

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 111759

(P2003 - 111759A)

(43)公開日 平成15年4月15日(2003.4.15)

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テマコード [*] (参考)
A 6 1 B 8/14		A 6 1 B 8/14	4 C 3 0 1
8/06		8/06	
8/08		8/08	

審査請求 未請求 請求項の数 24 O L (全 18数)

(21)出願番号	特願2002 - 242764(P2002 - 242764)	(71)出願人	300019238 ジーイー・メディカル・システムズ・グロ ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル エルシー アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5318 8・ワウケシャ・ノース・グランドヴュー・ ブルバード・ダブリュー・710・3000
(22)出願日	平成14年8月23日(2002.8.23)	(72)発明者	シュタイナー・バエラム ノルウェー、エヌ - 3182・ホルテン、ヨタ グト・8番
(31)優先権主張番号	09/682358	(74)代理人	100093908 弁理士 松本 研一 (外 2 名)
(32)優先日	平成13年8月24日(2001.8.24)		
(33)優先権主張国	米国(US)		

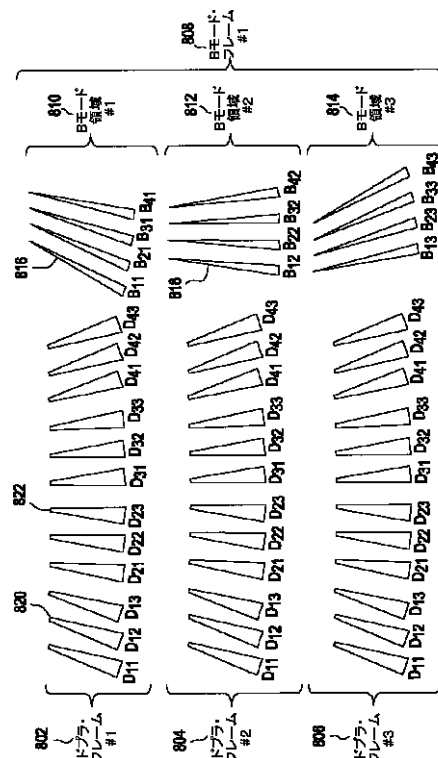
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波撮像の空間分解能及び時間分解能を改善する方法及び装置

(57)【要約】

【課題】 Bモード撮像及びドプラ撮像の分解能及びフレーム・レート最適化する。異なる分解能のBモード画像の表示を可能にする。二つの超音波画像を同時に取得する。

【解決手段】 超音波パルスの第一の集合(802)が、第一の動作モードを用いて第一のフレーム・レートで送信され、そのエコーが受信される。超音波パルスの第二の集合(810)が、第二の動作モードを用いて第一のフレーム・レートと異なる第二のフレーム・レートで送信される。超音波パルスの第一の集合(802)は画像全体を画定しており、超音波パルスの第二の集合(810)は部分画像を画定している。超音波パルスの第二の集合(810)からのエコーが受信されて、超音波パルスの第一(802)及び第二(810)の集合からのエコーが単一の画像として表示される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 診断用超音波画像を得る方法であって、第一の動作モードに従って第一のフレーム・レートで超音波パルスの第一の集合（802）を送信する工程と、前記超音波パルスの第一の集合からエコーを受信する工程と、第二の動作モードに従って第二のフレーム・レートで超音波パルスの第二の集合（810）を送信する工程であって、前記第一のフレーム・レートは前記第二のフレーム・レートと異なる、送信する工程と、前記超音波パルスの第二の集合（810）からエコーを受信する工程と、前記超音波パルスの第一（802）及び第二（810）の集合の両方から受信されたエコーを表わす単一の画像を表示する工程とを備えた方法。

