けられたPISAを付加的または択一的に表示することができる。

30

【0067】

1つの実施形態においては、フロー量のグラフを出力することができる。グラフは、例えば1つまたは複数の心臓周期にわたる時間に依存する量を示したものである。グラフは取得のステップを実施している間、例えば同一の心臓周期またはイメージングセッションの間に表示される。図5はグラフの例を示す。僧帽弁逆流ジェットにわたる3次元ROIに基づいた3次元カラーブラデータから計算されたフローの結果が図5に示されている。瞬時的なフローが各フレームまたは各ボリュームに関して計算され、また瞬時的なフロー測定を加算することによりジェットにおける正味のフローが提供される。流路または解剖学的構造の幾何学的な推測は必要とされない、または、その計算において使用されない。質量体の保存の原理に基づいたフローのロバストな推定値を取得するために種々のROIを使用することができる。

40

【0068】

他のステップを設けることもできる。例えば、量に基づきスキャン条件を適応させることができる。PWスケール、カラースケールまたはカラー取得パラメータを量に基づき適応させることができる。例えば、PISAは平坦でよいか、エイリアシングに起因して異常がある可能性がある。PISAが平坦であるか、特定のパターンの1つまたは複数の量

50

と関連付けられている場合には、速度スケールを調整することができる。ドブラウインドウ、スケール、パラメータ（例えばウォールフィルタタイプ）、閾値（例えばウォールフィルタ閾値）およびパルス繰り返し周波数（PRF）が相互作用的にまたは自動的に適合され、関心領域の解剖学的構造（またはフロー構造）に関する取得が最適化される。適合化によって推定値のより大きい値または最大値を得ることができるか、正確度を改善することができる。

【0069】

図6は、医学的な超音波診断におけるボリューム定量化のためのシステム10の一実施形態を示す。システム10は、送信ビームフォーマ12と、トランスデューサ14と、受信ビームフォーマ16と、メモリ18と、フィルタ20と、Bモード検出器およびフロー推定器22と、メモリ28と、プロセッサ24と、ディスプレイ27とを有する。付加的なコンポーネントまたは別のコンポーネントを設けることができる。もしくはコンポーネントの数を減らすこともできる。例えば、システムはBモード検出器およびフロー推定器22とプロセッサ24とを有し、フロントエンドコンポーネント、例えば送信ビームフォーマ12および受信ビームフォーマ16を省略することができる。1つの実施形態において、システム10は医学的な超音波診断システムである。別の実施形態においては、システム10がコンピュータまたはワークステーションである。さらに別の実施形態においては、Bモード検出器およびフロー推定器22が医学的な超音波診断システムまたは他の医学的なイメージングシステムの一部であり、プロセッサ24が別個のワークステーションまたは遠隔システムの一部である。

10

20

【0070】

トランスデューサ14は複数の素子のアレイである。それらの素子は圧電性または容量性のダイヤフラム素子である。アレイは1次元アレイ、2次元アレイ、1.5Dアレイ、1.25Dアレイ、1.75Dアレイ、環状アレイ、多次元アレイ、ウォブラーアレイ、それらのアレイの組み合わせ、その他の現在公知のアレイまたは将来開発されるアレイとして構成されている。トランスデューサ素子は音響的なエネルギーと電気的なエネルギーの変換を行う。トランスデューサ4は送受信スイッチを介して送信ビームフォーマ12および受信ビームフォーマ16と接続されているが、別の実施形態では別個の接続形態を使用することができる。

【0071】

送信ビームフォーマ12および受信ビームフォーマ16はトランスデューサ14を用いるスキニングのためのビームフォーマである。送信ビームフォーマ12はトランスデューサ14を使用して1つまたは複数のビームを送信し、領域をスキャンする。Vector^(R)、セクタ、リニア、または別のスキャンフォーマットを使用することができる。1つの実施形態においては、送信ビームフォーマ12が少なくとも30本の別個の受信ラインをカバーするには十分な大きさのビームを送信し、受信ビームフォーマ16が送信されたビームに应答して、それらの別個の受信ラインに沿ってビームを受信する。ブロードビームの送信および数十本または数百本の受信ラインに沿った平行な受信ビーム形成を使用することによって、複数のスライスまたはボリュームのリアルタイムスキャンが実現される。受信ラインおよび/または送信ビームはボリューム内に分散しており、例えば1回の送信について受信ラインは少なくとも2つの異なる平面内にある。受信ビームフォーマ16は受信ビームを異なる深さでサンプリングする。異なる時点において同一のロケーションをサンプリングすることによって、フロー推定のためのシーケンスが取得される。

