

(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2014-18663

(P2014-18663A)

(43) 公開日 平成26年2月3日(2014.2.3)

(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 22 O L 外国語出願 (全 58 頁)

(21) 出願番号 特願2013-147377 (P2013-147377)
 (22) 出願日 平成25年7月16日 (2013.7.16)
 (31) 優先権主張番号 13/548,561
 (32) 優先日 平成24年7月13日 (2012.7.13)
 (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 Sol
 utions 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 Pa
 rkway, Malvern, PA 19
 355-1406, U. S. A.
 (74) 代理人 100114890
 弁理士 アインゼル・フェリックス＝ライ
 ンハルト

最終頁に続く

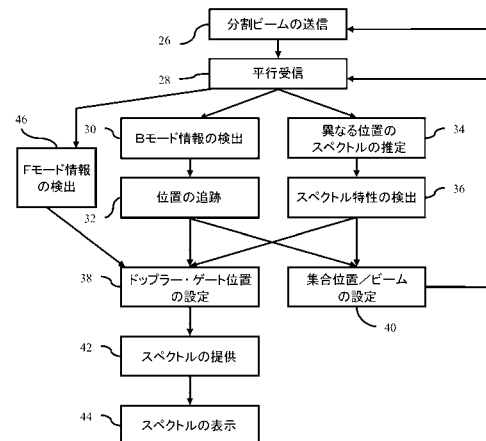
(54) 【発明の名称】 スペクトル・ドップラー超音波イメージングの自動ドップラー・ゲート配置

(57) 【要約】

【課題】ドップラー・ゲートは、スペクトル・ドップラ
ー超音波イメージングに自動的に配置される(38)。

【解決手段】複数のPWドップラー・ゲートのために得
られる(28)サンプルは、PWドップラーのための送
信をインタリーブすることなく、経時的なBモードおよ
び/またはFモード検出(30、46)のために用いら
れる。Bモードおよび/またはFモード情報を用いて、
ゲート配置を追跡する(38)。代替的にまたは追加的
に、異なるゲート位置からの特性スペクトルを用いて、
ゲート位置を選択する(40)。いずれかの追跡(32
)を用いて、サンプリングされた位置および/またはビ
ーム特性を変化させ(40)、例えば、位置およびビ
ーム焦点を選択されたゲート位置に集中させる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ドップラー・ゲートをスペクトル・ドップラー超音波イメージングに配置する方法において、前記方法は、

トランスデューサアレイから、複数の送信ビームをそれぞれ送信するステップ(26)と、

前記送信するステップ(26)に応答して、異なる受信位置から複数の信号をそれぞれ受信するステップ(28)と、

異なる時間に前記異なる受信位置を表すBモード情報を、前記複数の信号の少なくともいくつかから生成するステップ(30)と、

前記Bモード情報を用いて、ドップラー・ゲート位置を追跡するステップ(32)と、

前記ドップラー・ゲート位置のための第1のスペクトルを、前記追跡されたドップラー・ゲート位置のための前記信号から推定するステップ(42)と、

前記第1のスペクトルの関数であるイメージを表示するステップ(44)と、
を含む方法。

【請求項 2】

前記追跡するステップ(32)は、第1の時間の第1の位置から第2の時間の第2の位置までの前記ドップラー・ゲート位置の変化を検出するステップ(36)を含み、

前記推定するステップ(42)は、前記第2の位置のための前記信号から推定するステップを含み、

前記方法は、前記第1の位置のための前記信号から、前記ドップラー・ゲート位置のための第2のスペクトルを推定するステップ(42)をさらに含み、

前記表示するステップ(44)は、前記異なる時間からの前記ドップラー・ゲート位置を表す、前記第1および第2のスペクトルの関数として前記イメージを表示するステップ(44)を含む、

請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

前記送信するステップ(26)は、

前記トランスデューサアレイの異なる開口から、横方向に間隔を置かれた走査線まで、前記複数のビームを同時に送信するステップ(26)と、

個別の遅延パターンを前記異なる開口に適用するステップと、
を含む、

請求項1に記載の方法。

【請求項 4】

前記受信するステップ(28)は、前記複数の送信ビームの各々に応答して複数の受信ビームを形成するステップと、

前記受信ビームに対応する追加の受信位置に対する前記信号を、前記異なる受信位置および前記追加の受信位置に対する前記信号が実質的に同時に取得されるように、それぞれ取得するステップと、

を含む、

請求項1に記載の方法。

【請求項 5】

前記推定するステップ(42)は、前記ドップラー・ゲート位置を表す前記信号にフーリエ変換を適用するステップを含み、

前記第1のスペクトルは、周波数の関数としてのエネルギーを具える、

請求項1に記載の方法。

【請求項 6】

前記Bモード情報を生成するステップ(30)は、前記異なる時間の各々に対する前記異なる受信位置に対して、前記信号の単一のサンプルから強度を検出するステップ(36)を含み、

前記推定するステップは、前記追跡されたドップラー・ゲート位置のための前記信号の複数から推定するステップを含み、

前記複数は、前記単一のサンプルの 1 つを含む、
請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記追跡するステップ (32) は、前記異なる時間の前記 B モード情報の間の最も大きな類似点を有する移動を決定するステップを含み、

前記ドップラー・ゲート位置に対応する前記追跡されたドップラー・ゲート位置は、前記移動によってシフトされる、
請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 8】

前記表示するステップ (44) は、経時的に追跡されるように、異なる位置の前記ドップラー・ゲートのためにある前記スペクトルを有するスペクトル・ストリップを表示するステップ (44) を含む、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記経時的に送信するステップ (26) の送信焦点を前記追跡されたドップラー位置に調整するステップ (40) をさらに含む、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

前記ビームの横方向のおよび縦方向の位置を前記追跡されたドップラー・ゲート位置に調整するステップ (40) をさらに含む、

請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 11】

前記信号から F モード情報を推定するステップ (34) と、

前記 F モード情報に基づき、前記追跡するステップ (32) を微調整するステップ (36) と、
をさらに含む、
請求項 1 に記載の方法。

【請求項 12】

ドップラー・ゲートをスペクトル・ドップラー超音波イメージングに配置するために、プログラムされたプロセッサ (21) によって実行可能な命令を表しているデータを格納した持続性コンピュータ可読の記憶媒体 (22) において、前記記憶媒体 (22) は、
複数の間隔を置かれた位置の各々のために、信号を経時的に受信する (28) ための命令と、

前記間隔を置かれた位置の各々のために、個別に、前記信号のスペクトル分析を実行する (34) ための命令であって、前記スペクトル分析が、スペクトルを、前記間隔を置かれた位置の各々に提供する命令と、

前記間隔を置かれた位置から各スペクトルの特性を検出する (36) ための命令と、

各スペクトルの前記特性の関数として、前記間隔を置かれた位置の 1 つにドップラー・ゲート位置を設定する (38) ための命令と、

前記間隔を置かれた位置の分布を、前記分布の中心が前記設定されたドップラー・ゲート位置にあるように、前記設定されたドップラー・ゲート位置の関数として更新する (40) ための命令と、

を具える、

持続性コンピュータ可読の記憶媒体 (22) 。

40

【請求項 13】

前記受信する (28) ための命令は、複数の同時の送信ビームに応答して、可能なドップラー・ゲート位置の集合のために受信すること (28) を具える、

請求項 12 に記載の持続性コンピュータ可読の記憶媒体 (22) 。

50

【請求項 14】

前記スペクトル分析を実行する(34)ための命令は、前記間隔を置かれた位置の各々のためにスペクトル・ストリップを生成すること(30)を具える、
請求項12に記載の持続性コンピュータ可読の記憶媒体(22)。

【請求項 15】

前記検出する(36)ための命令は、前記特性として、速度範囲、経時的な形状、強度、速度に対するエネルギーまたはこれらの組合せを検出すること(36)を具える、
請求項12に記載の持続性コンピュータ可読の記憶媒体(22)。

【請求項 16】

前記検出する(36)ための命令は、前記特性として、信号対雑音比およびクラッタ強度を検出すること(36)を具える、
請求項12に記載の持続性コンピュータ可読の記憶媒体(22)。

【請求項 17】

送信ビーム位置を、前記設定されたドップラー・ゲート位置に集中させるように更新する(40)ための命令をさらに具える、
請求項12に記載の持続性コンピュータ可読の記憶媒体(22)。

【請求項 18】

閾値を上回る運動を検出するための命令と、
前記特性を検出せず、ゲート配置を開始するための命令と、
をさらに具える、
請求項12に記載の持続性コンピュータ可読の記憶媒体(22)。

【請求項 19】

パルス波形信号からBモード情報を生成する(30)ための命令と、
前記Bモード情報用いて前記ドップラー・ゲート位置のための領域を追跡する(32)ための命令と、
前記追跡(32)に基づいて、前記間隔を置かれた位置を決定する(40)ための命令と、
を具える、
請求項12に記載の持続性コンピュータ可読の記憶媒体(22)。

【請求項 20】

ドップラー・ゲートをスペクトル・ドップラー超音波イメージングに配置するシステムであって、前記システムは、
複数のビームを送信するように動作可能な送信ビームフォーマ(12)と、
前記複数の送信ビームの各々に応答して、複数の間隔を置かれた受信ビームを形成するように動作可能な受信ビームフォーマ(16)と、
を具え、

前記受信ビームの各々は、複数の深度でサンプリングされ、
前記システムは、
前記サンプリングされた受信ビームの関数として、前記ドップラー・ゲートの位置を設定するとともに、前記送信ビームフォーマを制御し、前記送信ビームおよび前記受信ビームの前記サンプリングの間隔を前記位置に集中させるように構成されたプロセッサ(21)を具える、
システム。

【請求項 21】

前記プロセッサ(21)は、前記送信ビームフォーマを制御して、前記ビームの前記焦点の横方向のおよび縦方向の位置を前記位置に集中させるように構成される、
請求項20に記載のシステム。

【請求項 22】

ドップラー・ゲートをスペクトル・ドップラー超音波イメージングに配置するために、
プログラムされたプロセッサ(21)によって実行可能な命令を表しているデータを格納

10

20

30

40

50

した持続性コンピュータ可読の記憶媒体(22)において、前記記憶媒体(22)は、複数の間隔を置かれた位置の各々のために、信号を経時的に受信する(28)ための命令と、

前記信号の少なくともいくつかから異なる時間のBモード情報を検出する(36)ための命令と、

前記Bモード情報を用いて、位置を経時的に追跡する(32)ための命令と、

前記追跡された位置の関数として、前記間隔を置かれた位置を更新する(40)ための命令と、

前記間隔を置かれた位置の各々のために、個別に、前記信号のスペクトル分析を実行する(34)ための命令であって、前記スペクトル分析が、スペクトルを前記間隔を置かれた位置の各々に提供する命令と、

前記間隔を置かれた位置から各スペクトルの特性を検出する(36)ための命令と、

各スペクトルの前記特性の関数として、前記間隔を置かれた位置の1つにドップラー・ゲート位置を設定する(38)ための命令と、
を具える、

持続性コンピュータ可読の記憶媒体(22)。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願発明は、パルス波(PW)スペクトル・ドップラー超音波に関するものである。スペクトル・ドップラー超音波イメージングは、時間(水平軸)の関数として、エネルギーによって調整される速度(垂直軸)値のイメージを提供する。このスペクトルを用いて、患者内の流体フローまたは組織の動きを研究することができる。単一のゲート位置で複数のパルスを送信することによって、スペクトル・ドップラー反応は、受信エコー信号に回答して生成される。単一の空間領域のための物体の動きまたはフローの周波数スペクトルは推定され、時間の関数として表示される。

【0002】

超音波検査者は、手動でゲート位置、ゲートサイズ、送信周波数および他のスペクトル・ドップラー・イメージング制御パラメータを調整し、所望のイメージを獲得する。ゲート配置は、対象の組織の2DのBモード・イメージの表示によって支援される。Bモードまたはカラー・ドップラー(Fモード)情報を用いて、スペクトル・ドップラー・ゲートの自動配置の方法がいくつか提案されてきた。しかしながら、BモードまたはFモード情報を取得することは、比較的高いパルス繰返し周波数PWドップラーの獲得を中断する。短い中断(例えば、10~20ms)によって、2次元または3次元のBモードまたはFモードデータの少なくとも一部を獲得することができる。これは、PWドップラー測定のギャップを生じる。流体力学によるPWドップラー波形の時間的特性に応じて、不可欠な情報が、この時間間隔の間に失われうる。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0003】

導入として、後述する好適実施形態は、ドップラー・ゲートをスペクトル・ドップラー超音波イメージングに配置する方法、システム、コンピュータ可読媒体および命令を含む。複数のPWドップラー・ゲートのために獲得されるサンプルを用いて、PWドップラーから送信をインターリーブすることなく、Bモードおよび/またはFモードを経時的に検出する。Bモードおよび/またはFモード情報を用いて、ゲート配置を追跡する。代替的にまたは追加的に、異なるゲート位置からのスペクトルの特性を用いて、ゲート位置を選択する。いずれかの配置を用いて、サンプリングされる位置および/またはビーム特性を変更する、例えば、位置およびビーム焦点を選択されたゲート位置に集中させる。

【0004】

第1の態様において、ドップラー・ゲートをスペクトル・ドップラー超音波イメージン

10

20

30

40

50

グに配置するための方法が提供される。送信ビームは、トランスデューサアレイから繰り返し送信される。送信に 응답して、異なる受信位置からの信号は、繰り返し受信される。異なる時間の異なる受信位置を表している B モード情報は、信号の少なくともいくつかから検出される。ドップラー・ゲート位置は、B モード情報によって追跡される。追跡されたドップラー・ゲート位置のための第 1 のスペクトルは、追跡されたドップラー・ゲート位置のための信号から推定される。イメージは、第 1 のスペクトルの関数として表示される。

【0005】

第 2 の態様において、持続性コンピュータ可読の記憶媒体は、ドップラー・ゲートをスペクトル・ドップラー超音波イメージングに配置するために、プログラムされたプロセッサによって実行可能な命令を表しているデータを格納する。記憶媒体は、複数の間隔を置かれた位置の各々のために、信号を経時的に受信するための命令と、前記間隔を置かれた位置の各々のために、個別に、前記信号のスペクトル分析を実行するための命令であって、前記スペクトル分析が、スペクトルを、前記間隔を置かれた位置の各々に提供する命令と、前記間隔を置かれた位置から各スペクトルの特性を検出するための命令と、各スペクトルの前記特性の関数として、前記間隔を置かれた位置の 1 つにドップラー・ゲート位置を設定するための命令と、前記間隔を置かれた位置の分布を、前記分布の中心が前記設定されたドップラー・ゲート位置にあるように、前記設定されたドップラー・ゲート位置の関数として更新するための命令と、を具える。

10

【0006】

第 3 の態様において、ドップラー・ゲートをスペクトル・ドップラー超音波イメージングに配置するためのシステムが提供される。送信ビームフォーマは、ビームを送信するように動作可能である。受信ビームフォーマは、前記複数の送信ビームの各々に 응답して、複数の間隔を置かれた受信ビームを形成するように動作可能であり、前記受信ビームの各々は、複数の深度でサンプリングされる。プロセッサは、前記サンプリングされた受信ビームの関数として、前記ドップラー・ゲートの位置を設定するとともに、前記送信ビームフォーマを制御し、前記送信ビームおよび前記受信ビームの前記サンプリングの間隔を前記位置に集中させるように構成されている。

20

【0007】

第 4 の態様において、持続性コンピュータ可読の記憶媒体は、ドップラー・ゲートをスペクトル・ドップラー超音波イメージングに配置するために、プログラムされたプロセッサによって実行可能な命令を表しているデータを格納する。記憶媒体は、複数の間隔を置かれた位置の各々のために、信号を経時的に受信するための命令と、前記信号の少なくともいくつかから異なる時間の B モード情報を検出するための命令と、前記 B モード情報を用いて、位置を経時的に追跡するための命令と、前記追跡された位置の関数として、前記間隔を置かれた位置を更新するための命令と、前記間隔を置かれた位置の各々のために、個別に、前記信号のスペクトル分析を実行するための命令であって、前記スペクトル分析が、スペクトルを前記間隔を置かれた位置の各々に提供する命令と、前記間隔を置かれた位置から各スペクトルの特性を検出するための命令と、各スペクトルの前記特性の関数として、前記間隔を置かれた位置の 1 つにドップラー・ゲート位置を設定するための命令と、を具える。