【請求項 2】 前記超音波パルスの第一の集合（802）は前記超音波パルスの第二の集合（810）よりも高いフレーム・レートで送信される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】 前記超音波パルスの第一の集合（802）はドブラ画像を画定しており、前記超音波パルスの第二の集合は B モード画像を画定しており（810）、前記表示する工程は前記ドブラ画像と B モード画像とを重ね合わせる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】 前記各送信する工程は、前記超音波パルスの第一の集合から単一のドブラ画像フレーム（802）を得る工程と、完全なドブラ画像フレームを得る前及び得た後に単一の B モード画像フレームの第一及び第二の部分それぞれ得る工程とを含んでいる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】 前記超音波パルスの第一の集合（802）は B モード画像の高分解能部分を画定しており、前記超音波パルスの第二の集合（810）は B モード画像の低分解能部分を画定しており、前記高分解能部分及び低分解能部分は、表示される前記単一の画像を形成している請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】 前記超音波パルスの第二の集合（810）からの前記エコーは部分画像を画定しており、前記超音波パルスの第一の集合（802）からの前記エコーは全体画像を画定しており、前記表示する工程は、前記部分画像と全体画像とを重ね合わせる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】 前記超音波パルスの第一の集合（802）は高分解能画像を画定しており、前記超音波パルスの第二の集合（810）は低分解能画像を画定している請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】 被走査区域に対して共通の方向に一連の中断のない連続パルスを送信する工程と、前記一連の中断のない連続パルスから一連のエコーを検出する工程と、

前記一連のエコーからドブラ画像の部分を出算する工程であって、前記ドブラ画像の前記部分は前記共通の方向に対応している、算出する工程とをさらに含んでいる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】 前記超音波パルスの第一の集合（802）に前記超音波パルスの第二の集合（810）をインターリーブする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】 前記超音波パルスの第一の集合（802）を送信する工程は、

10 前記単一の画像の第一の部分に対応する第一の方向に 1 以上の超音波パルス（1002）を送信する工程と、前記単一の画像の第二の部分に対応する第二の方向に超音波パルス（1004）を送信する工程と、前記第一の方向に第二の超音波パルス（1006）を送信する工程と、前記第二の方向に第二の超音波パルス（1008）を送信する工程とをさらに含んでいる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】 関心のある区域の超音波画像を得る方法であって、

ドブラ動作モードに従ってドブラ・パルスの集合（802）を送信する工程と、前記ドブラ・パルスの集合（802）からドブラ・エコーを受信する工程と、前記ドブラ・エコーを受信した後に、前記ドブラ動作モードとは異なるもう一つの動作モードに従って非ドブラ・パルスの集合（810）を送信する工程であって、前記非ドブラ・パルスの集合は表示画像の小領域に対応している、送信する工程と、
30 前記非ドブラ・パルスの集合（810）から非ドブラ・エコーを受信する工程と、前記ドブラ・パルス及び非ドブラ・パルスからの前記ドブラ・エコー及び非ドブラ・エコーに基づいて画像を表示する工程とを備えた方法。

【請求項 12】 前記送信する工程は、関心のある区域に対する第一の方向に向けられた連続パルスの第一のパケット（902）を送信し、続いて、関心のある区域に対する第二の方向に向けられた連続パルスの第二のパケット（904）を送信する工程を含んでいる請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】 前記第一の送信する工程は、関心のある区域に対する第一の方向にパルスの第一のパケットの一つのパルス（1002）を送信し、続いて、関心のある区域に対する第二の方向にパルスの第二のパケットの一つのパルス（1004）を送信し、続いて、前記第一の方向に前記パルスの第一のパケットの第二のパルス（1006）を送信する工程をさらに含んでいる請求項 11 に記載の方法。

【請求項 14】 画像の第一の小領域に対応する 1 以上のドブラ・パルス（1002）を送信する工程と、

前記ドブラ・パルスからのエコーを受信した直後に、前記画像の第二の小領域に対応する 1 以上のドブラ・パルス (1004) を送信する工程とをさらに含んでいる請求項 11 に記載の方法。

【請求項 15】 前記送信する工程は、
関心のある区域に対する第一の方向に受けられた連続ドブラ・パルスの第一のパケット (902) を送信する工程と、
前記非ドブラ・パルスの集合の部分集合から前記エコーを受信した後に、関心のある区域に対する第二の方向に連続ドブラ・パルスの第二のパケット (904) を送信する工程とをさらに含んでいる請求項 11 に記載の方法。