30

40

【0072】

1つの実施形態においては、送信ビームフォーマ12はプロセッサ、遅延器、フィルタ、波形生成器、メモリ、位相回転器、デジタル・アナログ変換器、増幅器、それらの組み合わせ、その他の現在公知のあらゆる送信ビームフォーマコンポーネントまたは将来開発されるあらゆる送信ビームフォーマコンポーネントである。1つの実施形態においては、送信ビームフォーマ12が複数のエンベロープサンプルをデジタルで生成する。フィルタリング、遅延、位相回転、デジタル・アナログ変換および増幅を使用することによ

50

って、所望の送信波形が生成される。他の波形発生器、例えばスイッチングパルスまたは波形メモリを使用することができる。

【0073】

送信ビームフォーマ12は、トランスデューサ14における送信開口の各素子についての送信波形の電気信号を形成するための複数のチャンネルとして構成されている。波形は単極性、双極性、段階状、正弦状、所望の中心周波数の別の波形、または、1周期、周期の倍数もしくは周期の分数倍の周波数帯域の別の波形である。波形は音響的なエネルギーに焦点を合わせるために相対的な遅延および/または位相調整および振幅を有する。送信ビームフォーマ12は、開口(例えばアクティブな素子の数)、複数のチャンネルにわたるアポダイゼーションプロファイル(例えば質量体のタイプまたは中心)、複数のチャンネルにわたる遅延プロファイル、複数のチャンネルにわたる位相プロファイル、中心周波数、周波数帯域、波形形状、周期数およびそれらの組み合わせを変更するためのコントローラを有する。送信ビームの焦点はそれらのビーム形成パラメータに基づき形成される。

10

【0074】

受信ビームフォーマ16は前置増幅器、フィルタ、位相回転器、遅延器、加算器、ベースバンドフィルタ、プロセッサ、パッファ、メモリ、それらの組み合わせ、その他の現在公知のあらゆる受信ビームフォーマコンポーネントまたは将来開発されるあらゆる受信ビームフォーマコンポーネントである。受信ビームフォーマ16は、トランスデューサ14に衝突するエコーまたは音響的なエネルギーを表す電気的な信号を受信するための複数のチャンネルに構成されている。トランスデューサ14内の受信開口の各素子からのチャンネルは増幅器および/または遅延器に接続されている。アナログ・デジタル変換器は増幅されたエコー信号をデジタル化する。受信したデジタルデータの無線周波数はベースバンド周波数に復調される。あらゆる受信遅延、例えば動的な受信遅延および/または位相回転が増幅器および/または遅延器によって適用される。デジタル加算器またはアナログ加算器は受信開口の種々のチャンネルからのデータを結合し、1つまたは複数の受信ビームを形成する。加算器は単一の加算器であるか、カスケード化された加算器である。1つの実施形態においては、ビーム形成加算器が、形成されたビームに関して位相情報が維持されるように、同相および直角位相のチャンネルデータを複雑なやり方で加算するよう動作する。択一的に、ビーム形成加算器は位相情報を維持することなく振幅データまたは強度データを加算する。

20

30

【0075】

受信ビームフォーマ16は送信ビームに応答して受信ビームを形成するよう動作する。例えば、受信ビームフォーマ16は、各送信ビームに応答して、1つ、2つまたはそれ以上(例えば30, 40または50)の受信ビームを受信する。受信ビームは共線であるか、オフセットを有して平行であるか、対応する送信ビームとは非平行である。受信ビームフォーマ16は、スキャンされた領域の種々の空間ロケーションを表す空間サンプルを出力する。チャンネルデータがビーム形成されるか、もしくはスキャンライン11に沿った空間ロケーションを表すために結合されると、データはチャンネル領域からイメージデータ領域に変換される。平行な受信ビーム形成のために位相回転、遅延および/または加算を繰り返すことができる。平行な受信ビームフォーマのうちの1つまたは複数はチャンネルの一部を共有することができ、例えば初期増幅を共有することができる。