30

40

【0008】

本発明は以下の特許請求の範囲によって定義されるものであり、明細書を、請求項に対する制限としてみなしてはならない。本発明のさらなる態様および利点は、好適実施形態と関連して後述される。

【0009】

コンポーネントおよび図面が必ずしも一定の比率ではなく、その代わりに、本発明の原理を説明するために強調されている。さらに、同様の参照番号は、複数の図面にわたって対応する部品を示す。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 1 0 】

【図 1】ドップラー・ゲートをスペクトル・ドップラー超音波イメージングに配置する方法の一実施形態のフローチャート図である。

【図 2】スペクトルの一例のグラフを示す。

【図 3】関心領域において平行なビーム形成のグラフを示す。

【図 4】スペクトル・ストリップ表示の一例のグラフを示す。

【図 5】ある時点の関心領域内のサンプル位置の集合およびドップラー・ゲート位置の一例のグラフを示す。

【図 6】図 5 のサンプル位置の集合およびドップラー・ゲート位置の一例のグラフを示すが、異なる時間の異なる位置に対して追跡される。

【図 7】ドップラー・ゲートをスペクトル・ドップラー超音波イメージングに配置するシステムの一実施形態のブロック図を示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 1 】

自動ドップラー・ゲート配置は、例えば心臓弁用途のために、超音波血液流量測定において、または、組織運動測定において提供される。一旦ゲートが配置されると、たとえば患者が（例えば、呼吸により）動いても、または、トランスデューサ位置が（例えば、超音波検査者の移動により）動いても、ゲート位置は、連続配置によって確実に維持される。ゲートの連続モニタリングまたは配置は、他のタイプの走査のための PW スペクトル・ドップラー獲得を中断せずに発生する。

【 0 0 1 2 】

マルチ送信および / または受信ビーム能力を用いて、最適なゲート配置の近傍領域において、ドップラー・ゲートの集合を獲得する。PW ドップラー・ゲート位置および / またはビーム形成は、複数のスペクトル・ドップラー・ゲートのためのデータの同時獲得に基づく。複数のゲートは、超音波ビーム（複数のレンジゲート）に沿って位置することができる。平行な受信ビーム形成は、横方向および / または縦方向における複数のゲートを、1 つまたは複数の送信ビームによってカバーされる領域内で許容する。分割ビーム（平行な送信ビーム）を用いて、2 つ以上の空間的に異なった領域を調べることができる。

【 0 0 1 3 】

集合のために得られるデータは、1 つまたは複数の領域を表す。ドップラー・ゲートで得られるデータは、B モードおよび / または F モード検出のために用いることもできる。スペクトル・ドップラー信号自体および / または集合の B モード / カラー領域が、配置のために用いられる。患者またはトランスデューサの動きのために、ターゲットが移動しても、最適ゲート配置は維持される。動きの検出および追跡は、ドップラー・ゲートの集合が、PW ドップラー獲得を中断せずに、かつ、最高の時間的サンプリング品質を維持しながら獲得されることのみを必要とする。

【 0 0 1 4 】

一実施形態では、マルチ・ゲート集合獲得は、同時に獲得された B モードおよび / または F モード・イメージのためのデータを、PW ドップラー情報に加えて提供する。B モードおよび / または F モード・イメージを用いて、連続追跡を行う。最適なゲート配置は、スペクトルを推定するのに使用される位置を調整することによって維持される。

【 0 0 1 5 】

他の実施形態では、ドップラー・ストリップは、マルチ・ゲート集合の位置ごとに発生する。各ストリップは、分析され、他のストリップと比較され、最良のゲート配置を決定する。

【 0 0 1 6 】

両方の方法を、一緒に用いることもできる。例えば、B モード追跡を用いて、ゲートの集合を集中させる（中心に置く）。スペクトル分析を用いて、ゲートの集合からドップラー・ゲート位置を選択する。

【 0 0 1 7 】

いずれの方法においても、横方向および／または縦方向の送信ビーム・プロファイルおよび送信焦点深度は、最適なゲート配置に集中しているように調整可能である。集合は、最適なゲート配置に集中しているように調整可能である。送信線および／またはゲート集合の中心の焦点深度は、動きに応答して移動する。最高の送信出力および最良のビーム・プロファイル特性は、獲得したドップラー・ゲートの領域に集中され、動きを追跡しながら最良の特性を維持することができる。

【0018】

追跡の損失が存在する、または、過剰な動きが検出される場合、システムをリセットすることができる。新しいイメージ・ベースのゲート配置サイクルは、追跡または配置を継続する代わりに、自動的に開始される。

【0019】

図1は、ドップラー・ゲートをスペクトル・ドップラー超音波イメージングに配置する方法を示す。方法は、図7のシステム10または異なるシステム上で実施される。ステップは図示の順序で実行されるが、他の順序も可能である。ステップ30および32は、ステップ34および36と順次にまたは同時に実行される。ステップ38および40は、同時に、または、任意の順序で順次に実行される。ステップ42は、ステップ40の前に実行可能である。他の順序を用いることもできる。

【0020】

追加のステップや異なるステップを設けてもよいし、ステップを減らしてもよい。例えば、ステップ30および32は、実行されない。別の例として、ステップ34および36は、実行されない。さらに別の例では、ステップ46は、実行されない。ステップ40および／または44は、実行されなくてもよい。さまざまな組合せを用いることができる。

【0021】

PWドップラー・ゲートを配置するために、超音波サンプルまたは信号は、空間的に異なった複数の位置に対して得られる。サンプルは、ステップ26でビームを送信することによって得られる。1つ以上の送信ビームが、所定の時間に送信される。より大きな領域をカバーするために、同時の送信ビームを形成することができる。異なる走査線上のビームの同時形成を用いることができる。例えば、2つの送信ビームは、トランスデューサアレイ上の異なる原点から、および／または、異なる位置のトランスデューサから、異なるステアリング角度で形成される。送信ビームは、異なる走査線に沿って形成される。近視野および遠視野において、送信ビームは、オーバーラップすることができる。オーバーラップは、焦点領域で得られる、または、得られない。送信ビームの-6 dBまたは-10 dBのエッジは、オーバーラップまたは送信ビームからのより小さい音響出力の領域によって分離される。中間視野、遠視野および／または近視野のオーバーラップしない領域を用いることができる。

【0022】

2つ以上のビームは、実質的に同時に送信される。「実質的に」とは、異なる焦点またはステアリングのため送信の異なる遅延または開始のせいである。実質的に、他の波面のための返信されたエコーの最後がトランスデューサで受信される前に、1つの波形の波面の少なくとも一部が音響的に発生する十分な時間内で互いに送信される2つのビームを提供する。両方のビームからの波面は、任意の受信動作の前に、トランスデューサの要素の大部分によって送信可能である。同時の送信は、1つのビームのための音響波形を生成しながら、他のビームのためにも音響波形を生成することを含み、例えば、1つの要素から1つのビームのための波形を送信しながら、他の要素またはその1つの要素からの他のビームのための波形もまた送信する。

【0023】

分割ビーム（例えば、異なる走査線に沿った実質的に同時の送信ビーム）は、考えられるあらゆる方法を使用して発生する。例えば、異なる開口は、トランスデューサアレイ上に形成される。各開口は、送信ビームの異なる1つまたは複数を送信するためである。開口はただ1つであるかまたはオーバーラップせず、例えば2つの異なるビームのためのアレ

10

20

30

40

50

イの左右の半分を使用する。開口は、隣接したセクションでもよいし、空間的にインタリーブされてもよいし（例えば、1つの開口に対する1つおきの要素および他の開口に対する他の要素）、または、オーバーラップしてもよい（例えば、1つ以上の要素は両方のビームのための波形を送信する）。異なる開口は、適切な遅延および/または位相パターンを適用することによって、空間的に異なった送信ビームを生じる。

【0024】

他の実施形態では、2つ以上のビームのための波形は、実質的に同時に、同一またはオーバーラップする開口に適用される。要素ごとに、異なるビームのための電気波形は、個別の遅延および/または位相およびアポディゼーション・プロファイルに基づいて結合される（例えば、加算される）。複合波形は、開口の要素から送信され、実質的に同時に送信ビームを形成する。

10

【0025】

分離を受信するために、または、他のビームから1つのビームのために受信したサンプルへの貢献を制限するために、異なる中心周波数、符号化または中心周波数および符号化がビームごとに用いられる。例えば、周波数多重化が用いられる。異なる中心周波数を有する2つ以上の送信パルスが送信される。異なる遅延プロファイルが異なる周波数のパルスのために用いられ、2つ以上のビームは、（時間的に）平行に形成される。符号化に関して、任意の符号化、例えばスペクトラム拡散符号または直交符号を用いることができる。周波数ベースの符号、振幅ベースの符号、位相ベースの符号またはそれらの組み合わせを用いることができる。代替実施形態では、符号化または周波数差は提供されない。送信ビームの空間的差異は、受信信号を区別する。

20

【0026】

他の実施形態では、実質的に同時に送信ビームを生成する技術の組合せを用いることができる。例えば、開口は、2つの空間的にオーバーラップしているグループに分割される。グループは、異なる中心周波数を有するパルスを送信するので、周波数で分離される空間的に異なったビームが発生する。

【0027】

他の実施形態では、1つの送信ビームは、所定の時間に形成される。送信ビームは、十分なビーム幅を伴って形成され、横方向および/または縦方向に間隔を置かれた受信走査線に沿って、受信ビーム形成を可能にする。十分な幅を有する平面波、無限焦点、拡散ビームまたは細いビームを用いることができる。分割またはマルチビームは、この種の広いまたは拡散的な波面送信ビームによって用いることができる。

30

【0028】

同時のビームまたは単一のビームのために、送信は繰り返される。繰り返しによって、十分なサンプルの受信がスペクトル分析を実行することができる。

【0029】

ステップ28において、横に間隔を置かれた複数の位置のための信号は、送信ビームの各々に応答して受信される。受信ビームは、複数の（例えば、2つ以上（例えば32または64））走査線に沿って、送信ビームの各々に応答して形成される。複数の走査線および走査線に沿った範囲は、単一の送信に応答してサンプリング可能である。平行な受信ビーム形成が提供される。超音波サンプルは、実質的に同時に、同じ送信ビームに応答する複数の受信ビームに沿って得られる。他の平面波送受信技術を用いて、例えば、フーリエ変換を電気信号に各要素で適用し、異なる位置での応答を表している値のアレイを生成することができる。

40

【0030】

図3は、ステップ26において分割ビームの1つの送信を用いて、ステップ28において複数の受信ビームを得る一実施形態を示す。2つの受信ビームが示されているが、より大きな密度、例えば送信ビーム当たり4、8、16、32、64または他の数の受信ビームを提供することもできる。送信および受信ビームは、関心領域を横切る。

【0031】

50

関心領域は、任意のサイズまたは形状とすることができる。関心領域は、スペクトルが推定可能な空間位置を定める。例えば、少なくとも100の位置が、可能なスペクトル分析のためにサンプリングされる。領域は、隣接していてもよいし、分割してもよい。複数の領域を走査することができる。

【0032】

位置の任意のサンプリング密度を、関心領域において用いることができる。位置の分布は、可能なスペクトル分析のためのサンプル点の集合である。集合は、2次元または3次元の分布とすることができる。対称または非対称の分布、例えば64の横方向のおよび縦方向の間隔をあけた位置および10の深度の間隔をあけた位置のサンプリングを用いることができる。

10

【0033】

受信動作は、送信に応答して繰り返し発生する。送信ビーム内の横方向および/または縦方向に異なる受信位置からの信号が受信される。送信ビームの各々に応答して複数の受信ビームを形成することによって、多くの受信位置のための信号は、実質的に同時に得られる。「実質的に」とは、視野内の線に沿った音の移動時間のせいである。

【0034】

同じ位置のためのサンプルは、経時的に得られる。超音波サンプルは、一定期間にわたって得られ、例えば、各空間位置に対して5つ以上の超音波サンプルが得られる。任意の走査シーケンスおよび/またはパルス繰り返し周波数を用いることができる。

【0035】

PWドップラー・ゲートは、集合のサンプル位置の1つに配置されうる。十分なサンプルが得られ、サンプル位置の任意のための経時的なスペクトルを推定する。3つの異なる方法を、単独あるいは組み合わせで用いて、スペクトル・PWドップラー・ゲートをストリップ表示のためにサンプル位置の1つに配置することができる。ステップ30および32は、Bモード検出を用いる方法を表す。ステップ34および36は、スペクトル分析を用いる方法を表す。ステップ46は、Fモード検出を用いる方法を表す。他の方法を用いることもできる。

20

【0036】

ステップ30において、Bモード情報が生成される。Bモード情報は、PWドップラー・サンプルから生成される。送信および/または受信特性（例えば、周波数、サイクル数、F#または開口）は、一般的にPWドップラーおよびBモードに対して異なりうるが、PWドップラーのために得られるサンプルを、Bモード検出のために用いることができる。送信および/または受信特性は、スペクトル分析およびBモード検出の両方ために危うくなりうるし、あるいは、他の実施形態では、Bモード検出のために最適化されうる。同一データを、両方のために用いる。

30

【0037】

スペクトル分析のために、同じ位置からの信号のアンサンプル、例えば各スペクトルのための5~20のサンプルが得られる。サンプルは、継続的に得られるので、任意のステップ・サイズ（例えば、全サンプルまたは2つおきのサンプル）を有する移動ウィンドウ（例えば、アンサンプルまたはフロー・サンプル・カウント）を用いて、スペクトルを推定する。Bモード検出は、単一のサンプルを用いて強度を推定する。所定のアンサンプルからサンプルの1つが選択され、用いられる。Bモードを異なる時間に推定するために、同一または異なるアンサンプルの異なる時間からの信号が選択される。Bモード情報は、最大の時間分解能のために信号ごとに検出可能である。他の実施形態では、全てより少ない信号が、Bモード検出のために用いられ、例えば5つのサンプルごとにBモード検出を実行する。

40

【0038】

信号が集合のために得られるので、Bモードデータは関心領域のために検出される。異なる受信位置に対する信号の1つのサンプルからの強度は、検出される。検出は、異なる時間に実行される。Bモード情報は、一般に、患者内の組織または他の構造からの応答を

50

表す。経時的に検出することによって、関心領域の組織は、異なる時間に検出される。動きが発生すると、組織は出現し、シフトし、回転し、圧縮し、または、拡大する。Bモード情報は、経時的な変化を反映する。

【0039】

ステップ32において、位置は、Bモード情報を用いて経時的に追跡される。位置は、ドップラー・ゲート位置である。例えば、ユーザは、初期のドップラー・ゲートを配置する。別の例として、ステップ46またはステップ34および36を用いて、ドップラー・ゲートを初期配置する。他の例では、従来のBモード走査（例えば、包囲された境界の中央にゲートを配置する境界またはエッジ検出）または他の方法を用いた自動配置が用いられる。

10

【0040】

ドップラー・ゲートの位置は、追跡される。他の実施形態では、追跡されている位置は、全関心領域である。他の位置、例えば、関心領域の中心または関心領域のサブエリアまたはサブボリュームも、追跡可能である。

【0041】

追跡は、経時的な位置の変化を検出する。位置は、あるときに1つの座標に存在しうが、他のときに他の座標に存在するようにシフトすることができる。座標は、走査に関して、例えば超音波振動子からの走査形式に関して定められる。位置は、患者に関連している。異なる時間の異なる座標のデータは、同じ位置を表すことができる。