【請求項 16】 前記第二の送信する工程は、画像の小領域に対応する 1 以上の非ドブラ・パルス (910) を送信する工程を含んでおり、前記非ドブラ・パルスからの前記エコーは部分画像を形成する請求項 11 に記載の方法。

【請求項 17】 前記ドブラ・パルスの集合 (802) はドブラ画像の N 個のフレームを画定しており、前記非ドブラ・パルスの集合 (810) は非ドブラ画像の M 個のフレームを画定しており、M は N よりも小さい請求項 11 に記載の方法。

【請求項 18】 前記送信する工程及び受信する工程は、複数の走査区間に分割された走査系列を形成しており、各々のドブラ・パルス及び非ドブラ・パルスは、一意の重なり合わない走査区間において送信及び受信され、
非ドブラ・パルスが送信及び受信される走査区間の系列内の 1 以上の走査区間中に前記送信する工程及び受信する工程を一時休止する (1346) 工程をさらに含んでいる請求項 11 に記載の方法。

【請求項 19】 前記送信する工程及び受信する工程は、複数の走査区間に分割された走査系列を形成しており、非ドブラ・パルスの部分集合が各々の走査区間中に送信及び受信され、
第一の走査区間において、非ドブラ画像の第一の小領域に関連する 1 以上の非ドブラ・パルス (1510) を送信する工程と、
第二の走査区間において、非ドブラ画像の第二の小領域に関連する 1 以上の非ドブラ・パルス (1526) を送信する工程とをさらに含んでいる請求項 11 に記載の方法。

【請求項 20】 前記送信する工程及び受信する工程は、等しい持続時間の複数の走査区間に分割された走査系列を形成している請求項 11 に記載の方法。

【請求項 21】 前記非ドブラ・パルスの集合 (810) を送信する工程は、前記画像の小領域に対応する 1 以上の非ドブラ・パルス (816) を送信する工程を含んでおり、前記受信されたドブラ・エコーは完全画像を

形成しており、前記受信された非ドブラ・エコーは部分画像を形成している請求項 11 に記載の方法。

【請求項 22】 前記受信されたドブラ・エコーに基づく前記画像は、スライディング・ウィンドウ手法を用いることにより算出される請求項 11 に記載の方法。

【請求項 23】 前記ドブラ・パルスからの前記受信されたエコーに基づく前記画像は一定数の送信方向で構成されており、前記第一の送信する工程は、
各々の前記送信方向に一つのドブラ・パルス (1102) を送信する工程をさらに含んでいる請求項 11 に記載の方法。

【請求項 24】 前記ドブラ・パルス及び非ドブラ・パルスは所定のパルス繰り返し時間で送信され、該パルス繰り返し時間よりも長い持続時間だけ前記送信する工程中に休止する (1346) 工程をさらに含んでいる請求項 11 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の背景】本発明の幾つかの実施形態は、医療診断の目的での人体の解剖学的構造の超音波撮像に関する。具体的には、本発明の幾つかの実施形態は、超音波画像の空間分解能及び時間分解能を改善する方法及び装置に関する。

【0002】二次元 (2D) 超音波ドブラ撮像は、体内の血流の視覚化、並びに人体胸部の強制圧迫のような筋肉組織の運動及び変形の視覚化に利用されている。B モード・グレイ・スケール・セクタと、B モード・セクタの全部又は一部をカバーするセクタ内の 2D ドブラ情報とを別個に取得することができる。ドブラ情報は色符号化されて、B モード・グレイ・スケール画像に重ね合わせて表示されて関心のある区域の速度情報を視覚化する。組織構造を視覚化するためにグレイ・スケール画像を利用し、速度情報を表現するためにドブラ画像を利用するので、B モード画像はしばしば「組織画像」と呼ばれる。