40

【0076】

組織運動または流体速度のような運動をイメージングするために、実質的に同一の空間ロケーションに関して、複数回の送信および対応する受信が行われる。異なる受信イベント間の位相変化は組織または流体の速度を表す。速度サンプルグループは、複数のスキャンライン11の各々についての複数回の送信に対応する。実質的に同一の空間ロケーション、例えばスキャンライン11が速度サンプルグループ内でスキャンされる回数が速度サンプルカウントである。種々のスキャンライン11、種々の速度サンプルグループまたは種々のイメージングタイプに関する送信をインターリーブすることができる。速度サンプルカウント内の実質的に同一のスキャンライン11に対する送信間の時間はパルス繰り返し

50

間隔 (P R I) またはパルス繰り返し周波数 (P R F) である。ここではパルス繰り返し間隔が使用されるが、パルス繰り返し周波数が排除されるものではない。

【 0 0 7 7 】

メモリ 1 8 はビデオランダムアクセスメモリ (V R A M)、ランダムアクセスメモリ (R A M)、リムーバブルメディア (例えばディスクまたはコンパクトディスク)、ハードディスクドライブ、データベース、コーナータニングメモリ (corner turning memory)、または、データもしくはビデオ情報を記憶するための他のメモリ装置である。1つの実施形態において、メモリ 1 8 は動きパラメータ推定パスのコーナータニングメモリである。メモリ 1 8 は、実質的に同一のスキャンラインに沿った複数回の送信に応答する信号を記憶するよう動作する。メモリ 2 2 は、音響格子、直交座標格子、音響格子と直交座標格子の両方、または、3次元格子におけるボリュームを表す超音波データを記憶するよう動作する。

10

【 0 0 7 8 】

フィルタ 2 0 はクラッタフィルタ (例えばウォールフィルタ)、有限インパルス応答 (F I R) フィルタ、無限インパルス応答 (I I R) フィルタ、アナログフィルタ、デジタルフィルタ、それらの組み合わせ、その他の現在公知のあらゆるフィルタ、または、将来開発されるあらゆるフィルタである。1つの実施形態においては、フィルタ 2 0 は、信号をベースバンドにシフトさせるミキサと、ベースバンドからは離れた周波数の情報を除去するか最小にするためのプログラミング可能なローパスフィルタ応答とを有する。別の実施形態においては、フィルタ 2 0 はローパスフィルタまたはハイパスフィルタまたはバンドパスフィルタである。フィルタ 2 0 は流体とは対照的に比較的緩慢に移動する組織からの速度情報を識別するか、流体からの速度情報を維持しながら組織からのデータの影響を低減する。フィルタ 2 0 はセット応答を有するか、信号フィードバックまたは他の適応処理に依存して動作を変更するようにプログラミング可能である。さらに別の実施形態においては、メモリ 1 8 および / またはフィルタ 2 0 はフロー推定器 2 2 の一部である。

20

【 0 0 7 9 】

Bモード検出器およびフロー推定器 2 2 は、フローデータを推定するためのドブラプロセスまたは相互相関プロセスと、輝度を求めるためのBモード検出器とを有する。別の実施形態においては、あらゆる入力データまたは種々の入力データから速度、エネルギーおよび / または分散を推定するための現在公知のあらゆる装置または将来開発されるあらゆる装置を設けることができる。フロー推定器 2 2 は、異なる時点における実質的に同一のロケーションに関連付けられた複数の信号を受信し、同一のロケーションからの連続的な信号間の位相の変化または平均的な変化に基づき、ドブラシフト周波数を推定する。ドブラシフト周波数から速度が計算される。択一的に、ドブラシフト周波数が速度として使用される。エネルギーおよび分散も計算することができる。