【0042】

位置を追跡するために、異なる空間位置を表しているBモード情報のカーネルが用いられる。任意のサイズのカーネル（例えば 9×9 または $12 \times 12 \times 12$ の位置または全関心領域の周辺近傍）を提供することができる。全関心領域を、カーネルとして用いることができる。

20

【0043】

カーネルは、基準設定である。基準は、第1の時間、選択された時間または所定の時間に、Bモード情報のために存在する。基準は更新され、例えば基準を経時的に変える。例えば、基準Bモード情報は、移動ウィンドウにおいて直前に獲得されたBモード情報と時間的に隣接している。他のフレームのBモード情報が検出されるたびに、基準Bモード情報は更新される。他の実施形態では、一旦ステップ40の集合位置および/またはビーム位置（例えば、走査線シフト）を変更するのに十分な動きが発生すると、基準Bモード情報は更新される。

30

【0044】

追跡のために、参照情報は、他の時間からのBモード情報と比較される。多重比較は、2回のBモード情報の間になされる。様々な並進、回転および/または拡大縮小が試みられる。最良または最高の類似性を有する並進、回転および/または拡大縮小は、時々適所にある動きまたは変化を示す。一実施形態では、並進のみが追跡される。

【0045】

類似性の任意の計測を使用することができる。例えば、絶対差の最小和が算出される。相互相関または他の方法を用いることができる。

40

【0046】

経時的なドップラー・ゲートのための配置を決定する他の方法では、ステップ34において、スペクトルは、異なる位置のために推定される。スペクトルは、受信位置のために推定される。スペクトルは、空間的に異なった位置の各々のために推定される。スペクトルは、異なる深度、高度および/または横方向の位置において超音波サンプルから推定される。スペクトルは、サンプルが獲得される期間に対応する。各関心空間位置、例えば関心領域、イメージ・フィールドまたは他の分布のすべての位置に対して、スペクトルは算出される。スペクトルは、空間位置のサブセットのためにだけ決定され、例えば、限られた領域内で疎にサンプリングされた位置または密にサンプリングされた位置のためのスペクトルを決定することができる。

50

【 0 0 4 7 】

各受信位置のために、1つまたは複数のスペクトルは受信信号から推定される。スペクトルは、空間的に異なった位置の各々を表している超音波サンプルに、フーリエ変換、ウェーブレット変換またはウィグナー・ヴィレ分布を適用することによって推定される。空間的に異なった位置は、オーバーラップの有無にかかわらず、異なるレンジゲート、例えば異なる中心位置、サイズまたはその両方に対応する。任意の変換を適用し、空間的に異なった位置の各々のためのスペクトルを決定することができる。各スペクトルは、周波数の関数として、エネルギーを表す（図2参照）。

【 0 0 4 8 】

複数のスペクトルは、位置の各々のために推定される。図4は、同じ位置のスペクトルのスペクトル・ストリップを経時的に示す。異なるスペクトルは、獲得の異なる期間またはアンサンブルに対応する異なる時間に、同じ空間位置のために推定可能である。所定の時間のスペクトルは、水平軸上の速度および強度を調整しているエネルギーによってマップされる。他のマッピングを用いることもできる。スペクトルは、推定されるが、表示しなくてもよい。

【 0 0 4 9 】

信号のスペクトル分析は、間隔を置かれた位置の各々のために個別に実行される。各所定の位置のための信号を用いて、他の位置から信号のないスペクトル分析を行う。代替実施形態では、信号はスペクトル分析の前に空間的におよび/または時間的にフィルタリングされるが、個別のスペクトルは各位置のために提供される。

【 0 0 5 0 】

所定の時間またはサンプリング期間を表す一組のスペクトルは、推定される。一実施形態では、スペクトルを決定するための空間位置の全ては、同じ時間に（例えば、同じ送信および受信イベント）サンプリングされる。スペクトルは、生理的サイクル、例えば心臓サイクルに関連して、同じ時間にサンプリングされる。1つの期間だけのスペクトルを、推定することもできる。同じ位置のためのスペクトルは、異なる期間に推定され、スペクトル情報を変化させている時間を提供する。スペクトルを所定の時間に推定するのに用いられるサンプルは、同様に他の時間に推定のために用いられ、例えば、サンプルを選択するための時間的に可動ウィンドウを使用して、反復する推定に関連している。

【 0 0 5 1 】

ステップ36において、各位置のためのスペクトルの1つ以上の特性が検出される。スペクトルの任意の特性、例えば、最高速度、最低速度、平均速度、メジアン速度、最大エネルギー、最大エネルギーに関連する速度、強度、速度の分散、速度の範囲、スペクトルの傾斜または傾向、傾斜の変化の位置、経時的な形状、パターンまたはスペクトル・テンプレートに対する類似性、クラッタ、信号対雑音比、エネルギーおよび速度の組合せまたは既知または測定されたサイクルに関連する位相シフトを用いることができる。

【 0 0 5 2 】

スペクトルの特性は、1つのスペクトルから、その位置のため他のスペクトルとの比較後に導出可能である。例えば、位置のための全スペクトルにおける最大速度は、1つのスペクトルと関連する。複数のスペクトルの単一のスペクトルは、例えば、最初または最後のスペクトルからのクラッタを用いて、特性のために分析可能である。スペクトルの組合せ、例えば、スペクトルのテンプレートを位置のためのスペクトルとマッチングさせるパターンを用いることができる。

【 0 0 5 3 】

異なるタイプのスペクトル情報は、異なる診断目的に役立ちうる。例えば、最大速度は、組織健康状態をより正確に示すことができる。スペクトルの分散は、フロー状態を示すことができる。スペクトル・ストリップに提供される有益な情報は、同じ時間に多くの位置に利用でき、所望の特性に関連するスペクトルの選択を提供する。最大速度によって1つまたは複数のスペクトルの位置を決めることは、ユーザが推測した位置より良好なフロー情報を提供することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

現在周知であるか将来開発される他の技術を用いて、スペクトルの特性を特徴付けるまたは決定することができる。例えば、わずか1だけ閾値レベルを上回る最高速度または閾値以上の速度は、最大速度を示す。最大速度は、スペクトルの閾値または雑音レベルを上回る隣接する値に関連する2つ以上の最高速度の最高速度または平均である。信号対雑音比は、1つまたは複数のスペクトルのエネルギーまたは輝度を、送信機をオフにした状態のサンプルおよび送信機を動作させた状態のサンプルから測定することによって算出可能である。別の例として、クラッタは、速度およびエネルギーのマッピングに基づいて測定可能であり、例えば、低速度を有する高エネルギーは、より強いクラッタ強度を示す。クラッタは、クラッタフィルタリングを用いた場合と用いていない場合のエネルギーの比率または相違によって測定可能である。

10

【 0 0 5 5 】

ステップ46において、Fモード情報は、信号から推定される。Fモードは、カラー・ドップラーまたは平均速度、エネルギーおよび/または分散の他の空間的に分布した推定である。同じアンサンブルまたはスペクトル推定のために得られるアンサンブルのサブセットを用いて、異なる位置のためのFモード情報は、推定される。Fモード情報は、フローの特性、例えばより高いおよびより低いフロー位置を有するフロー領域を示す。

【 0 0 5 6 】

ステップ38において、ドップラー・ゲート位置は、設定される。集合の位置の1つは、ドップラー・ゲート位置またはスペクトルが表示または出力されるべき位置として選択される。複数の位置は選択可能であり、例えば、心臓弁の両側上の位置を選択すると、スペクトル情報は、両方の位置のために提供される。

20

【 0 0 5 7 】

位置は、追跡されたBモード位置、スペクトルの特性またはFモード情報に基づいて設定される。Bモード追跡のために、追跡されたドップラー・ゲートのための位置が用いられる。初期位置が位置を変えると、新しい位置からの信号がスペクトル分析のために使われる。追跡は、患者の特徴または構造に従う。異なる時間に、異なる座標からの信号は、特徴の反応を表す。経時的に追跡された位置からの信号を用いて、結果として生じるスペクトルは、動きにもかかわらず特徴を表す。

【 0 0 5 8 】

異なる位置からの信号を用いて、個別にスペクトルを推定する。追跡されたドップラー・ゲートが位置を変えると、任意の新しいスペクトルが新しい位置のために決定される。このスペクトルは、1つまたは複数の以前の位置からスペクトル・ストリップまたはスペクトルに加えられる。代替的にまたは付加的に、異なる位置からの信号は進行中のストリームに結合可能であり、例えば、異なる位置から信号をスペクトルの推定のための所定のアンサンブルに含む。

30

【 0 0 5 9 】

ドップラー・ゲート位置をスペクトル特性に基づいて設定するために、異なる位置のためのスペクトルの特性が比較される。例えば、異なる位置のスペクトルに対するテンプレートの最良の適合は、識別される。別の例として、正しいフロー特性、例えば所定のレベル超の速度の大部分を有し、望ましくない特性、例えばクラッタの最少量を有する位置が選択される。ファジー論理、マッピング、重み付け平均または他の論理を用いて、異なる特性のための値を結合し、1つの位置を選択することができる。あるいは、最良のゲート位置は、強いクラッタ信号を有するゲートを無視しながら高い速度信号のための最高の信号対雑音比を有する位置とすることができる。

40

【 0 0 6 0 】

他の方法では、ドップラー・ゲート位置は、Fモード情報を使用して設定される。重心またはフローの最大領域の幾何中心に関連する位置は、識別される。弁または他の対象物に関連するフロー特性は、識別され、位置を設定するために用いることができる。最高速度、エネルギー、分散またはそれらの組み合わせに関連した位置を用いることができる。

50

【 0 0 6 1 】

一実施形態では、ドップラー・ゲート位置は、方法の組合せに基づいて設定される。Bモード、スペクトル分析およびFモード方法の2つまたは3つの任意の組合せを用いることができる。他の方法を、Bモード、スペクトル分析およびFモード方法の1つ、2つまたは3つ全てと組み合わせて用いることができる。組合せは、各方法によって出力された位置を平均することによって用いられる。組合せは、異なる方法によって出力された位置を、基準に基づいて、例えば、他の出力位置に最も類似の位置（例えば、3つの可能性からの中間の位置）に基づいて選択することによって用いられる。

【 0 0 6 2 】

一実施形態では、組合せは、1つの方法による暫定的な設定であり、その後他の方法を用いて改良される。例えば、Bモード情報を用いて、初期のドップラー・ゲートを追跡する。追跡を用いて、位置の集合を決定する（以下のステップ40参照）。マルチ・ゲート集合が得られ、スペクトル分析を用いて、ドップラー・ゲート位置を集合から選択する。その後、追跡は、方法の反復において選択されたドップラー・ゲート位置に基づいて実行される。これは、最適なゲート配置が心臓サイクル全体にわたって時間変化するという可能性を許容する。

【 0 0 6 3 】

他の例の組合せにおいて、Bモード追跡は、Fモード情報に基づいて改善される。Bモード追跡は、集合の位置を示す。追跡された集合のためのFモード情報を用いて、ドップラー・ゲート位置を、例えば検出フローの中心に設定する。病気の弁で見つかる、例えば石灰化による、複雑なフロー・プロファイルは、正および負の両方のフロー（すなわち、トランスデュースアに向かう方向および離れる方向のフロー）を有することができる。Fモード情報を用いて、複雑なフロー・プロファイルにおいて要求されるドップラー・ゲートを適切に配置することができる。

【 0 0 6 4 】

ステップ42において、配置されたドップラー・ゲートのためのスペクトルは、選択または推定される。ステップ38において、設定される1つまたは複数の位置は、スペクトル・ドップラーのために使用する信号を定める。位置が経時的に変化するので、スペクトル・ドップラーのために使用される信号は、古い位置、新しい位置または新旧両方の位置に基づく。スペクトルがすでに推定されている場合、例えば、ステップ34において、スペクトルは選択可能である（例えば、メモリからロードされる）。あるいは、スペクトルは、同一または異なる推定設定によって再び算出される（例えばフロー・サンプル・カウントまたはアンサンプル・サイズ、または、位置の組合せからのサンプルは、1つのアンサンプルにおいて用いられる）。スペクトルがドップラー・ゲート位置を設定するために以前に推定されていない場合、推定は実行される。

【 0 0 6 5 】

ステップ44において、イメージは、表示される。イメージは、複数の空間的に異なった位置のためのスペクトルの少なくとも1つの関数である。スペクトルを用いて、情報をユーザに提供する。他の実施形態では、イメージは、1つのスペクトルのみに関連する情報を提供することができる。

【 0 0 6 6 】

一実施形態では、ドップラー・ゲート位置のためのスペクトル・ストリップが表示される。図4は、説明のために単純化されたスペクトル・ストリップ表示の一例を示す。スペクトル・ストリップは、時間の関数として、エネルギーによって調整される周波数を示す。現在周知であるか将来開発される他の任意のスペクトル・ストリップ・マッピング、例えば、強度がエネルギーを表すグレイスケール・マッピングを用いることができる。フィルタリングを、スペクトルを滑らかにするために適用することができる。スペクトル・ストリップの特性は決定され、表示され、例えばスペクトル・ストリップにおいて、時間の関数として、最大速度を視覚的に追跡する。

【 0 0 6 7 】

ドップラー・ゲートのための位置または座標が経時的に変化しうるので、スペクトル・ストリップは異なる位置のための信号から生成される。種々のスペクトルは、異なる位置のための信号から推定可能である。所定のスペクトルは、異なる位置から、信号から推定可能である。ドップラー・ゲート位置が異なる時間に異なる位置に設定されるので、スペクトル・ストリップは、まるで所定のドップラー・ゲート位置を表すかのように継続的に表示される。

【 0 0 6 8 】

複数のストリップは、表示可能である。例えば、2つ以上の選択された位置のためのスペクトル・ストリップは、比較のために出力される。複数の選択されたドップラー・ゲート位置の各々は、経時的に追跡または配置される。結果として生じる複数のスペクトル・ストリップは、患者の所望の特徴のためのスペクトルを提供する。

10

【 0 0 6 9 】

一実施形態では、スペクトル・ストリップは、空間イメージ、例えば1次元のMモード、2次元のBモード、2次元のFモードまたはそれらの組み合わせのイメージによって表示される。イメージは、PWドップラー・サンプリングのために得られるデータを用いた関心領域である。選択された1つまたは複数のスペクトルの位置は、イメージにおいて視覚的に表示可能であり、例えば図5および図6において、視野の関心領域内の円によって表されている。例えば、テキスト、色、符号または他のインジケータは、ユーザに、選択されたスペクトルに対応する自動的に決定されたレンジゲートのための位置を示す。複数のスペクトルが表示される場合、獲得レンジゲートと表示されたスペクトルとの間のマッチしたカラーコーディングを用いることができる。例えば、レンジゲートの位置の印は、オレンジを使用する。対応するスペクトルは、オレンジで陰影をつけるか、オレンジで輪郭を描くか、または、オレンジでラベルをつける。他の印、例えばテキストラベルまたは番号付けを用いることもできる。

20

【 0 0 7 0 】

ステップ40において、ステップ26および28は、ドップラー・ゲートの位置を設定に基づいて更新される。ドップラー・ゲートが、動きにより異なる座標に変化するので、データの獲得は変化する。

【 0 0 7 1 】

一実施形態では、送信ビームおよび/または受信ビームの位置は、ドップラー・ゲート位置に集中するように変更される。ビーム位置の任意の特性、例えば走査線の原点、走査線の角度または焦点を設定することができる。例えば、走査線の角度は、横方向または縦方向に変更され、設定されたドップラー・ゲートをカバーする。送信ビームは、複数の横方向および縦方向の位置をカバーすることができる。エネルギーは、送信ビームの中心で強いので、送信ビームの中心または走査線は変更され、ドップラー・ゲートの現在位置をカバーする。受信ビームは、同様に配置され、設定されたドップラー・ゲートの現在位置と交差する。