【0003】また、従来の技術では、高分解能 2DB モード画像と、同じフレーム・レートで取得された比較的分解能の低い 2D ドブラ画像とを組み合わせる。例えば、図 2 は、従来のセクタ走査方式 2D ドブラ取得についての幾何学的関係を示している。幾何学的像 202 は、B モード・セクタ画像に重ね合わせて表示されたドブラ・セクタ画像を示している。B モード・セクタ画像 204 は B モード送信ビーム 206 で構成されている。ドブラ・セクタ画像 208 はドブラ送信ビーム方向 210 で構成されている。この例では、B モード送信ビームの数 (N_B) は 12 であり、ドブラ送信ビーム方向の数 (N_D) は 4 である。従って、B モード・セクタ画像 204 はドブラ・セクタ画像 208 よりも高いビーム密度及び高い分解能を有する。

【0004】図 3 は、従来の 2D ドブラ取得の走査系列

を示している。12のドブラ・パルス302～324及び12のBモード・パルス326～348が示されている。まず、ドブラ・パルス302～324をドブラ・パルス302から開始して相次いで送信する。次いで、Bモード・パルス326～348をBモード・パルス326から開始して相次いで送信する。Bモード・パルス326～348は送信方向を示すようにラベル付けされる。例えば、B₁とラベル付けしたBモード・パルス326はこのBモード・パルスが方向1に送信されていることを示す。B₁₁とラベル付けされたBモード・パルス346はこのパルスが方向11に送信されていることを示す。ドブラ・パルス302～324はD_{ij}が方向iでのドブラ・パルス送信jを示すようにラベル付けされる。ドブラ・パルス302～324は各々パケット350～356の一部となっている。同じ方向に送信される各々のドブラ・パルス302～324が同じパケット350～356の一部となっている。パケット・サイズ(PS)は各々のパケット350～356内でのドブラ・パルス302～324の数である。例えば、図3のPSは3である。従って、各々のパケット350～356は、一つの送信ビーム方向に送信されるドブラ・パルス302～324を含んでおり、各々のパケット350～356は異なる方向に送信されている。

【0005】2Dドブラについての速度は、パケット350～356からの受信信号に基づいて各々のビーム方向に沿った各点で推定される。例えば、ドブラ・パルス*

$$T_{frame} = (N_D \times PS) / PRF_D + N_B / PRF_B$$

として算出することができ、式中、T_{frame}は一つの画像フレームを取得するための時間であり、N_Dはドブラ送信ビーム方向の数であり、PSはパケット・サイズであり、PRF_Dはドブラのパルス繰り返し周波数であり、N_Bはフレーム当たりのBモード送信パルス数であり、PRF_BはBモードのパルス繰り返し周波数である。例えば図3では、N_D=4、PS=3、及びN_B=12である。

【0008】図4は、ドブラ・パルスとBモード・パルスとのインタリーブを用いた従来の2Dドブラ取得の走査系列を示す。12のドブラ・パルス402～424及び12のBモード・パルス426～448が示されている。ドブラ・パルス402～424は各々パケット450～456の一部となっている。各々のパケット450～456は一つのビーム方向に送信されるパルスを含んでおり、各々のパケット450～456は異なる方向に送信されている。

【0009】図3と同様に、図4にも4つのドブラ送信ビーム方向がある。しかしながら、図4では、各々三つずつのドブラ・パルス402～424で構成されている各送信ビーム方向に、Bモード・パルス426～448がインタリーブされている。まず、ドブラ・パルス402～406が方向1に送信される。次に、Bモード・パ

*302、304及び306を各々用いてビーム方向1においてパケット350についての速度測定値を推定することができる。一つのパケット内での二つのドブラ・パルスの間の時間をドブラ・パルス繰り返し時間(PRT_D)と呼び、従って、ドブラ・パルス繰り返し周波数(PRFD)はPRFD=1/PRT_Dとなる。

【0006】関心のある対象物の体内での深さによって最大PRFD(PRFD_{MAX})が決まる。送信されるドブラ・パルス302～324は、新たなパルス送信が行なわれる前に、関心のある最も深い対象物まで伝播してトランスデューサに帰投しなければならない。加えて、ハードウェアの制限、及び撮像深さを越えた深い反射体からの残響を考慮する必要がある。図3の場合には、PRFD>0.5*PRFD_{MAX}である。