30

【 0 0 8 0 】

フローデータ (例えば速度、エネルギーまたは分散) は、ビーム形成されたスキャンサンプルから、スキャンボリューム内の空間ロケーションに関して推定される。例えば、フローデータはボリューム内の複数の異なる平面を表す。

【 0 0 8 1 】

フロー推定器 2 2 は十分な動き情報を識別するために1つまたは複数の閾値を使用することができる。例えば、速度を識別するための速度および / またはエネルギーの2値化が使用される。別の実施形態においては、別個のプロセッサまたはフィルタが閾値を使用する。Bモード検出器およびフロー推定器 2 2 はボリュームに関するBモードデータおよびフローデータを出力する。

40

【 0 0 8 2 】

メモリ 2 8 はビデオランダムアクセスメモリ (V R A M)、ランダムアクセスメモリ (R A M)、リムーバブルメディア (例えばディスクまたはコンパクトディスク)、ハードディスクドライブ、データベース、または、Bモードデータおよびフローデータを記憶するための他のメモリ装置である。記憶されたデータはポーラフォーマット (polar format) ま

50

たは直交座標フォーマットで表される。メモリ 28 は、種々のフィルタリング、レンダリングパス、計算または図 1 について説明した他のステップのためにプロセッサ 24 によって使用される。

プロセッサ 24 はデータを付加的に再フォーマットすることができる。例えば、ボリュームを表すデータが規則的な間隔の直交座標 3 次元格子に補間される。

【0083】

ディスプレイ 27 は、CRT、LCD、プラズマディスプレイ、プロジェクタ、モニター、プリンタ、タッチスクリーン、その他の現在公知のディスプレイ装置、または、将来開発されるディスプレイ装置である。ディスプレイ 27 は RGB 値または他の色値を受信し、画像を出力する。画像はグレースケール画像またはカラー画像でよい。画像は、ビームフォーマットおよびトランスデューサ 14 によってスキャンされた患者の領域を表す。

10

【0084】

プロセッサ 24 は、デジタルシグナルプロセッサ、汎用プロセッサ、特定用途向け集積回路 (ASIC)、フィールドプログラマブルゲートアレイ (FPGA)、制御プロセッサ、デジタル回路、アナログ回路、グラフィック処理ユニット、それらの組み合わせ、または、計算、アルゴリズム、プログラミングまたは他の機能を実施するその他の現在公知の装置もしくは将来開発される装置である。プロセッサ 24 は、メモリ 18、28 または別のメモリに記憶されている、医学的な超音波診断における適応的ボリュームレンダリングのための命令にしたがって動作するか、

プロセッサ 24 は B モード検出器およびフロー推定器 22、メモリ 28 および / または他のソースから B モードデータおよびフローデータを受信する。1つの実施形態においては、プロセッサ 24 は、データを処理することによって、および / または、システム 10 の他のコンポーネントの動作を制御することによって、本明細書において説明したアルゴリズム、動作、ステップ、機能、方法または処理のうちの 1 つまたは複数を実施する。アルゴリズムの種々の態様を実現するために付加的なプロセッサまたは複数のプロセッサを使用することができる。

20

【0085】

プロセッサ 24 は 1 つまたは複数の量を計算し、視野角からのボリュームを表す 2 次元画像としての画像を生成する。画像は B モードデータおよびフローデータからレンダリングされる。レンダリングはレンダリングパラメータを使用して実施される。レンダリングパラメータのうちの 1 つまたは複数が適応値を有していてもよい。例えば、値はロケーションが異なれば異なる値を有する。レンダリングのためのビームラインに沿って、不透明度および / またはフェードがそのビームラインに沿った B モードデータおよびフローデータに依存して異なる値を有していてもよい。