30

【 0 0 7 2 】

焦点は、ドップラー・ゲートに変化可能である。ドップラー・ゲートが異なる深度にある場合、焦点は異なる深度に変化される。

40

【 0 0 7 3 】

ビームの他の特性は、位置によって変化することができる。例えば、送信ビームは、広くも狭くもできる。F#、アポディゼーションまたは開口は、位置に基づいて変化することができる。

【 0 0 7 4 】

ビームの更新は、他の位置より高い信号対雑音比をドップラー・ゲート位置に提供することができる。ドップラー・ゲートを用いて情報を出力するので、より高い信号対雑音比は要求される。他の位置は、ドップラー・ゲートを配置するために、依然サンプリングされる。代替実施形態では、ビームは、ドップラー・ゲートの設定に基づいて変化しない。

【 0 0 7 5 】

50

他の実施形態では、間隔を置かれた位置の集合は、設定されたドップラー・ゲートに基づいて決められる。空間サンプリングは、ドップラー・ゲートを配置するためにある。以前のドップラー・ゲートを考えると、空間サンプリングは、将来のゲート位置の設定を最適化するためのドップラー・ゲートに集中している。図5は、ボックス内の点によって表される関心領域の集合を示す。集合は、円に位置するドップラー・ゲートに集中している。中心とは別の位置は、ドップラー・ゲートに適合することができる。サンプリング分布または集合は、設定されたドップラー・ゲートに集中するように、経時的に更新される。ドップラー・ゲートが変化するので、サンプリングされた位置もまた変化する。図6は、視野に対する座標を変えているドップラー・ゲートの位置を示す。集合も変化する。代替実施形態では、サンプリングされた位置は一定である、すなわち、設定に基づいて変化しない。

10

【0076】

サンプリング分布は、ビームの変化に基づいて変化することができる。ビームが位置を変えるので、サンプリング位置も同様に変化する。他の実施形態では、サンプリング位置は変化するが、ビームは維持され、逆もまた同じである。

【0077】

最適なドップラー・ゲート配置からの小さい偏位は、信号の獲得における変化をトリガしない。例えば、ドップラー・ゲートの位置の変化は、閾値と比較される。サンプリング分布内の1つまたは2つの（または他の距離）位置幅による変化は、獲得における変化をトリガしないが、より大きな変化は変化をトリガする。

20

【0078】

ドップラー・ゲート配置の動きまたは変化は、他の目的のために用いることができる。プロセスまたはステップ26～46は、ドップラー・ゲートの初期設定に基づいて進行中である。動きが発生すると、ドップラー・ゲート配置は更新される。大きく迅速な動きに対して、設定は、要望通り実行することができない。十分に大規模な（しきい値量を越える）動きを検出することに応答して、プロセスは、再開しうる。ドップラー・ゲートは、手動で、または、ドップラー・ゲート配置の追跡または他の設定最新の前に初めに、再設定される。ゲート位置は、Bモード追跡、Fモードの設定またはスペクトル分析なしで実行される。例えば、集合からの信号が完全に失われる、または、Bモードに基づく追跡は、大きく外れた追跡であると決定される（例えば、最高の類似性が閾値以下にある）場合、システムは、Bモードおよび/またはFモード獲得への応答（すなわち、PWドップラー獲得の有無にかかわらずインタリーブされる）を間隔の間トリガする。インタリーブされたBモードまたはFモード走査によって、新しいゲート集合位置がイメージ・ベースの技術を介して、または、手動で決定可能である。このトリガリングは、代替的にあるいは付加的にECG波形に基づくので、位置分析のために必要とされる獲得が、心周期の周知の部分で実行される。

30

【0079】

図7は、ドップラー・ゲートをスペクトル・ドップラー超音波イメージングに配置するシステム10を示す。システム10は、医用診断超音波イメージング・システムであるが、ワークステーションのような他のイメージング・システムを用いることもできる。システム10は、ドップラー・ゲート位置のためのスペクトルを推定し、BモードまたはFモードの特定の獲得のためのインターリーブのないPWサンプリングに基づいて、ドップラー・ゲート位置を経時的に配置する。システム10は、サンプル位置の集合を中央に置き、送信ビームおよび/または受信ビームをドップラー・ゲートに集中させる。ドップラー・ゲートが動きのため異なる位置に設定されるので、集合およびビーム中心は再配置される。

40

【0080】

システム10は、送信ビームフォーマ12、トランスデューサ14、受信ビームフォーマ16、イメージ・プロセッサ18、ディスプレイ20およびメモリ22を含む。追加のコンポーネントまたは異なるコンポーネントを設けることもできるし、コンポーネントを

50

減らすこともできる。例えば、システム 10 は、フロントエンドのビームフォーマ 12、16 およびトランスデューサ 14 を含まなくてもよいし、システム 10 は走査コンバータを含んでもよい。

【0081】

トランスデューサ 14 は、複数の要素のアレイである。要素は、圧電性または容量性膜要素である。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、それらの組み合わせ、または、現在周知であるか将来開発される他の任意のアレイとして構成される。トランスデューサ要素は、音響エネルギーと電気エネルギーとの間の変換を行う。トランスデューサ 14 は、送信/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 に接続されるが、他の実施形態では個別の接続を用いることもできる。

10

【0082】

送信ビームフォーマ 12 は、受信ビームフォーマ 16 と別個に示される。あるいは、送信ビームフォーマ 12 および受信ビームフォーマ 16 は、いくつかまたはすべてのコンポーネントを共通して備えることもできる。送信ビームフォーマ 12 および受信ビームフォーマ 16 は、一緒にまたは単独で動作して、1、2または3次元領域を走査するための音響エネルギーのビームを形成する。ベクタ（登録商標）セクタ、リニアまたは他の走査形式を用いることができる。

【0083】

送信ビームフォーマ 12 は、プロセッサ、遅延、フィルタ、波形発生器、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、または、現在周知であるか将来開発される任意の他の送信ビームフォーマ・コンポーネントである。一実施形態では、送信ビームフォーマ 12 は、エンベロープ・サンプルをデジタル的に生成する。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用いて、所望の送信波形が生成される。他の実施形態では、送信ビームフォーマ 12 は、スイッチング・パルスまたは送信される波形を保存する波形メモリを含む。他の送信ビームフォーマ 12 を用いることもできる。

20

【0084】

送信ビームフォーマ 12 は、トランスデューサ 14 の送信開口の各要素に対して、送信波形の電気信号を生成するための複数のチャンネルとして構成される。波形は、所望の中心周波数または周波数帯域を有し、1サイクル、多数のサイクル、または、数サイクル分の1のユニポーラ波、バイポーラ波、ステップ波、サイン波または他の波形である。波形は、音響エネルギーを焦束するための相対的遅延および/または位相および振幅を有する。送信ビームフォーマ 12 は、開口（例えば能動要素の数）、複数のチャンネルにわたるアポディゼーション・プロファイル（例えば、質量の種類または中心）、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、サイクル数、符号化およびそれらの組み合わせを変えるためのコントローラを含む。

30

【0085】

送信ビームフォーマ 12 は、超音波エネルギーの1つ以上の送信ビームを実質的に同時に送信するように動作可能である。送信ビームは、送信開口内の位置でトランスデューサ 14 から生じる。送信ビームは、任意の所望の角度で走査線に沿って形成される。音響エネルギーは走査線に沿って1点に焦束されるが、複数の点、線焦点、焦点なしまたは他の広がりを用いることもできる。送信ビームは広い領域を実質的にカバーし、例えば、発散、平面波、コリメート、焦点なし、弱い焦点、または、複数の受信線をカバーするために集束される。「実質的に」とは、ノイズより大きいエコーおよびイメージングを提供するのに十分な音響エネルギーのせいである。一実施形態では、送信ビームは、カラム（例えば、 8×8 ）、面（ 1×64 ）または他の配置（例えば、 4×16 ）に分布した最高64の受信ビームまたは走査線をカバーするのに十分に広い。アポディゼーション、開口および遅延プロファイルを制御することによって、異なるサイズ領域を、所定の送信ビームで

40

50

走査することができる。

【0086】

送信ビームフォーマ12は、複数ビームまたは分割ビームを生成することができる。分割ビームは、実質的に同時に2つの領域のためのパルス波スペクトル・ドップラーを推定するために形成される。代替実施形態では、単一の送信ビームは、送信イベント毎に形成される。

【0087】

分割ビームのために、複数の送信ビームは、実質的に同時に発生する。例えば、送信ビームは、格子ローブ(lobe)によって生成される。焦点、アポディゼーション、開口(例えば、要素の不連続な選択)または他の特性が設定され、任意のノイズより大きいエコーを生成するために十分な振幅で格子ローブを生ずる。高振幅の送信ビームは、アレイの法線から離れたある角度に導かれ、格子ローブを生成することができる。サンプルは、一次ビームおよび格子ローブに応答して受信される。別の例として、トランスデューサアレイは、2つ以上の開口に分割される。個別の開口を用いて、異なる送信ビームを形成する。他の例では、周波数または他の符号化が用いられる。さらに他の例では、同一開口を用いて、各要素で両方のビームのための遅延波形を結合することによって複数のビームを送信する。これらの例を組み合わせることもできる。

【0088】

受信ビームフォーマ16は、プリアンプ、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、バッファ、メモリ、それらの組み合わせ、または、現在周知であるか将来開発される他の受信ビームフォーマ・コンポーネントである。送信イベントに応答して1つ以上のビームを受信することができるアナログまたはデジタル受信ビームフォーマを用いることができる。例えば、受信ビームフォーマ16は、同一送信に応答して64または他の数の受信ビームを実質的に同時に形成するのに十分な処理能力および/または、ハードウェアコンポーネントを有する。並列および/または逐次処理を用いて、複数のビームを形成することもできる。全受信イベントのための各要素に対する超音波サンプルをメモリに格納せずに、平行なビーム形成を提供することができる。あるいは、メモリを用いて、各要素に対する超音波サンプルを保存することもできる。

【0089】

受信ビームフォーマ16は、エコーを表す電気信号またはトランスデューサ14に影響を与える音響エネルギーを受信するための複数のチャンネルに構成される。トランスデューサ14内の受信開口の要素の各々からのチャンネルは、アポディゼーション増幅を適用するための増幅器に接続される。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。デジタル無線周波数受信データは、ベース・バンド周波数に復調される。動的受信遅延のような任意の受信遅延および/または位相回転は、その後、増幅器および/または遅延器によって適用される。デジタルまたはアナログの加算器は、受信開口の異なる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、単一の加算器またはカスケードされた加算器である。加算器は、相対的に遅延およびアポダイズされたチャンネル情報を加算し、ビームを形成する。一実施形態では、ビーム形成加算器は、複雑な方法で同相および求積チャンネル・データを加算するように動作可能であり、位相情報は、形成されたビームに対して維持される。あるいは、ビーム形成加算器は、位相情報を維持することなく、データ振幅または強度を加算する。他の受信ビーム形成、例えば、中間周波数帯域に対する復調および/またはチャンネルの異なる部分でアナログ・デジタル変換を提供することができる。

【0090】

平行した受信動作のために、異なる遅延、アポディゼーションおよび加算が、複数のビームのために提供される。分割またはマルチ送信ビームのために、平行なビーム形成の同一または異なる数が、ビームごとに用いられる。例えば、2つの送信ビームが形成される。32の受信ビームは、2つの送信ビームの各々のために形成される。別の例として、8つの受信ビームは1つの送信ビームから形成され、24の受信ビームは他の送信ビームか

10

20

30

40

50

ら形成される。

【0091】

受信開口（例えば、要素の数、どの要素が受信処理に用いられるか）、アポディゼーション・プロファイル、遅延プロファイル、位相プロファイル、イメージング周波数、逆符号化、および、それらの組み合わせを含むビーム形成パラメータは、受信ビーム形成のための受信信号に適用される。例えば、相対的遅延および振幅またはアポディゼーションは、1つ以上の走査線に沿って音響エネルギーを焦束する。コントロール・プロセッサは、受信ビーム形成のためのさまざまなビーム形成パラメータを制御する。

【0092】

1つ以上の受信ビームは、各送信ビームに応答して発生する。例えば、最高64または他の数の受信ビームは、1つの送信ビームに応答して形成される。各受信ビームは、他の受信ビームから2次元または3次元において横方向および/または縦方向に間隔を置かれるので、サンプルは、異なる走査線に沿った位置のために得られる。

【0093】

音響エコーは、送信ビームに応答してトランスデューサ14によって受信される。エコーはトランスデューサ14によって電気信号に変換され、受信ビームフォーマ16は電気信号から受信ビームを形成する。受信ビームは、対応する送信ビームに対して、共線、平行およびオフセットまたは非平行である。受信ビームは、空間的双方向の違いを構成するように調整され、例えば、遅延プロファイルおよび/または振幅は、送信ビーム中心に近い受信ビームに対しては、送信ビーム中心から間隔を置いて配置される受信ビームとは異なって、調整される。あるいは、単一の受信ビームは、各送信ビームに対して生成される。

【0094】

受信ビームフォーマ16は、走査領域の異なる空間位置を表すデータを出力する。受信ビームフォーマ16は、各受信ビームに沿って異なる深度でサンプルを生成する。動的集束を用いて、サンプルは、異なる深度のために形成される。異なる受信ビームおよび走査線を用いて、サンプルは、2次元または3次元分布の位置から形成される。超音波データは、コヒーレントである（すなわち、位相情報が維持されている）が、インコヒーレント・データを含むこともできる。

【0095】

イメージ・プロセッサ18は、スペクトル・ドップラー・プロセッサおよび/またはイメージング検出器を含む。一実施形態では、イメージ・プロセッサ18は、デジタル信号プロセッサまたは受信ビーム・データに変換を適用するための他のデバイスである。一連の送信および受信イベントは、一定期間にわたって実行される。バッファまたはメモリ22は、各送信および受信イベントからの受信ビーム形成データを保存する。任意のパルス繰返し間隔を、送信ビームのために用いることができる。任意数（例えば3以上）の送信および受信イベントを用いて、スペクトルを決定することができる。イメージ・プロセッサ20は、異なる位置（例えば、関心領域の各受信ビームの各深度）の各々のためのスペクトルを推定する。離散または高速フーリエ変換または他の変換を、同じ空間位置のための超音波サンプルに適用することによって、位置からの応答を表すスペクトルは決定される。サンプルを獲得する期間の異なる周波数でのエネルギーレベルを表すヒストグラムまたはデータは得られる。図2は、空間位置のためのスペクトルの一例を示す。

【0096】

方法を繰り返すことによって、イメージ・プロセッサ20は、異なる時間に所定の位置のための異なるスペクトルを得ることができる。オーバーラップするデータを用いることができ、例えば選択された超音波サンプルの移動ウィンドウを有する各スペクトルを算出する。あるいは、各超音波サンプルが、単一の期間およびスペクトルのために用いられる。

【0097】

スペクトルは、複数の空間位置の各々のために、例えば64または他の数の受信ビームの各々ために200超の深度に対して決定可能である。各位置のためのデータは、変換さ

10

20

30

40

50

れる。イメージ・プロセッサ 18 は、並列処理のための複数のコンポーネントを含むこともできるし、並列または逐次推定のための単一のコンポーネントを含むこともできる。

【0098】

イメージ・プロセッサ 18 は、所定のスペクトルから、または、複数のスペクトルから情報を得ることができる。一実施形態では、イメージ・プロセッサ 18 は、クラッターレベル、信号対雑音比、最大速度、速度範囲および / または他の特性を決定する。最大速度または各スペクトルの他の特性を決定することによって、動きまたは流れに関する位置を識別することができる。ドップラー・ゲートの最適位置は、識別される。

【0099】

イメージ・プロセッサ 18 は、スペクトル・ドップラーのために得られるサンプルから強度を決定するための B モード検出器を含むことができる。イメージ・プロセッサ 18 は、相関プロセッサまたはスペクトル・ドップラーのために得られるサンプルから平均速度、分散および / またはエネルギーを決定するための他のカラー・ドップラー検出器を含むことができる。1 つ以上のフィルタ、例えば、クラッタフィルタ、空間フィルタまたは時間フィルタを提供することができる。