【0007】ドブラ・データ及びBモード・データから成る一つのフレームを取得する所要時間はT_{frame}である。フレーム・レート(FR)はFR=1/T_{frame}として算出される。各々のドブラ画像フレームの間に一つの完全なBモード画像フレームが取得されるので、ドブラのフレーム・レート(FR_D)はBモードのフレーム・レート(FR_B)と等しい。一つの画像フレームの取得中に、ドブラ・パルス302～324が各々一回ずつ送信され、Bモード・パルス326～348が各々一回ずつ送信される。一つのフレームを取得するための時間(T_{frame})は、

ルス426～430が送信され、次いで、ドブラ・パルス408～412が方向2に送信され、以下同様に続く。ドブラ・パルス402～424の系列にBモード・パルス426～448をインタリーブすることにより、ドブラ画像を取得するタイミングと下層のBモード画像を取得するタイミングとの差が小さくなる。しかしながら、フレーム当たりの取得時間は変わらないので、ドブラ走査画像を取得するための時間はBモード走査画像を取得するための時間と同じになる。換言すると、各々のドブラ画像毎に一つのBモード画像が取得される。従って、FR_DはFR_Bと等しい。

【0010】比較的遅い速度を測定する場合にはPRFDを低くしてもよい。PRFDが低くなると、式1によって示されているように、フレーム当たりの取得時間が増大し、フレーム・レートが低下し得る。しかしながら、ドブラ・ビーム・インタリーブを利用することによりフレーム・レートを保持することができる。第一の方向にドブラ・パルスを送信した後に、同じ第一の方向に第二のパルスを送信する前に1以上の他の方向にドブラ・パルスを送信する。ドブラ・ビーム・インタリーブでは、インタリーブ・グループ・サイズ(IGS)がインタリーブされるドブラ・ビーム方向の数を示す。

【0011】従って、比較的遅い速度では、IGSを2

以上の整数とし、 PRF_D 、 PRF_{Dmax}/IGS として
 ドブラ・ビーム・インタリーブを用いることにより同数の
 の送信方向で同じフレーム・レートを保つことができる。 $PRF_{Dmax} = PRF_D * IGS$ を一定に保てば、
 PRF_D を低くしたときのフレーム当たりの走査時間は*

$$T_{frame} = (N_D \times PS) / (PRF_D \times IGS) + N_B / PRF_B$$

【0013】図5は、二つのドブラ送信方向をインタリーブさせた従来の2Dドブラ取得の走査系列を示す。1
 2のドブラ・パルス502～524に時間的に続いて12のBモード・パルス626～648が示されている。一つのドブラ
 2のBモード・パルス526～548が示されている。

【0014】図3で説明したように、ドブラ・パルスは
 各々、画像内の一つのビーム方向に沿ったパルス送信を
 含むパケットの一部となっている。図3では、一つのパ
 ケットを構成するドブラ・パルスのすべてが、異なるパ
 ケットのドブラ・パルスを送信する前に送信されてい
 る。しかしながら、図5では、ドブラ・パルス502～
 524は上述したドブラ・ビーム・インタリーブを利用
 している。ドブラ・パルス502が方向1に送信され、
 次いで、ドブラ・パルス504が方向2に送信される。20
 次に、ドブラ・パルス506が方向1に送信され、次い
 で、ドブラ・パルス508が方向2に送信される。二つ
 のドブラ送信ビーム方向をインタリーブしているので、
 図5のIGSは2となる。一旦、ドブラ送信ビームが完
 了したら、Bモード・パルスが送信される。