30

【0086】

処理、方法および / または上述の技術を実行するための命令は、コンピュータ読取り可能記憶媒体またはメモリ上に提供されている。そのようなコンピュータ読取り可能記憶媒体またはメモリとして、例えば、キャッシュ、バッファ、RAM、リムーバルメディア、ハードディスクドライブまたは他のコンピュータ読取り可能記憶媒体である。1つの実施形態において、命令はボリューム定量化のためのものである。コンピュータ読取り可能記憶媒体は、種々のタイプの揮発性記憶媒体および不揮発性記憶媒体を含む。図面または本明細書において説明した機能、ステップまたはタスクは、コンピュータ読取り可能記憶媒体に記憶されている 1 つまたは複数の命令のセットに回答して実行される。機能、ステップまたはタスクは特定のタイプの命令のセット、記憶媒体、プロセッサまたは処理ストラテジに依存せず、またソフトウェア、ハードウェア、集積回路、ファームウェア、マイクロコードなどによって、単独で、もしくは組み合わせて実行されるようにしてもよい。同様に、処理ストラテジは、マルチプロセッシング、マルチタスク処理、並列処理などを含んでいてもよい。1つの実施形態においては、命令がローカルシステムまたはリモートシステムによる読み出しのために、リムーバルメディア装置に記憶されている。別の実施形態においては、命令が、コンピュータネットワークまたは電話回線を介して伝送するために

40

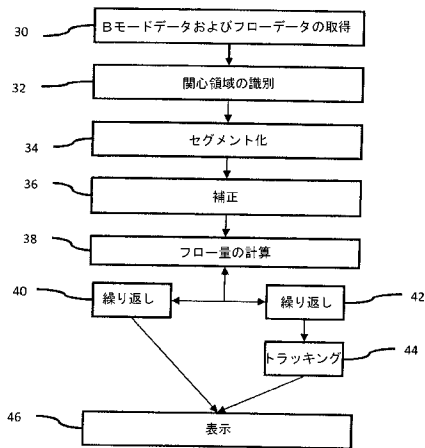
50

、遠隔地に記憶されている。さらに別の実施形態においては、命令が所定のコンピュータ、CPU、GPUまたはシステムに記憶されている。

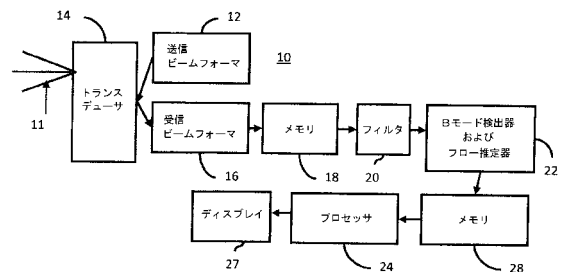
【0087】

上記においては、本発明を種々の実施形態に基づいて説明したが、本発明はその範囲から逸脱することなく種々の変更および修正を加えることが可能であるものと理解されるべきである。したがって上記における発明の詳細な説明は制限を意図したものではなく、説明を意図したものであり、本発明の精神および範囲は、全ての同等のものを含む添付の特許請求の範囲に記載されたものにより規定されると理解されるべきである。