10

【0100】

検出器は、インコヒーレント・イメージ・データを出力する。フィルタリング、補間および / または走査変換のような追加の方法は、イメージ・プロセッサ 18 によって提供可能である。

【0101】

プロセッサ 21 が、設けられている。プロセッサ 21 は、イメージ・プロセッサ 18 の一部とすることができる。推定または検出に用いられる 1 つまたは複数のプロセッサは、イメージングおよび / またはシステム 10 を制御する。プロセッサ 21 は、一般のプロセッサ、コントロール・プロセッサ、デジタル信号プロセッサ、特定用途向け集積回路、フィールド・プログラマブルゲートアレイ、グラフィックス処理ユニット、アナログ回路、デジタル回路、それらの組み合わせまたは現在周知であるか将来開発される他の処理用デバイスである。プロセッサ 21 は、ハードウェア、ソフトウェアまたは両方によって、さまざまなステップ、例えば図 1 において上述したステップの性能を実行するように構成される。

20

【0102】

プロセッサ 21 は、サンプリングされた受信ビームの関数として、ドップラー・ゲートの位置を設定するように構成される。サンプルは、異なる位置でスペクトル分析のために得られる。他のモードの別々の走査のためのインターリーピングなしで、スペクトル・ドップラーのためのサンプルを、B モードおよび / または F モード検出のために用いることもできる。あるいは、B モードおよび F モード検出は実行されず、位置はスペクトル分析に基づいて設定される。

30

【0103】

B モード情報、F モード情報、スペクトル・ドップラー情報またはそれらの組み合わせを用いて、所定の時間または期間のドップラー・ゲートの位置は、設定される。位置を更新することができる。ゲート位置を所望の特徴に保つために、ゲート位置の設定は、繰り返される。プロセッサ 21 は、ゲート位置の設定を繰り返す。

40

【0104】

プロセッサ 21 は、ビームフォーマ 12、16 を制御することができる。ビームおよびサンプリングは、ドップラー・ゲート位置に集中することができる。ゲート位置が変化するので、ビームフォーマ 12、16 はサンプリングおよびビームを変えるように制御される。位置の分布の中心を配置することによって、プロセッサ 18 は、後の時間のゲート位置のより正確な設定を提供する。送信ビームの中心および / または焦点をゲート位置に配置することによって、スペクトル分析のための信号は、他の位置より良好な信号対雑音比を有することができる。ビームの中央および焦点は、より大きなエネルギーの領域を表す。プロセッサ 21 は、ビームフォーマ 12、16 を制御し、送信および受信ビームの横方

50

向、縦方向および焦点を変化させ、送信ビームの１つおよび／または位置の分布を、設定されたドップラー・ゲート位置に集中させる。

【０１０５】

イメージ・プロセッサ１８は、ドップラー・ゲート位置のために推定されるスペクトルの関数として、ディスプレイ値を生成する。ディスプレイ値は、強度または表示のために変換される他の値、ディスプレイ２０に提供される値（例えば、赤の値、緑の値、青の値）またはディスプレイ２０を動作するために発生するアナログ値を含む。ディスプレイ値は、強度、色相、色、輝度または他のピクセル特性を示すことができる。例えば、色はスペクトルの１つの特性の関数として割り当てられ、輝度は他のスペクトル特性または他の情報の関数である。ディスプレイ値は、スペクトル・ストリップ表示のために生成する。

10

【０１０６】

ディスプレイ１８は、ＣＲＴ、モニタ、ＬＣＤ、プラズマ・スクリーン、プロジェクタまたはディスプレイ値に応答するイメージを表示するための現在周知であるか将来開発される他のディスプレイである。グレイスケールのスペクトル・ドップラー・イメージのために、エネルギーの関数として調整された各速度を有する速度の範囲は、時間の関数として提供される。選択されたスペクトルは、所定の時間の速度およびエネルギー情報を示す。所定のピクセルまたはピクセル領域の強度は、速度が縦軸に設けられ、時間が横軸に設けられているエネルギーを表す。カラー化されたスペクトル・ドップラー・イメージを含む他のイメージ構成を提供することもできる。

【０１０７】

20

メモリ２２は、バッファ・データ、例えばスペクトル推定のための超音波サンプルを保存する。メモリ２２は、位置情報、Ｂモード情報、Ｆモード情報、スペクトル、スペクトルの特性、ディスプレイ値またはイメージ、例えばＣＩＮＥメモリまたは他の情報を保存することができる。

【０１０８】

一実施形態では、メモリ２２は、ドップラー・ゲートをスペクトル・ドップラー超音波イメージングに配置するため、プログラムされたプロセッサ１８によって実行可能なデータを表している命令を格納した持続性コンピュータ可読の記憶媒体である。本明細書に記載のプロセス、方法および／または技術を実施するための命令は、コンピュータ可読の記憶媒体またはメモリ、例えば、キャッシュ、バッファ、ＲＡＭ、取り外し可能媒体、ハードディスクドライブまたは他のコンピュータ可読の記憶媒体に設けられている。コンピュータ可読の記憶媒体は、様々な種類の揮発性および不揮発性記憶媒体を含む。図面に示されているかまたは本明細書に記載されている機能、ステップまたはタスクは、コンピュータ可読の記憶媒体に保存された１つ以上の命令セットに依存して実行される。機能、ステップまたはタスクは、命令セット、記憶媒体、プロセッサまたはプロセッシングストラテジの特定の種類とは無関係であり、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、または、協同で実行可能である。同様に、プロセッシングストラテジは、マルチプロセッシング、マルチタスキング、並列処理などを含むことができる。一実施形態では、命令は、ローカルシステムまたは遠隔システムによって読み出される取り外し可能媒体装置に保存される。他の実施形態では、命令は、コンピュータ・ネットワークまたは電話線による転送のための遠隔位置に保存される。さらに他の実施形態では、命令は、所定のコンピュータ、ＣＰＵ、ＧＰＵまたはシステム内に保存される。

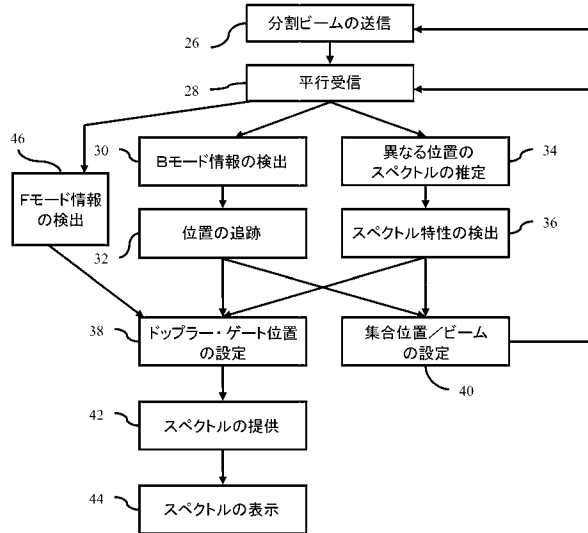
30

40

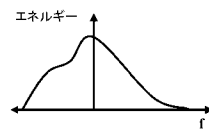
【０１０９】

各種実施形態を参照して本発明を説明してきたが、本発明の範囲内において、多数の変更および修正が可能であることを理解されたい。それゆえ、上述した詳細な説明が、制限するためではなく説明のためであり、本発明の趣旨および範囲を定めるのは、すべての等価物を含む以下の特許請求の範囲であることを理解されたい。

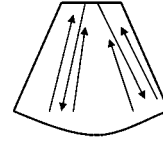
【図 1】



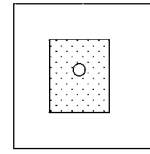
【図 2】



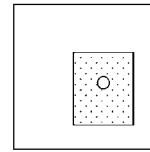
【図 3】



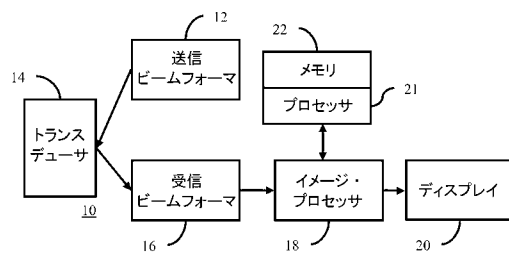
【図 5】



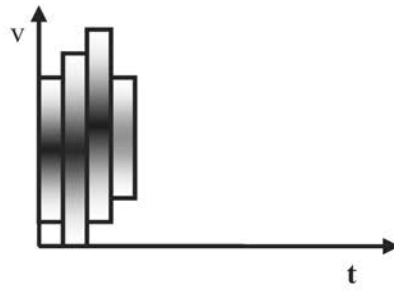
【図 6】



【図 7】



【 図 4 】



フロントページの続き

(74)代理人 100099483

弁理士 久野 琢也

(72)発明者 イスマイル エム . グラカー

アメリカ合衆国 カリフォルニア レッドウッド・シティー クウォーツ ストリート 4 7 5

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 DD03 DD15 DD18 DE03 DE04 EE09 GB04 GB06

HH04 HH22 HH27 HH28 HH31 JB16 JB35 JB36 JB51 JC37

KK02 KK12 KK13 KK24 KK31 LL38

【 外国語明細書 】

Title of Invention**AUTOMATIC DOPPLER GATE POSITIONING IN SPECTRAL DOPPLER
ULTRASOUND IMAGING****Detailed Explanation of the Invention****BACKGROUND**

The present invention relates to pulsed wave (PW) spectral Doppler ultrasound. Spectral Doppler ultrasound imaging provides an image of velocities (vertical axis) values modulated by energy as a function of time (horizontal axis). This spectrum may be used for studying fluid flow or tissue motion within a patient. By transmitting a plurality of pulses at a single gate location, a spectral Doppler response is generated in response to received echo signals. The frequency spectrum of the object's motion or flow for a single spatial region is estimated and displayed as a function of time.

Sonographers manually adjust the gate location, gate size, transmit frequency and other spectral Doppler imaging control parameters in order to acquire a desirable image. The gate placement is assisted by display of a 2D B-mode image of the anatomy of interest. Some processes have been proposed for automatic placement of the spectral Doppler gate using B-mode or color Doppler (F-mode) information. However, obtaining the B-mode or F-mode information interrupts the acquisition of the relatively high pulse repetition frequency PW Doppler. A brief interruption (e.g., 10-20 ms) allows at least a portion of the two or three-dimensional B-mode or F-mode data to be acquired. This produces gaps in the PW Doppler measurement. Depending on the temporal characteristics of the PW Doppler waveform due to flow dynamics, vital information may be lost during this time interval.

BRIEF SUMMARY

By way of introduction, the preferred embodiments described below include methods, systems, computer readable media, and instructions for positioning a Doppler gate in spectral Doppler ultrasound imaging. Samples acquired for multiple PW Doppler gates are used for B-mode and/or F-mode detection over time without interleaving transmissions from the PW Doppler. The B-mode and/or F-mode information are used to track gate placement. Alternatively or additionally, characteristics of spectra from different gate locations are used to select a gate location. Either positioning may be used to

change the locations sampled and/or beam characteristics, such as centering the locations and beam focus on the selected gate location.

In a first aspect, a method is provided for positioning a Doppler gate in spectral Doppler ultrasound imaging. Transmit beams are transmitted repetitively from a transducer array. In response to the transmitting, signals from different receive locations are repetitively received. B-mode information representing the different receive locations at different times is detected from at least some of the signals. The Doppler gate location is tracked with the B-mode information. A first spectrum for the tracked Doppler gate location is estimated from the signals for the tracked Doppler gate location. An image is displayed as a function of the first spectrum.

In a second aspect, a non-transitory computer readable storage medium has stored therein data representing instructions executable by a programmed processor for positioning a Doppler gate in spectral Doppler ultrasound imaging. The storage medium includes instructions for receiving signals over time for each a plurality of spaced apart locations, performing spectral analysis of the signals separately for each of the spaced apart locations, the spectral analysis providing spectra for each of the spaced apart locations, detecting a characteristic of each spectra from the spaced apart locations, setting a Doppler gate location to one of the spaced apart locations as a function of the characteristic of each spectrum, and updating a distribution of the spaced apart locations as a function of the set Doppler gate location so that a center of the distribution is at the set Doppler gate location.

In a third aspect, a system is provided for positioning a Doppler gate in spectral Doppler ultrasound imaging. A transmit beamformer is operable to transmit beams. A receive beamformer is operable to form a plurality of spaced apart receive beams in response to each of the transmit beams, each of the receive beams sampled at a plurality of depths. A processor is configured to set a location of the Doppler gate as a function of the sampled receive beams and to control the transmit beamformer to center the transmit beams and spacing of the sampling of the receive beams on the location.

In a fourth aspect, a non-transitory computer readable storage medium has stored therein data representing instructions executable by a programmed processor for positioning a Doppler gate in spectral Doppler ultrasound imaging. The storage medium includes instructions for receiving signals over time for each a plurality of spaced apart locations, detecting B-mode information for different times from at least some of the signals, tracking a location over time with the B-mode information, updating the spaced apart locations as a function of the tracked location, performing spectral analysis of the signals separately for each of the spaced apart locations, the spectral analysis providing spectra for each of the spaced apart locations, detecting a characteristic of each spectra from the spaced apart locations, and setting a Doppler gate location to one of the spaced apart locations as a function of the characteristic of each spectra.

The present invention is defined by the following claims, and nothing in this section should be taken as a limitation on those claims. Further aspects and advantages of the invention are discussed below in conjunction with the preferred embodiments.

The components and the figures are not necessarily to scale, emphasis instead being placed upon illustrating the principles of the invention. Moreover, in the figures, like reference numerals designate corresponding parts throughout the different views.

Brief Explanation of the Drawings

Figure 1 is a flow chart diagram of one embodiment of a method for positioning a Doppler gate in spectral Doppler ultrasound imaging;

Figure 2 is a graphical representation of an example spectrum;

Figure 3 is a graphical representation of example parallel beamforming in a region of interest;

Figure 4 is a graphical representation of an example spectral strip display;

Figure 5 is a graphical representation of an example constellation of sample locations and a Doppler gate location in a region of interest at one time;

Figure 6 is a graphical representation of the example constellation of the sample locations and the Doppler gate location of Figure 5, but tracked to a different location for a different time; and

Figure 7 is a block diagram of one embodiment of a system for positioning a Doppler gate in spectral Doppler ultrasound imaging.

DETAILED DESCRIPTION OF THE DRAWINGS AND PRESENTLY PREFERRED EMBODIMENTS

Automatic Doppler gate placement is provided in ultrasonic blood flow measurement, such as for cardiac valve applications, or in tissue motion measurement. Once the gate has been placed, continuous positioning ensures that the gate position is maintained even in the presence of motion from the patient (e.g., from breathing) or the transducer position (e.g., from the sonographer moving). The continuous monitoring and/or positioning of the gate occurs without interrupting PW spectral Doppler acquisition for other types of scanning.

Multi-transmit and/or receive beam capability is used to acquire a constellation of Doppler gates in a region near the optimal gate position. PW Doppler gate position and/or beamforming are based on simultaneous acquisition of data for multiple spectral Doppler gates. Multiple gates may be located along an ultrasound beam (multiple range gates). Parallel receive beamforming allows multiple gates in lateral and/or elevation directions within the area covered by a transmit beam or beams. Using split beam (parallel transmit beams), two or more spatially distinct regions may be interrogated.

The data acquired for the constellation represents the region or regions. The data acquired at the Doppler gates may also be used for B-mode and/or F-mode detection. The spectral Doppler signals themselves and/or the B-mode/color region of the constellation are used for positioning. As the target moves because of patient or transducer motion, the optimal gate placement is maintained. The detection and tracking of motion only requires a constellation of Doppler gates to be acquired without interrupting the PW Doppler acquisition and while maintaining the highest temporal sampling quality.