【0015】図6は、四つのドブラ送信方向をインタリ*

$$PRF_B = 3 \text{ kHz} \quad PRF_{Dmax} = PRF_D * IGS = 4 \text{ kHz}$$

$$N_B = 36 \quad N_D = 8$$

$$MLA_B = 2 \quad MLA_D = 4$$

$$PS = 3$$

$$\text{フレーム当たりの取得時間: } T_{frame} = N_D * PS / PRF_{Dmax} + N_B / PRF_B = 1$$

8 ms

$$\text{フレーム・レート: } FR = 1 / T_{frame} = 55 \text{ Hz}$$

$$\text{受信ビーム(ドブラ): } MLA_D * N_D = 32$$

【0019】受信ビーム(Bモード): MLA_B * 分解能を達成するためには、フレーム・レートを低く

【発明が解決しようとする課題】組織ドブラ法について
 は、上述した従来の2Dドブラ取得法で達成可能なもの
 よりもかなり高いフレーム・レートが求められている。
 フロー・ジェット又は高速組織加速の詳細を撮影する必
 要性から、しばしば、ドブラ情報のために高フレーム・
 レートが必要とされるが、組織Bモード画像はそれほど
 頻繁に更新する必要はない。しかしながら、高分解能B
 モード画像を達成するためには、Bモード及びドブラを
 組み合わせたフレーム・レートは比較的低くなる。例え
 ば、心周期の緩和相での心筋の高速運動を評価する場合
 に、上述の取得手法の主な問題点は、2Dドブラのフレ
 ーム・レートを高めようとするればBモード画像の空間分
 解能を低下させざるを得ないことである。しかしなが
 ら、心筋全体をカバーするセクタにおいて所望のBモー

*一定に留まる。従って、 PRF_{Dmax} は、以下の関係式に
 示すように、 PRF_D を低くしたときにIGSを増加さ
 せることにより一定に保つことができる。

【0012】

2のドブラ・パルス602～624及び12のBモード
 ・パルス626～648が示されている。一つのドブラ
 ・パルス602～624は、第二のドブラ・パルス60
 2～624がいずれかの方向に送信される前に四つの送
 信方向の各々に送信される。図6のIGSは4である。

【0016】以上の手法に加えて、僅かずつ異なる方向
 に集束させることにより各々の送信パルス毎に幾つかの
 受信ビームを得ることが可能である。この手法は、平行
 ビーム形成又はマルチ・ライン取得(MLA)と呼ばれ
 る。Bモード送信ビーム当たりの平行な受信ビームの数
 (MLA_B)は、ドブラ送信ビーム当たりの平行な受信
 ビームの数(MLA_D)と異なっている。

【0017】以下は、心臓撮像用にMLAを利用した従
 来のパケット取得設定で達成されるフレーム・レート及
 びビーム密度の一例である。この例では、 PRF_B を
 PRF_D よりも低くして残響の影響を最小限に抑えてい
 る。

【0018】

すなわち秒当たり100フレームから応用によっては秒
 当たり300フレームもの高さとなる場合もあるフレ
 ーム・レートよりも遥かに低い。

【0020】加えて、Bモード撮像時には、Bモード画
 像の異なる区画での分解能に対して異なる要求がある場
 合がある。一例としては、心弁の研究を行なう場合であ
 る。弁を包囲する小領域では、高空間分解能及び高時間
 分解能の両方が求められる。画像の他の部分は主として
 配向のために用いられるので、比較的低い分解能でも許
 容可能である。

【0021】従って、当技術分野には、上述した問題点

及び従来見受けられていた問題点に対処する超音波データを取得する方法及び装置に対する必要性が長年にわたって存在している。

【0022】

【課題を解決するための手段】少なくとも一実施形態によれば、二つの超音波画像を同時に取得する方法が提供される。超音波パルスの第一の集合が、第一の動作モードに従って第一のフレーム・レートで送信される。超音波パルスの第一の集合からのエコーが受信される。超音波パルスの第二の集合が、第二の動作モードに従って第一のフレーム・レートと異なる第二のフレーム・レートで送信される。超音波パルスの第一及び第二の集合からのエコーが一つの画像として表示される。

【0023】代替的な実施形態では、超音波パルスの第一の集合はドブラ画像を画定し、超音波パルスの第二の集合はBモード画像の部分画定する。Bモード画像の第一の部分を、ドブラ画像を得る前に得ることができる。次いで、Bモード画像の第二の部分を、ドブラ画像を得た後に得る。ドブラ画像とBモード画像とを重ね合わせて一つの画像を表示する。