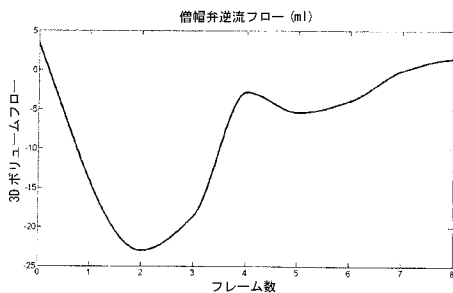
【図1】



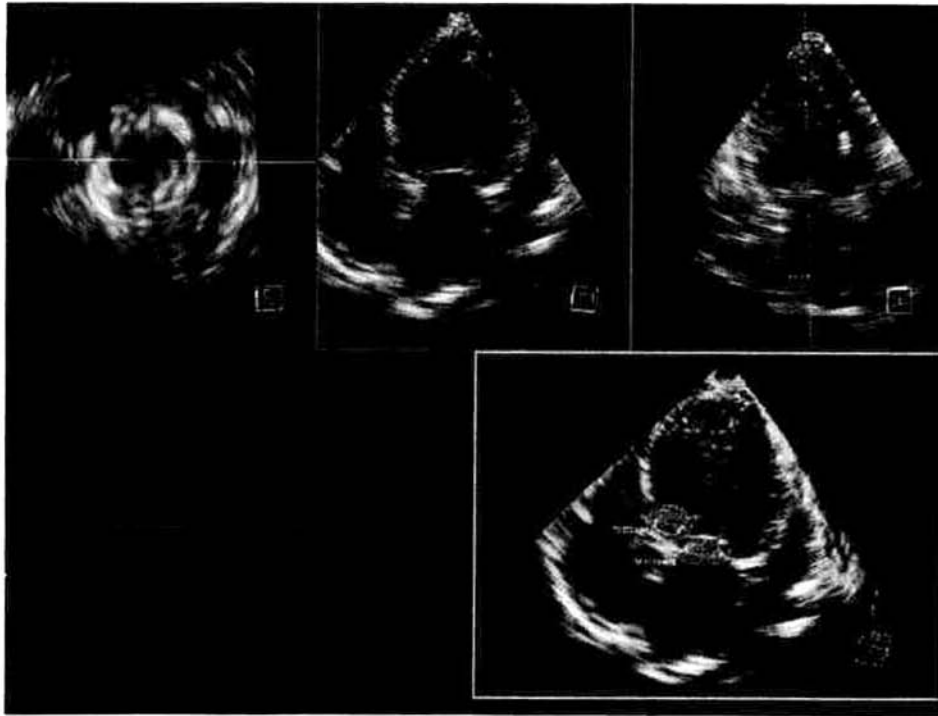
【図6】



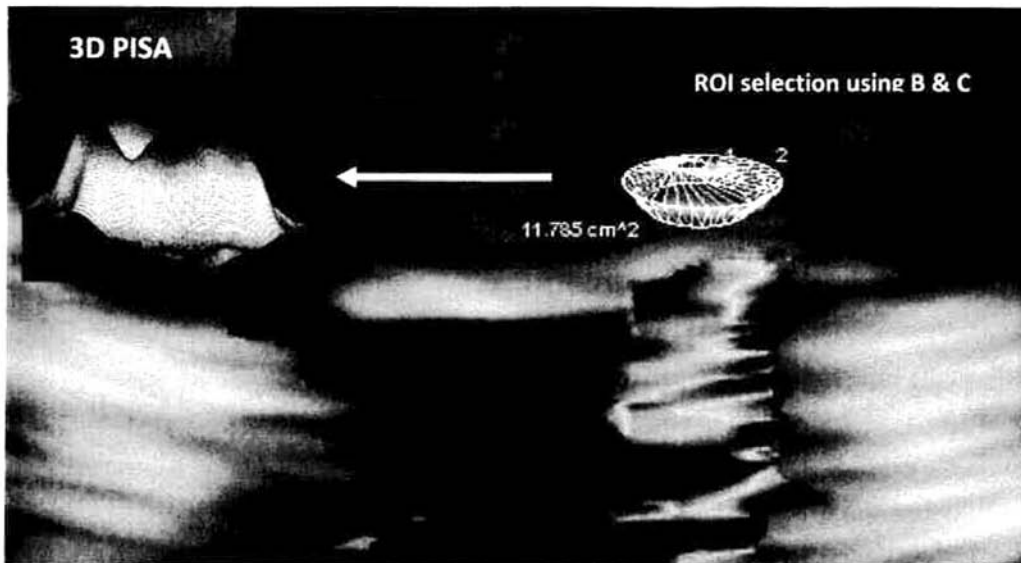
【図5】



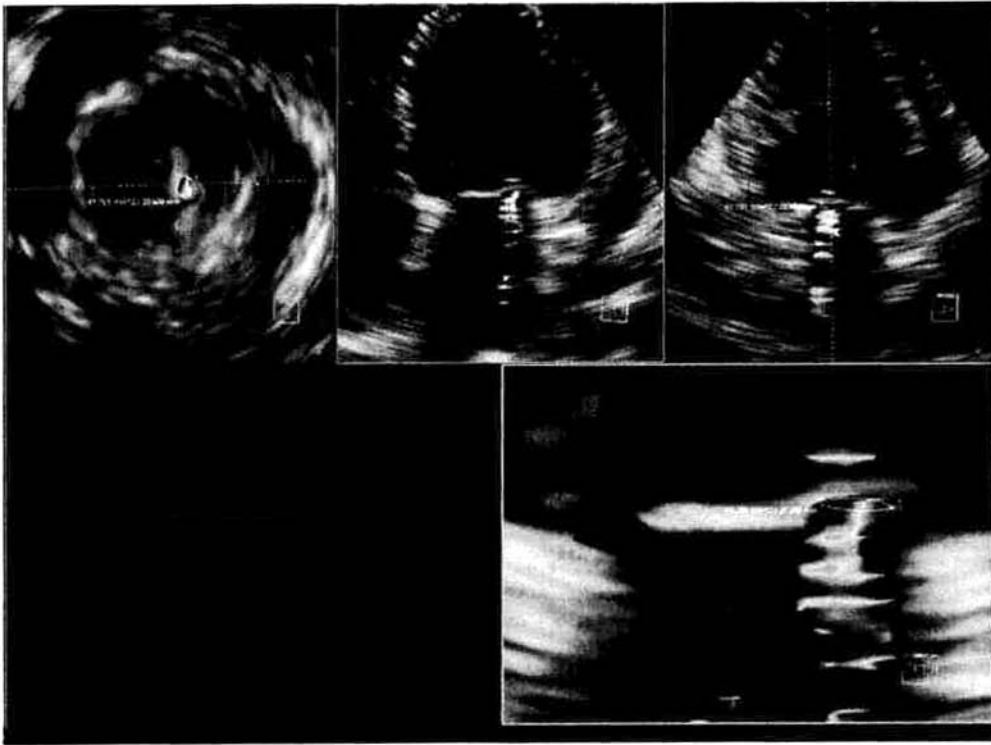
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

- (74)代理人 100112793
弁理士 高橋 佳大
- (74)代理人 100128679
弁理士 星 公弘
- (74)代理人 100135633
弁理士 二宮 浩康
- (74)代理人 100156812
弁理士 篠 良一
- (74)代理人 100114890
弁理士 アイゼル・フェリックス＝ラインハルト
- (72)発明者 サウラブ ダッタ
アメリカ合衆国 カリフォルニア クパチーノ ファイアーソーン ドライブ 11062
- (72)発明者 セシャドリ スリニヴァサン
アメリカ合衆国 カリフォルニア サンタ・クララ エル カミノ リアル 3440 アパート
メント ナンバー110
- (72)発明者 クリストフ デュオン
アメリカ合衆国 カリフォルニア マウンテン・ビュー ウェスト ミドルフィールド ロード
555 アpartment ナンバー ジー105
- Fターム(参考) 4C601 BB03 DD04 DD15 DD27 DE02 DE03 DE04 EE09 JB31 JB46
JB51 JB54 JC37 KK12 KK18 KK28

- (54)【発明の名称】医学的な超音波診断におけるボリューム定量化方法および医学的な超音波診断におけるボリューム定量化のためにプログラミングされたプロセッサによって実行される命令を表すデータが記憶されているコンピュータ読取り可能記憶媒体

专利名称(译)	医学超声诊断中的体积量化方法和存储数据的计算机可读存储介质，所述数据表示由编程用于医学超声诊断中的体积量化的处理器执行的指令		
公开(公告)号	JP2011172933A	公开(公告)日	2011-09-08
申请号	JP2011040449	申请日	2011-02-25
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
[标]发明人	サウラブダッタ セシャドリスリニヴァサン クリストフデュオン		
发明人	サウラブダッタ セシャドリスリニヴァサン クリストフデュオン		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/483 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/5223		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD04 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/JB31 4C601/JB46 4C601/JB51 4C601/JB54 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK28		
代理人(译)	矢野俊夫 星公弘 二宮和也HiroshiYasushi 四野良一		
优先权	12/712593 2010-02-25 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于医学超声诊断的体积定量方法，可以实现准确的定量。 解决方案：基本同时采集代表患者体积的B型超声数据和流动超声数据，并将存在于该体积中的至少两个感兴趣区域（即流动区域）转换为B型超声数据。 因此，根据流量超声波数据或B模式超声波数据和流量超声波数据计算流量，并根据流量超声波数据针对至少两个关注区域计算流量。 [选型图]图1