In one embodiment, the multigate constellation acquisition provides data for concurrently acquired B-mode and/or F-mode images in addition to the PW Doppler information. The B-mode and/or F-mode images are used for continuous tracking. The optimal gate position is maintained by adjusting the location used for estimating spectra.

In another embodiment, a Doppler strip is generated for each location of the multigate constellation. Each strip is analyzed and compared with the others to determine the best gate position.

Both approaches may be used together. For example, the B-mode tracking is used to center the constellation of gates. The spectral analysis is used to select the Doppler gate location from among the constellation of gates.

In either approach, lateral and/or elevation transmit beam profiles and transmit focus depth may be adjusted to be centered at the optimal gate position. The constellation may be adjusted to be centered at the optimal gate position. The transmit line and/or transmit focal depth of the center of the gate constellation is moved in response to motion. The highest transmit power and best beam profile characteristics may be centered on a region of acquired Doppler gates, maintaining the best characteristics while tracking motion.

Where there is loss of tracking or excessive movement is detected, the system may reset. A new image-based gate placement cycle is automatically initiated instead of continuing to track or position.

Figure 1 shows method for positioning a Doppler gate in spectral Doppler ultrasound imaging. The method is implemented on the system 10 of Figure 7 or a different system. The acts are performed in the order shown, but other orders are possible. Acts 30 and 32 are performed sequentially or simultaneously with acts 34 and 36. Acts 38 and 40 are performed simultaneously or sequentially in any order. Act 42 may be performed before act 40. Other orders may be used.

Additional, different, or fewer acts may be provided. For example, acts 30 and 32 are not performed. As another example, acts 34 and 36 are

not performed. In yet another example, act 46 is not performed. Acts 40 and/or 44 may not be performed. Various combinations may be used.

For positioning a PW Doppler gate, ultrasound samples or signals are obtained for a plurality of spatially distinct locations. The samples are obtained by transmitting beams in act 26. One or more transmit beams are transmitted at a given time. To cover a larger region, simultaneous transmit beams may be formed. Simultaneous formation of beams on different scan lines may be used. For example, two transmit beams are formed at different steering angles, from different origins on the transducer array, and/or from the transducer at different positions. The transmit beams are formed along different scan lines. In the near field and far field, the transmit beams may overlap. At the focal region some or no overlap is provided. The -6dB or -10dB edge of the transmit beams overlap or are separated by a region of lesser acoustic power from the transmit beams. Non-overlapping regions in the middle field, far field and/or near field may be used.

Two or more beams are transmitted substantially simultaneously. Substantially accounts for different delays or start of transmissions due to different foci or steering. Substantially provides for two beams to be transmitted within sufficient time of each other that at least a portion of a wavefront of one waveform is generated acoustically before the last of returned echoes for another wavefront are received at the transducer. The wavefronts from both beams may be transmitted by a majority of the elements of the transducer prior to any reception operation. Simultaneous transmission includes generating acoustic waveforms for one beam while also doing so for another beam, such as transmitting a waveform for one beam from one element while also transmitting a waveform for another beam from another element or the one element.

The split beams (e.g., substantially simultaneous transmit beams along different scan lines) are generated using any possible method. For example, different apertures are formed on the transducer array. Each aperture is for transmitting a different one or ones of the transmit beams. The apertures are unique or do not overlap, such as using right and left halves of the array for two different beams. The apertures may be neighboring

sections, may be spatially interleaved (e.g., every other element for one aperture and the other elements for another aperture), or may overlap (e.g., one or more elements transmit waveforms for both beams). The different apertures produce spatially distinct transmit beams by application of a suitable delay and/or phasing pattern.

In another embodiment, the waveforms for two or more beams are applied to the same or overlapping apertures at a substantially simultaneous time. For each element, the electrical waveforms for the different beams are combined (e.g., summed) based on the separate delay and/or phasing and apodization profiles. The combined waveforms are transmitted from the elements of the aperture, forming the transmit beams substantially simultaneously.

For receive isolation or to limit contribution to received samples for one beam from another beam, different center frequencies, coding, or center frequencies and coding may be used for each beam. For example, frequency multiplexing is used. Two or more transmit pulses having different center frequencies are transmitted. Different delay profiles are used for the pulses at different frequencies so that two or more beams are created in parallel (temporally). For coding, any coding may be used, such as spread spectrum codes or orthogonal codes. Frequency-based codes, amplitude-based codes, phase-based codes, or combinations thereof may be used. In alternative embodiments, no coding or frequency difference is provided. The spatial differences in the transmit beams differentiate the receive signals.

In other embodiments, combinations of techniques for generating substantially simultaneous transmit beams may be used. For example, the aperture is split into two spatially overlapping groups. The groups transmit pulses having different center frequencies so that spatially distinct beams are generated that are separated in frequency.

In other embodiments, one transmit beam is formed at a given time. The transmit beam is formed with a sufficient beam width to allow receive beamformation along laterally and/or elevationally spaced receive scan lines. Plane wave, infinite focus, spread beam, or narrow beam with sufficient width

may be used. Split or multi-beam may be used with such wide or diverging wavefront transmit beams.

For either the simultaneous beams or the single beam, the transmissions are repeated. The repetition allows reception of sufficient samples to perform spectral analysis.

In act 28, signals for a plurality of laterally spaced locations are received in response to each of the transmit beams. Receive beams are formed along a plurality (e.g., two or more, such as 32 or 64) of scan lines in response to each of the transmit beams. A plurality of scan lines and ranges along the scan lines may be sampled in response to the single transmission. Parallel receive beamforming is provided. The ultrasound samples are obtained at a substantially same time along a plurality of receive beams responsive to a same transmit beam. Other plane wave transmission and reception techniques may be used, such as applying a Fourier transform to electrical signals at each element to generate an array of values representing response at different locations.

Figure 3 shows one embodiment where one transmission of split beams in act 26 is used to acquire a plurality of receive beams in act 28. While two receive beams are shown, a greater density may be provided, such as four, eight, sixteen, thirty two, sixty-four, or other number of receive beams per transmit beam. The transmit and receive beams intersect a region of interest.

The region of interest may be any size or shape. The region of interest defines the spatial locations for which spectra may be estimated. For example, at least one hundred locations are sampled for possible spectral analysis. The region may be contiguous or divided. Multiple regions may be scanned.

Any sampling density of locations may be used in the region of interest. The distribution of locations is a constellation of sample points for possible spectral analysis. The constellation may be a distribution in two or three dimensions. Symmetric or asymmetric distribution may be used, such as sampling in 64 lateral and elevation spaced locations and at 10 depth spaced locations.

The receive operation occurs repetitively in response to the transmitting. Signals from laterally and/or elevationally distinct receive locations within the transmit beams are received. By forming a plurality of receive beams in response to each of the transmit beams, signals for many receive locations are obtained substantially simultaneously. "Substantially" accounts for the acoustic travel time along a line in a field of view.

Samples for the same locations are acquired over time. Ultrasound samples are obtained over a period, such as acquiring five or more ultrasound samples for each spatial location. Any scan sequence and/or pulse repetition frequency may be used.

The PW Doppler gate is to be positioned at one of the sample locations of the constellation. Sufficient samples are obtained to estimate the spectra over time for any of the sample locations. Three different approaches may be used alone or in combination to position the PW Doppler gate for a spectral strip display at one of the sample locations. Acts 30 and 32 represent an approach using B-mode detection. Acts 34 and 36 represent an approach using spectral analysis. Act 46 represents an approach using F-mode detection. Other approaches may be used.

In act 30, B-mode information is generated. The B-mode information is generated from the PW Doppler samples. While the transmit and/or receive characteristics (e.g., frequency, number of cycles, F#, or aperture) may typically be different for PW Doppler and B-mode, samples acquired for PW Doppler may be used for B-mode detection. The transmit and/or receive characteristics may be compromised for both spectral analysis and B-mode detection or optimized for B-mode detection in other embodiments. The same data is used for both.

For spectral analysis, an ensemble of signals from a same location is acquired, such as five to twenty samples for each spectrum. The samples may be obtained in an ongoing manner such that a moving window (e.g., ensemble or flow sample count) with any step size (e.g., every sample or every third sample) is used to estimate a spectrum. The B-mode detection uses a single sample to estimate the intensity. One of the samples from a given ensemble is selected and used. To estimate B-mode at different times,

signals from different times in the same or different ensemble are selected. B-mode information may be detected for each signal for a greatest temporal resolution. In other embodiments, less than all of the signals are used for B-mode detection, such as performing B-mode detection with every fifth sample.

Since signals are acquired for the constellation, the B-mode data is detected for the region of interest. The intensity from single samples of the signals for the different receive locations is detected. The detection is performed for different times. B-mode information generally represents return from tissue or other structure within the patient. By detecting over time, the tissue in the region of interest is detected at different times. As motion occurs, the tissue appears or does shift, rotate, compress, or expand. The B-mode information over time reflects the change.

In act 32, a location is tracked over time with the B-mode information. The location is a Doppler gate location. For example, the user places an initial Doppler gate. As another example, act 46 or acts 34 and 36 are used to initially place the Doppler gate. In another example, automatic placement using a prior B-mode scan (e.g., boundary or edge detection to place a gate in the center of an enclosed boundary) or other approach is used.

The location of the Doppler gate is tracked. In other embodiments, the location being tracked is the entire region of interest. Other locations may be tracked, such as a center of the region of interest or a sub-area or sub-volume of the region of interest.

The tracking detects a change of the location over time. The location may be at one coordinate at one time, but shift to be at another coordinate at another time. The coordinates are defined with respect to the scanning, such as with respect to the scan format from the ultrasound transducer. The location is relative to the patient. Data at different coordinates for different times may represent the same location.

For tracking the location, a kernel of B-mode information representing different spatial locations is used. Any size kernel may be provided, such as 9x9 or 12x12x12 neighborhood around the location or the

entire region of interest. The entire region of interest may be used as the kernel.

The kernel is a reference set. The reference is for B-mode information at a first, selected, or given time. The reference may be updated, such as changing the reference over time. For example, the reference B-mode information is temporally adjacent to the most recently acquired B-mode information in a moving window. The reference B-mode information is updated each time another frame of B-mode information is detected. In another embodiment, the reference B-mode information is only updated once sufficient motion has occurred to change the constellation location and/or beam location (e.g., scan line shift) in act 40.

To track, the reference information is compared to the B-mode information from another time. Multiple comparisons are made between the B-mode information from two times. Different translation, rotations, and/or scales are attempted. The translation, rotation, and/or scale with the best or highest similarity indicate the motion or change in position between times. In one embodiment, just translation is tracked.

Any measure of similarity may be used. For example, a minimum sum of absolute differences is calculated. Cross-correlation or other measures may be used.

In another approach to determine positions for the Doppler gate over time, spectra are estimated for the different locations in act 34. Spectra are estimated for the receive locations. A spectrum is estimated for each of the spatially distinct locations. The spectra are estimated from the ultrasound samples from different depths, elevation, and/or lateral locations. The spectra correspond to a period in which the samples were acquired. For each spatial location of interest, such as all the locations in a region of interest, in an image field, or other distributions, a spectrum is calculated. Spectra may be determined for only a subset of the spatial locations, such as determining the spectra for sparsely sampled locations or densely sampled locations but in a limited region.

For each receive location, a spectrum or spectra are estimated from the received signals. The spectrum is estimated by applying a Fourier

transform, wavelet transform or Wigner-Ville distribution to the ultrasound samples representing each of the spatially distinct locations. Spatially distinct locations correspond to different range gates, such as different center positions, sizes or both, with or without overlap. Any transform may be applied to determine the spectrum for each of the spatially distinct locations. Each spectrum represents energy as a function of frequency (see Figure 2).

Multiple spectra are estimated for each of the locations. Figure 4 shows a spectral strip of spectra for a same location over time. Different spectra may be estimated for the same spatial location at different times corresponding to different periods or ensembles of acquisition. The spectrum for a given time is mapped with velocity on the horizontal axis and energy modulating the intensity. Other mapping may be used. The spectra are estimated, but may or may not be displayed.

The spectral analysis of the signals is performed separately for each of the spaced apart locations. The signals for each given location are used for spectral analysis without signals from other locations. In alternative embodiments, the signals are spatially and/or temporally filtered prior to spectral analysis, but separate spectra are provided for each location.

A set of spectra for a given time or representing the sampling period are estimated. In one embodiment, all of the spatial locations for determining spectra are sampled at a same time (e.g., same transmit and receive events). The spectra are sampled at a same time relative to a physiological cycle, such as the heart cycle. Spectra for only one period may be estimated. Spectra for the same locations are estimated for different periods to provide time varying spectral information. The samples used for estimating the spectra at a given time may be used for estimation at another time as well, such as associated with repeating estimations using a temporally moving window for selecting the samples.

In act 36, one or more characteristics of the spectra for each location are detected. Any characteristic of the spectra may be used, such as the maximum velocity, minimum velocity, mean velocity, median velocity, maximum energy, velocity associated with maximum energy, intensity, variance of velocity, range of velocity, slope or trend in the spectra, location of

change of slope, shape over time, similarity to a pattern or spectra template, clutter, signal-to-noise ratio, combination of energy and velocity, or phase shift relative to known or measured cycle.

The characteristic of the spectra may be derived from one spectrum after comparison with other spectra for the location. For example, the maximum velocity over all of the spectra for a location is associated with one spectrum. A single spectrum of the spectra may be analyzed for the characteristic, such as using clutter from the first or last spectrum. The combination of spectra may be used, such as pattern matching a template of spectra with the spectra for the location.

Different types of spectral information may be useful for different diagnostic purposes. For example, the maximum velocity may more accurately indicate tissue health. The variance of the spectra may indicate flow conditions. The useful information provided in spectral strips is available for many locations at a same time, providing for selection of the spectra associated with the desired characteristics. Locating the spectrum or spectra with the maximum velocity may provide better flow information than a user guessed position.

Any now known or later developed techniques may be used to characterize or determine a characteristic of the spectra. For example, the highest velocities above a threshold level with only one or no lower velocities below the threshold indicate the maximum velocity. The maximum velocity is the highest or an average of the two or more highest velocities associated with contiguous values above the threshold or noise level in the spectrum. The signal-to-noise ratio may be calculated by measuring energy or brightness of the spectrum or spectra from samples with the transmitter turned off and samples with the transmitter active. As another example, clutter may be measured based on mapping from velocity and energy, such as high energy with low velocity indicating stronger clutter strength. Clutter may be measured by a ratio or difference of energy with and without clutter filtering.

In act 46, F-mode information is estimated from the signals. F-mode is color Doppler or other spatially distributed estimate of mean velocity,

energy, and/or variance. Using the same ensemble or a sub-set of the ensemble acquired for spectral estimation, the F-mode information for the different locations is estimated. F-mode information indicates characteristics of flow, such as showing a flow region with higher and lower flow locations.

In act 38, the Doppler gate location is set. One of the locations of the constellation is selected as the Doppler gate location or the location for which spectra are to be displayed or output. More than one location may be selected, such as selecting a location on each side of a heart valve so that spectral information is provided for both locations.

The location is set based on the tracked B-mode location, the characteristics of the spectra, or the F-mode information. For B-mode tracking, the location for the tracked Doppler gate is used. As the initial location alters position, the signals from the new position are used for spectral analysis. The tracking follows a feature or structure of the patient. At different times, the signals from different coordinates represent the response of the feature. By using the signals from the tracked location over time, the resulting spectra represent the feature despite motion.

Signals from different locations are used to estimate spectra separately. As the tracked Doppler gate changes position, any new spectrum is determined for the new location. This spectrum is added to the spectral strip or spectra from a previous location or locations. Alternatively or additionally, signals from different locations may be combined into an on-going stream, such as including signals from different locations in a given ensemble for estimation of a spectrum.