【0024】もう一つの実施形態では、超音波パルスの第一の集合は高分解能Bモード画像を画定し、超音波パルスの第二の集合は低分解能Bモード画像を画定する。高分解能Bモード画像の下層の低分解能Bモード画像の部分は、高分解能Bモード画像を画定する超音波パルスを用いて得ることができる。高分解能Bモード画像と低分解能Bモード画像とを重ね合わせて一つの画像を表示する。

【0025】代替的な実施形態では、ドブラ画像の部分を、一連の中断のない連続パルスを一つの共通の方向に送信して、一連の連続パルスから帰投したエコーを検出することにより、算出することができる。第一の方向に向けられた連続ドブラ・パルスの第一のパケットが送信され、続いて、第二の方向に向けられた連続ドブラ・パルスの第二のパケットが送信される。もう一つの実施形態では、ドブラ・パルスをインタリーブさせてもよく、この場合には、第一のパケットの一つのパルスを送信し、続いて第二のパケットの一つのパルスを送信する。代替的な実施形態では、超音波パルスの第一の集合と超音波パルスの第二の集合とをインタリーブさせてもよい。連続ドブラ・パルスの第一のパケットは第一の方向に送信される。非ドブラ・エコーが受信された後に、連続ドブラ・パルスの第二のパケットが第二の方向に送信される。

【0026】代替的な実施形態では、ドブラ・パルスからの受信エコーに基づく画像が一定数の送信方向で構成され、一つのドブラ・パルスが各々の方向に送信される。受信エコーに基づいたスライディング・ウィンドウ手法を利用することにより、ドブラ画像が算出される。

【0027】少なくとも一実施形態によれば、関心のあ

る区域の超音波画像を得る方法が提供される。ドブラ・パルスの集合が送信され、ドブラ・エコーが受信される。表示画像の小領域に対応する非ドブラ・パルスの集合が送信され、非ドブラ・エコーが受信される。ドブラ・エコー及び非ドブラ・エコーに基づいた画像が表示される。

【0028】一実施形態では、非ドブラ・パルスは画像の小領域に対応している。もう一つの実施形態では、ドブラ・エコーは完全な画像を形成し、非ドブラ・エコーは部分画像を形成する。従って、ドブラ・パルスの集合は、非ドブラ・パルスの集合よりも多い画像フレームを画定する。

【0029】もう一つの実施形態では、パルスを送受信する走査系列を複数の走査区間に分割する。非ドブラ・パルスが送受信される走査区間を一時休止することができ。もう一つの実施形態では、非ドブラ画像の第一の小領域に関連する非ドブラ・パルスが第一の走査区間において送信され、非ドブラ画像の第二の小領域に関連する非ドブラ・パルスが第二の走査区間において送信される。

【0030】

【発明の実施の形態】上述した概要、及び本発明の実施形態についての以下の詳細な説明は、添付図面と共に参照するとより十分に理解されよう。但し、本発明は、添付図面に示す構成及び手段に限定されていないことを理解されたい。

【0031】図1は、本発明の実施形態に従って形成されている超音波システム100のブロック図を示す。超音波システム100は送信器102を含んでおり、送信器102はプローブ106の内部のトランスデューサ104を駆動してパルス型の超音波信号を体内に送出する。プローブ106は高速ビーム・インタリーブが可能である限りにおいて任意のプローブ形状を用いてよい。超音波信号は、血球又は筋肉組織等の体内の構造から後方散乱してエコーを発生し、エコーはトランスデューサ104に帰投する。エコーは受信器108によって受信される。受信されたエコーは、ビーム形成を実行してRF信号を出力するビームフォーマ110を通過する。次いで、RF信号はRFプロセッサ112を通過する。代替的には、RFプロセッサ112は、RF信号を復調してエコー信号を表わすIQデータ対を形成する複素復調器(図示されていない)を含んでいてもよい。次いで、RF信号データ又はIQ信号データは、RF/IQバッファ114に直接回送されることができ、一時的に記憶される。

【0032】超音波システム100はまた、取得された超音波情報(すなわちRF信号データ又はIQデータ対)を処理して、表示システム118に表示するための超音波情報のフレームを準備する信号プロセッサ116を含んでいる。信号プロセッサ116は、取得された超