For setting the Doppler gate location based on the spectra characteristics, the characteristics of the spectra for different locations are compared. For example, the best fit of a template to the spectra of the different locations is identified. As another example, the location that has the most amount of correct flow characteristics, such as velocity above a given level, and has the least amount of undesired characteristics, such as clutter, is selected. Fuzzy logic, mapping, weighted averaging or other logic may be used to combine the values for different characteristics to select one location. Alternatively, the best gate location may just be the location with the highest

signal-to-noise ratio for high velocity signals while discounting gates with strong clutter signals.

In another approach, the Doppler gate location is set using F-mode information. The location associated with a center of gravity or geometric center of a largest region of flow is identified. Flow characteristics associated with a valve or other object may be identified and used to set the location. The location associated with a greatest velocity, energy, variance, or combination thereof may be used.

In one embodiment, the Doppler gate location is set based on a combination of approaches. Any combination of two or three of the B-mode, spectral analysis, and F-mode approaches may be used. Other approaches may be used in combination with one, two or all three of the B-mode, spectral analysis, and F-mode approaches. The combination may be by averaging locations output by each approach. The combination may be by selecting a location output by the different approaches based on a criterion, such as the location most similar to the other output locations (e.g., the middle location from three possibilities).

In one embodiment, the combination is a provisional setting by one approach and then refining using another approach. For example, the B-mode information is used for tracking the initial Doppler gate. The tracking is used to establish the constellation of locations (see act 40 below). The multi-gate constellation is acquired, and the spectral analysis is used to select the Doppler gate location from the constellation. The tracking is then performed based on the selected Doppler gate location in a repetition of the process. This allows the possibility that the optimal gate position may be time varying throughout the heart cycle.

In another example combination, the B-mode tracking is refined based on the F-mode information. The B-mode tracking indicates the location of the constellation. The F-mode information for the tracked constellation is used to set the Doppler gate location, such as at the center of the detected flow. Complex flow profiles found in diseased valves, such as due to calcification, may have both positive and negative flow (i.e., flow towards and

away from the transducer). F-mode information may be used to properly place the Doppler gate as desired in complex flow profiles.

In act 42, the spectra for the positioned Doppler gate are selected or estimated. The location or locations set in act 38 define the signals used for spectral Doppler. As the locations vary over time, the signals used for the spectral Doppler are based on the old, new or old and new locations. Where the spectra are already estimated, such as in act 34, the spectra may be selected (e.g., loaded from memory). Alternatively, the spectra are calculated again with the same or different estimation settings (e.g., flow sample count or ensemble size or with samples from a combination of locations being used in one ensemble). Where the spectra have not been previously estimated for setting the Doppler gate location, estimation is performed.

In act 44, an image is displayed. The image is a function of at least one of the spectra for the plurality of spatially distinct locations. The spectra are used to provide information to the user. The image may provide information associated with only one spectrum in other embodiments.

In one embodiment, a spectral strip for the Doppler gate location is displayed. Figure 4 shows an example spectral strip display simplified for illustration. The spectral strip shows the frequency modulated by energy as a function of time. Any now known or later developed spectral strip mapping may be used, such as gray scale mapping with the intensity representing energy. Filtering may be applied to smooth the spectrum. Characteristics of the spectral strip may be determined and displayed, such as graphically tracking a maximum velocity as a function of time in the spectral strip.

Since the location or coordinates for the Doppler gate may change over time, the spectral strip is generated from signals for different locations. Different ones of the spectra may be estimated from signals for different locations. A given spectrum may be estimated from signals from different locations. As the Doppler gate position is set to different locations at different times, the spectral strip is displayed in an on-going manner as if representing a given Doppler gate location.

Multiple strips may be displayed. For example, spectral strips for two or more selected locations are output for comparison. Each of the

multiple selected Doppler gate locations is tracked or positioned over time. The resulting multiple spectral strips provide spectra for the desired feature of the patient.

In one embodiment, the spectral strip is displayed with a spatial image, such as a one-dimensional M-mode, two-dimensional B-mode, two-dimensional F-mode, or combination thereof image. The image is of the region of interest using data acquired for PW Doppler sampling. The location of the selected spectrum or spectra may be indicated graphically in the image, such as represented by the circle in the region of interest of the field of view shown in Figures 5 and 6. For example, text, color, symbol, or other indicator shows the user the location for the automatically determined range gate corresponding to the selected spectrum. Where multiple spectra are displayed, matched color coding between the acquisition range gates and displayed spectra may be used. For example, the indication of the location of the range gate uses orange. The corresponding spectrum is shaded in orange, outlined in orange, or otherwise labeled in orange. Other indications may be used, such as text labels or numbering.

In act 40, acts 26 and 28 are updated based on the setting of the position of the Doppler gate. As the Doppler gate changes to different coordinates due to movement, the acquisition of data is changed.

In one embodiment, the transmit beam and/or receive beam position is changed to be centered on the Doppler gate location. Any characteristic of the beam position may be set, such as the scan line origin, scan line angle, or focus. For example, the scan line angle is changed laterally or in elevation to cover the set Doppler gate. The transmit beam may cover multiple lateral and elevation locations. Since the energy may be stronger at the center of the transmit beam, the center or scan line of the transmit beam is changed to cover the current location of the Doppler gate. A receive beam is similarly positioned to intersect with the current location of the set Doppler gate.

The focus may be changed to the Doppler gate. Where the Doppler gate is at a different depth, the focus is changed to the different depth.

Other characteristics of the beams may change by location. For example, the transmit beam may be made wider or narrower. The F#, apodization, or aperture may vary based on the location.

The updating of the beams may provide stronger signal-to-noise ratio for the Doppler gate location than for other locations. Since the Doppler gate is used to output information, a stronger signal-to-noise ratio is desired. Other locations are still sampled for positioning the Doppler gate. In alternative embodiments, the beams do not change based on the setting of the Doppler gate.

In another embodiment, the constellation of spaced apart locations is established based on the set Doppler gate. The spatial sampling is for positioning the Doppler gate. Given a previous Doppler gate, the spatial sampling is centered on the Doppler gate for optimizing the setting of future gate locations. Figure 5 shows a constellation of a region of interest represented by dots in a box. The constellation is centered on the Doppler gate, located at the circle. Other locations than the center may be keyed to the Doppler gate. The sampling distribution or constellation is updated over time to be centered at the set Doppler gate. As the Doppler gate changes, the locations sampled also changes. Figure 6 shows the location of the Doppler gate changing coordinates relative to the field of view. The constellation also changes. In alternative embodiment, the sampled locations are static or do not change based on the setting.

The sampling distribution may change based on the change in the beams. As the beams change location, the sampling locations likewise change. In other embodiments, the sampling locations change while the beams are maintained or vice versa.

Small excursions in the optimal Doppler gate position may not trigger a change in the acquisition of the signals. For example, the change in position of the Doppler gate is compared to a threshold. Changes by one or two location widths (or other distances) in the sampling distribution do not trigger change in the acquisition, but larger changes do trigger change.

The movement or change in the Doppler gate position may be used for other purposes. The process or acts 26-46 is ongoing based on an initial

setting of the Doppler gate. As motion occurs, the Doppler gate position is updated. For large, rapid motion, the setting may not perform as desired. In response to detecting a sufficiently large (above a threshold amount) motion, the process may be reinitiated. The Doppler gate is again set manually or initially before tracking or other setting update of the Doppler gate position. Gate placement is performed without the B-mode tracking, F-mode setting, or spectral analysis. For example, if the signal from the constellation is completely lost or the tracking based on B-mode is determined to be far off track (e.g., highest similarity is below a threshold), the system triggers a return to B-mode and/or F-mode acquisition (i.e., interleaved with or without PW Doppler acquisition) for an interval. The interleaved B-mode or F-mode scanning allows a new gate constellation position to be determined via image based techniques or manually. This triggering may alternatively or additionally be based on an ECG waveform, so that the acquisition needed for the position analysis is performed at a known part of the cardiac cycle.

Figure 7 shows a system 10 for positioning a Doppler gate in spectral Doppler ultrasound imaging. The system 10 is a medical diagnostic ultrasound imaging system, but other imaging systems may be used, such as a workstation. The system 10 estimates spectra for a Doppler gate location and positions the Doppler gate location over time based on PW sampling without interleaving for B-mode or F-mode specific acquisition. The system 10 centers a constellation of sample locations and centers a transmit and/or receive beams on the Doppler gate. As the Doppler gate is set to a different location due to motion, the constellation and beam centers are repositioned.

The system 10 includes a transmit beamformer 12, a transducer 14, a receive beamformer 16, an image processor 18, a display 20, and a memory 22. Additional, different or fewer components may be provided, such as the system 10 without the front-end beamformers 12, 16 and transducer 14 or the system 10 with a scan converter.

The transducer 14 is an array of a plurality of elements. The elements are piezoelectric or capacitive membrane elements. The array is configured as a one-dimensional array, a two-dimensional array, a 1.5D array, a 1.25D array, a 1.75D array, an annular array, a multidimensional array,

combinations thereof or any other now known or later developed array. The transducer elements transduce between acoustic and electric energies. The transducer 14 connects with the transmit beamformer 12 and the receive beamformer 16 through a transmit/receive switch, but separate connections may be used in other embodiments.

The transmit beamformer 12 is shown separate from the receive beamformer 16. Alternatively, the transmit and receive beamformers 12, 16 may be provided with some or all components in common. Operating together or alone, the transmit and receive beamformers 12, 16 form beams of acoustic energy for scanning a one, two, or three-dimensional region. Vector®, sector, linear or other scan formats may be used.

The transmit beamformer 12 is a processor, delay, filter, waveform generator, memory, phase rotator, digital-to-analog converter, amplifier, combinations thereof, or any other now known or later developed transmit beamformer components. In one embodiment, the transmit beamformer 12 digitally generates envelope samples. Using filtering, delays, phase rotation, digital-to-analog conversion and amplification, the desired transmit waveform is generated. In other embodiments, the transmit beamformer 12 includes switching pulsers or waveform memories storing the waveforms to be transmitted. Other transmit beamformers 12 may be used.

The transmit beamformer 12 is configured as a plurality of channels for generating electrical signals of a transmit waveform for each element of a transmit aperture on the transducer 14. The waveforms are unipolar, bipolar, stepped, sinusoidal, or other waveforms of a desired center frequency or frequency band with one, multiple, or fractional number of cycles. The waveforms have relative delay and/or phasing and amplitude for focusing the acoustic energy. The transmit beamformer 12 includes a controller for altering an aperture (e.g. the number of active elements), an apodization profile (e.g., type or center of mass) across the plurality of channels, a delay profile across the plurality of channels, a phase profile across the plurality of channels, center frequency, frequency band, waveform shape, number of cycles, coding, and combinations thereof.

The transmit beamformer 12 is operable to transmit one or more transmit beams of ultrasound energy substantially simultaneously. A transmit beam originates from the transducer 14 at a location in the transmit aperture. The transmit beam is formed along a scan line at any desired angle. The acoustic energy is focused at a point along the scan line, but multiple points, line focus, no focus, or other spread may be used. The transmit beam substantially covers a wide region, such as being divergent, a plane wave, collimated, unfocussed, weakly focused, or focused to cover multiple receive lines. "Substantially" accounts for sufficient acoustic energy to provide echoes and imaging above noise. In one embodiment, the transmit beam is sufficiently wide to cover up to 64 receive beams or scan lines distributed in a column (e.g., 8x8), a plane (1x64), or other arrangements (e.g., 4x16). By controlling the apodization, aperture, and delay profile, different size regions may be scanned with a given transmit beam.

The transmit beamformer 12 may generate multiple or split beams. The split beams are formed for pulsed wave spectral Doppler estimation for two regions substantially simultaneously. In alternative embodiments, a single transmit beam is formed for each transmit event.

For split beams, more than one transmit beam is generated substantially simultaneously. For example, a transmit beam is generated with a grating lobe. The focus, apodization, aperture (e.g., discontinuous selection of elements), or other characteristic is set to cause a grating lobe at sufficient amplitude for generating echoes above any noise. A high amplitude transmit beam may be steered at an angle away from normal to the array to generate the grating lobe. Samples are received in response to the primary beam and the grating lobe. As another example, the transducer array is divided into two or more apertures. The separate apertures are used to form the different transmit beams. In another example, frequency or other coding is used. For yet another example, the same aperture is used to transmit multiple beams by combining delayed waveforms for both beams at each element. Combinations of these examples may be provided.

The receive beamformer 16 is a preamplifier, filter, phase rotator, delay, summer, base band filter, processor, buffers, memory, combinations

thereof, or other now known or later developed receive beamformer component. Analog or digital receive beamformers capable of receiving one or more beams in response to a transmit event may be used. For example, the receive beamformer 16 has sufficient processing power and/or hardware components to substantially simultaneously form 64 or other number of receive beams in response to a same transmit. Parallel and/or sequential processing may be used to form different beams. Parallel beamforming may be provided without storing ultrasound samples for each element for an entire receive event in a memory. Alternatively, a memory may be used to store the ultrasound samples for each element.

The receive beamformer 16 is configured into a plurality of channels for receiving electrical signals representing echoes or acoustic energy impinging on the transducer 14. A channel from each of the elements of the receive aperture within the transducer 14 connects to an amplifier for applying apodization amplification. An analog-to-digital converter digitizes the amplified echo signal. The digital radio frequency received data is demodulated to a base band frequency. Any receive delays, such as dynamic receive delays, and/or phase rotations are then applied by the amplifier and/or delay. A digital or analog summer combines data from different channels of the receive aperture to form one or a plurality of receive beams. The summer is a single summer or cascaded summer. The summer sums the relatively delayed and apodized channel information together to form a beam. In one embodiment, the beamform summer is operable to sum in-phase and quadrature channel data in a complex manner such that phase information is maintained for the formed beam. Alternatively, the beamform summer sums data amplitudes or intensities without maintaining the phase information. Other receive beamformation may be provided, such as with demodulation to an intermediate frequency band and/or analog-to-digital conversion at a different part of the channel.

For parallel receive operations, different delays, apodization, and summing are provided for the different beams. For split or multi-transmit beam, equal or different numbers of parallel beamforming are used for each beam. For example, two transmit beams are formed. Thirty two receive

beams are formed for each of the two transmit beams. As another example, eight receive beams are formed from one transmit beam and twenty four receive beams are formed from another transmit beam.

Beamforming parameters including a receive aperture (e.g., the number of elements and which elements used for receive processing), the apodization profile, a delay profile, a phase profile, imaging frequency, inverse coding, and combinations thereof are applied to the receive signals for receive beamforming. For example, relative delays and amplitudes or apodization focus the acoustic energy along one or more scan lines. A control processor controls the various beamforming parameters for receive beamformation.

One or more receive beams are generated in response to each transmit beam. For example, up to 64 or other number of receive beams are formed in response to one transmit beam. Each receive beam is laterally and/or elevationally spaced in two or three-dimensions from other receive beams, so samples are acquired for locations along different scan lines.

Acoustic echoes are received by the transducer 14 in response to the transmit beam. The echoes are converted into electrical signals by the transducer 14, and the receive beamformer 16 forms the receive beams from the electrical signals. The receive beams are collinear, parallel and offset or nonparallel with the corresponding transmit beam. The receive beams may be adjusted to account for spatial two-way differences, such as adjusting the delay profile and/or amplitude differently for receive beams closer to the transmit beam center than for receive beams spaced further from the transmit beam center. Alternatively, a single receive beam is generated for each transmit beam.

The receive beamformer 16 outputs data representing different spatial locations of a scanned region. The receive beamformer 16 generates samples at different depths along each receive beam. Using dynamic focusing, samples are formed for different depths. By using different receive beams and scan lines, samples are formed from two- or three-dimensional distribution of locations. The ultrasound data is coherent (i.e., maintained phase information), but may include incoherent data.

The image processor 18 includes a spectral Doppler processor and/or imaging detectors. In one embodiment, the image processor 18 is a digital signal processor or other device for applying a transform to the receive beam data. A sequence of transmit and receive events is performed over a period. A buffer or the memory 22 stores the receive beamformed data from each transmit and receive event. Any pulse repetition interval may be used for the transmit beams. Any number of transmit and receive events may be used for determining a spectrum, such as three or more. The image processor 20 estimates a spectrum for each of the different locations (e.g., each of the depths of each of the receive beams in a region of interest). By applying a discrete or fast Fourier transform, or other transform, to the ultrasound samples for the same spatial location, the spectrum representing response from the location is determined. A histogram or data representing the energy level at different frequencies for the period of time to acquire the samples is obtained. Figure 2 shows one example spectrum for a spatial location.

By repeating the process, the image processor 20 may obtain different spectra for a given location at different times. Overlapping data may be used, such as calculating each spectrum with a moving window of selected ultrasound samples. Alternatively, each ultrasound sample is used for a single period and spectrum.

A spectrum may be determined for each of a plurality of spatial locations, such as for over 200 depths on each of 64 or other number of receive beams. The data for each location is transformed. The image processor 18 may include a plurality of components for parallel processing or a single component for parallel or sequential estimation.

The image processor 18 may derive information from a given spectrum or from a plurality of spectra. In one embodiment, the image processor 18 determines a clutter level, signal-to-noise ratio, maximum velocity, velocity range, and/or other characteristics. By determining a maximum velocity or other characteristic of each spectrum, locations associated with motion or flow may be identified. An optimal location for the Doppler gate is identified.

The image processor 18 may include a B-mode detector for determining intensity from samples acquired for spectral Doppler. The image processor 18 may include a correlation processor or other color Doppler detector for determining average velocity, variance, and/or energy from the samples acquired for spectral Doppler. One or more filters, such as clutter, spatial or temporal filters may be provided.

The detector outputs incoherent image data. Additional processes, such as filtering, interpolation, and/or scan conversion, may be provided by the image processor 18.

A processor 21 is provided. The processor 21 may be part of the image processor 18. The processor or processors used for estimation or detection control the imaging and/or system 10. The processor 21 is a general processor, control processor, digital signal processor, application specific integrated circuit, field programmable gate array, graphics processing unit, analog circuit, digital circuit, combinations thereof or other now known or later developed device for processing. The processor 21 is configured by hardware, software, or both to perform and/or cause performance of various acts, such as the acts discussed above for Figure 1.

The processor 21 is configured to set a location of the Doppler gate as a function of the sampled receive beams. The samples are acquired for spectral analysis at different locations. Without interleaving for separate scanning in other modes, the samples for spectral Doppler may also be used for B-mode and/or F-mode detection. Alternatively, B-mode and F-mode detection are not performed and the location is set based on spectral analysis.

Using B-mode information, F-mode information, spectral Doppler information, or combinations thereof, the location of the Doppler gate for a given time or period is set. The location may be updated. To keep the gate location at the desired feature, the setting of the gate location is repeated. The processor 21 repeats setting of the gate location.

The processor 21 may control the beamformers 12, 16. The beams and sampling may be centered on the Doppler gate location. As the gate location changes, the beamformers 12, 16 are controlled to change the sampling and beams. By positioning a center of the distribution of locations,

the processor 18 provides for more accurate setting of the gate location for later times. By positioning a center and/or focus of the transmit beam on the gate location, the signals for spectral analysis may have better signal-to-noise ratio than for other locations. The center of the beam and focus represent regions of greater energy. The processor 21 controls the beamformers 12, 16 to change the lateral, elevation, and focus of the transmit and receive beams for centering one of the transmit beams and/or the distribution of locations on the set Doppler gate location.

The image processor 18 generates display values as a function of the spectra estimated for the Doppler gate location. Display values include intensity or other values to be converted for display, values provided to the display 20 (e.g., red, green, blue values), or analog values generated to operate the display 20. The display values may indicate intensity, hue, color, brightness, or other pixel characteristic. For example, the color is assigned as a function of one characteristic of a spectrum and the brightness is a function of another spectrum characteristic or other information. The display values are generated for a spectral strip display.

The display 18 is a CRT, monitor, LCD, plasma screen, projector or other now known or later developed display for displaying an image responsive to the display values. For a grey scale spectral Doppler image, a range of velocities with each velocity modulated as a function of energy is provided as a function of time. The selected spectrum indicates the velocity and energy information for a given time. The intensity of a given pixel or pixel region represents energy where velocity is provided on the vertical scale and time provided on the horizontal scale. Other image configurations may be provided, including colorized spectral Doppler images.

The memory 22 stores buffered data, such as ultrasound samples for spectrum estimation. The memory 22 may store location information, B-mode information, F-mode information, spectra, characteristics of spectra, display values or images, such as a CINE memory, or other information.

In one embodiment, the memory 22 is a non-transitory computer readable storage medium having stored therein data representing instructions

executable by the programmed processor 18 for positioning a Doppler gate in spectral Doppler ultrasound imaging. The instructions for implementing the processes, methods and/or techniques discussed herein are provided on computer-readable storage media or memories, such as a cache, buffer, RAM, removable media, hard drive or other computer readable storage media. Computer readable storage media include various types of volatile and nonvolatile storage media. The functions, acts or tasks illustrated in the figures or described herein are executed in response to one or more sets of instructions stored in or on computer readable storage media. The functions, acts or tasks are independent of the particular type of instructions set, storage media, processor or processing strategy and may be performed by software, hardware, integrated circuits, firmware, micro code and the like, operating alone or in combination. Likewise, processing strategies may include multiprocessing, multitasking, parallel processing and the like. In one embodiment, the instructions are stored on a removable media device for reading by local or remote systems. In other embodiments, the instructions are stored in a remote location for transfer through a computer network or over telephone lines. In yet other embodiments, the instructions are stored within a given computer, CPU, GPU or system.

While the invention has been described above by reference to various embodiments, it should be understood that many changes and modifications can be made without departing from the scope of the invention. It is therefore intended that the foregoing detailed description be regarded as illustrative rather than limiting, and that it be understood that it is the following claims, including all equivalents, that are intended to define the spirit and scope of this invention.

Claims

1. A method for positioning a Doppler gate in spectral Doppler ultrasound imaging, the method comprising:
 - transmitting (26) repetitively, from a transducer array, transmit beams;
 - receiving (28), repetitively in response to the transmitting (26), signals from different receive locations;
 - generating (30) B-mode information representing the different receive locations at different times from at least some of the signals;
 - tracking (32) the Doppler gate location with the B-mode information;
 - estimating (42) a first spectrum for the Doppler gate location from the signals for the tracked Doppler gate location; and
 - displaying (44) an image, the image being a function of the first spectrum.
2. The method of claim 1 wherein tracking (32) comprises detecting (36) a change of the Doppler gate location from a first location at a first time to a second location at a second time, wherein estimating (42) comprises estimating from the signals for the second location;
 - further comprising estimating (42) a second spectrum for the Doppler gate location from the signals for the first location; and
 - wherein displaying (44) comprises displaying (44) the image as a function of the first and second spectra representing the Doppler gate location from the different times.
3. The method of claim 1 wherein transmitting (26) comprises transmitting (26) simultaneously the beams from different apertures of the transducer array to laterally spaced apart scan lines and applying separate delay patterns to the different apertures.
4. The method of claim 1 wherein receiving (28) comprises forming a plurality of receive beams in response to each of the transmit beams, and

obtaining the signals for additional receive locations corresponding to the receive beams, respectively, such that the signals for the different receive locations and the additional receive locations are obtained substantially simultaneously.

5. The method of claim 1 wherein estimating (42) comprises applying a Fourier transform to the signals representing the Doppler gate location, the first spectrum comprising energy as a function of frequency.

6. The method of claim 1 wherein generating (30) the B-mode information comprises detecting (36) intensity from single samples of the signals for the different receive locations for each of the different times, and wherein estimating comprises estimating from a plurality of the signals for the tracked Doppler gate location, the plurality including one of the single samples.

7. The method of claim 1 wherein tracking (32) comprises determining a translation with a greatest similarity between the B-mode information of the different times, the tracked Doppler gate location corresponding to the Doppler gate location shifted by the translation.

8. The method of claim 1 wherein displaying (44) comprises displaying (44) a spectral strip with the spectra being for the Doppler gate at different locations as tracked over time.

9. The method of claim 1 further comprising:
adjusting (40) a transmit focus of the transmitting (26) over time to the tracked Doppler location.

10. The method of claim 1 further comprising:
adjusting (40) a lateral and elevation position of the beams to the tracked Doppler gate location.

11. The method of claim 1 further comprising:
estimating (34) F-mode information from the signals; and

refining (36) the tracking (32) based on the F-mode information.

12. In a non-transitory computer readable storage medium (22) having stored therein data representing instructions executable by a programmed processor (21) for positioning a Doppler gate in spectral Doppler ultrasound imaging, the storage medium (22) comprising instructions for:

receiving (28) signals over time for each a plurality of spaced apart locations;

performing (34) spectral analysis of the signals separately for each of the spaced apart locations, the spectral analysis providing spectra for each of the spaced apart locations;

detecting (36) a characteristic of each spectrum from the spaced apart locations;

setting (38) a Doppler gate location to one of the spaced apart locations as a function of the characteristic of each spectrum;

updating (40) a distribution of the spaced apart locations as a function of the set Doppler gate location so that a center of the distribution is at the set Doppler gate location.

13. The non-transitory computer readable storage medium (22) of claim 12 wherein receiving (28) comprises receiving (28) for a constellation of possible Doppler gate locations in response to multiple simultaneous transmit beams.

14. The non-transitory computer readable storage medium (22) of claim 12 wherein performing (34) spectral analysis comprises generating (30) a spectral strip for each of the spaced apart locations.

15. The non-transitory computer readable storage medium (22) of claim 12 wherein detecting (36) comprises detecting (36) a velocity range, shape over time, intensity, energy relative to velocity, or combinations thereof as the characteristic.

16. The non-transitory computer readable storage medium (22) of claim 12 wherein detecting (36) comprises detecting (36) a signal-to-noise ratio and clutter strength as the characteristic.

17. The non-transitory computer readable storage medium (22) of claim 12 further comprising:

updating (40) a transmit beam position to be centered at the set Doppler gate location.

18. The non-transitory computer readable storage medium (22) of claim 12 further comprising:

detecting movement above a threshold; and
initiating gate placement without detection of the characteristic.

19. The non-transitory computer readable storage medium (22) of claim 12 further comprising:

generating (30) B-mode information from pulse wave signals;
tracking (32) a region for the Doppler gate location with the B-mode information; and
establishing (40) the spaced apart locations based on the tracking (32).

20. A system for positioning a Doppler gate in spectral Doppler ultrasound imaging, the system comprising:

a transmit beamformer (12) operable to transmit beams;
a receive beamformer (16) operable to form a plurality of spaced apart receive beams in response to each of the transmit beams, each of the receive beams sampled at a plurality of depths; and
a processor (21) configured to set a location of the Doppler gate as a function of the sampled receive beams and to control the transmit beamformer to center the transmit beams and spacing of the sampling of the receive beams on the location.

21. The system of claim 20 wherein the processor (21) is configured to control the transmit beamformer to center the focal, lateral and elevation position of the beams at the location.

22. In a non-transitory computer readable storage medium (22) having stored therein data representing instructions executable by a programmed processor (21) for positioning a Doppler gate in spectral Doppler ultrasound imaging, the storage medium (22) comprising instructions for:

- receiving (28) signals over time for each a plurality of spaced apart locations;

- detecting (36) B-mode information for different times from at least some of the signals;

- tracking (32) a location over time with the B-mode information;

- updating (40) the spaced apart locations as a function of the tracked location;

- performing (34) spectral analysis of the signals separately for each of the spaced apart locations, the spectral analysis providing spectra for each of the spaced apart locations;

- detecting (36) a characteristic of each spectra from the spaced apart locations; and

- setting (38) a Doppler gate location to one of the spaced apart locations as a function of the characteristic of each spectrum.

Abstract

A Doppler gate is automatically positioned (38) in spectral Doppler ultrasound imaging. Samples acquired (28) for multiple PW Doppler gates are used for B-mode and/or F-mode detection (30, 46) over time without interleaving transmissions for the PW Doppler. The B-mode and/or F-mode information are used to track (38) gate placement. Alternatively or additionally, characteristics spectra from different gate locations are used to select (40) a gate location. Either tracking (32) may be used to change (40) the locations sampled and/or beam characteristics, such as centering the locations and beam focus on the selected gate location.

FIG. 1

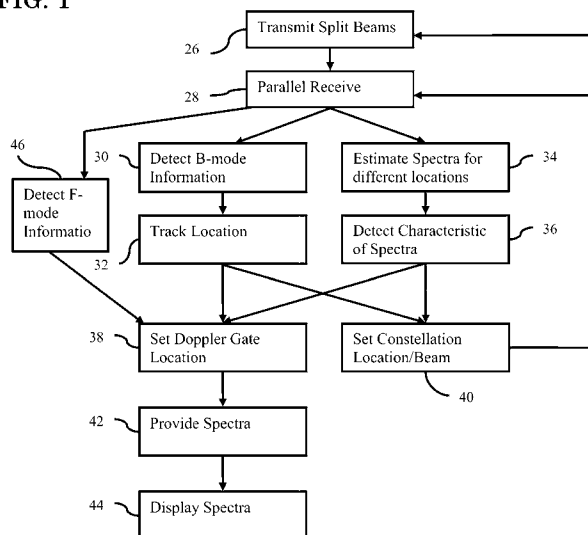


FIG. 3

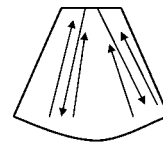


FIG. 2

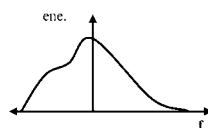
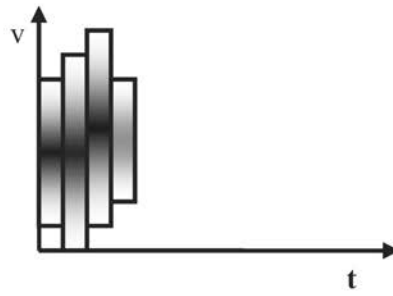
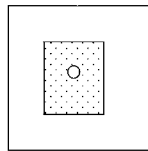
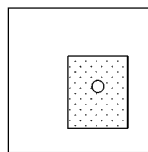
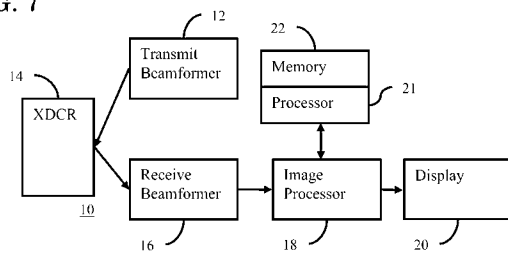


FIG. 4**FIG. 5****FIG. 6****FIG. 7**

专利名称(译)	频谱多普勒超声成像的自动多普勒门安排		
公开(公告)号	JP2014018663A	公开(公告)日	2014-02-03
申请号	JP2013147377	申请日	2013-07-16
[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	イスマイルエムグラカー		
发明人	イスマイル エム. グラカー		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/4494 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5276 A61B8/54 G01S7/52066 G01S7/52085 G03B42/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/06.ZDM A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DD18 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH04 4C601/HH22 4C601/HH27 4C601/HH28 4C601/HH31 4C601/JB16 4C601/JB35 4C601/JB36 4C601/JB51 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/LL38		
优先权	13/548561 2012-07-13 US		
其他公开文献	JP2014018663A5 JP6008803B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

多普勒门自动置于光谱多普勒超声成像 (38) 上。 解决方案： 针对多个 PW多普勒门获得的 (28) 样本随时间用于B模式和/或F模式检测 (30,46) ， 而不交织用于PW多普勒的传输。 用于使用B模式和/或F模式信息跟踪38门的放置。 替代地或另外地， 使用来自不同栅极位置 (40) 的特征光谱来选择栅极位置。 跟踪 (32) 用于改变 (40) 采样位置和/或光束特性， 例如， 将位置和光束焦点聚焦到选定的门位置。 [选图]图1