音波情報に対して複数の選択可能な超音波モダリティに従った 1 以上の処理演算を実行するように構成されている。取得された超音波情報は、エコー信号が受信されると同時に走査セッション中に実時間で処理され得る。加えて、又は代替的に、超音波情報を走査セッション中に RF/IQ バッファ 114 に一時的に記憶して、ライブ操作又はオフ・ライン操作で実時間に満たない速度で処理してもよい。

【0033】超音波システム 100 はしばしば、肉眼の近似的な認知速度である秒当たり 50 フレームを上回る 10 フレーム・レートで超音波情報を連続的に取得する。取得された超音波情報は、より低いフレーム・レートで表示システム 118 に表示される。直ちに表示されるようにスケジュールされていない取得された超音波情報の処理済フレームを記憶するために、画像バッファ 122 が含まれている。好ましくは、画像バッファ 122 は、少なくとも数秒分の超音波情報のフレームを記憶するのに十分な容量を備える。超音波情報のフレームは、取得の順序又は時刻に従ったフレームの検索を容易にする態様で記憶される。画像バッファ 122 は公知の任意のデー

$$PRF_B = PRF_D = 4 \text{ kHz} \quad N_B = N_D = 12$$

$$MLA_B = MLA_D = 4$$

$$\text{フレーム当たりの取得時間: } T_{\text{frame}} = N_B / PRF_B = 3 \text{ ms}$$

$$\text{フレーム・レート (B モード及びドブラ): } FR_B = FR_D = 1 / T_{\text{frame}}$$

ame

$$= 333 \text{ Hz}$$

$$\text{受信ビーム (ドブラ): } MLA_D * N_D = 48$$

式中、 T_{frame} は一つの画像フレームを取得する所要時間であり、 N_D はドブラ送信ビーム方向の数であり、 N_B はフレーム当たりの B モード送信パルス数であり、 PRF_D はドブラのパルス繰り返し周波数であり、 PRF_B は B モードのパルス繰り返し周波数であり、 MLA_B は B モード送信ビーム当たりの平行な受信ビームの数であり、 MLA_D はドブラ送信ビーム当たりの平行な受信ビームの数であり、 FR_B は B モードのフレーム・レートであり、 FR_D はドブラのフレーム・レートである。

【0037】この取得方法によれば、 PRF_D はフレーム・レートに等しい。 MLA 及びスライディング・ウィンドウ方法を用いてドブラ・フレームを算出するシステム 100 について達成される 333 Hz というフレーム・レートは、従来のパケット取得と共に MLA を用いて 55 Hz というフレーム・レートを達成していたシステム 100 よりも望ましい。しかしながら、十分な PRF_D 及びフレーム・レートを達成するためには、各々のフレーム毎の送信パルスの数を比較的小さくする必要がある。従って、幅広のセクタを撮像するためには、多数の平行な受信ビームが必要となる。この手法のもう一つの欠点は、B モード・パルス及びドブラ・パルスが、例えば周波数及びパルス長について等のように異なる最適化ができないことである。

*タ記憶媒体を含んでいてよい。

【0034】図 7 は、スライディング・ウィンドウ手法を利用して同じ送信パルスからドブラ画像及び B モード画像を算出する方法を示している。ドブラ・フレーム 702 ~ 706 及び B モード・フレーム 708 ~ 716 が示されている。等時間間隔で送信される送信パルスの五つの集合が存在している。

【0035】同じパルス送信からドブラ画像及び B モード画像を算出することによりフレーム・レートを高めることができる。ドブラ・データは一定のサンプリング間隔で取得されて、図 7 に示すスライディング・ウィンドウ手法を用いて処理することができる。例えば、パルス送信 718、720 及び 722 を用いて、ドブラ・フレーム 702 のための一つのビーム方向でのドブラ・データを算出する。パルス送信 720、722 及び 724 を用いて、ドブラ・フレーム 704 のための一つのビーム方向でのドブラ・データを算出する。以下は、心臓撮像についてこの手法で達成されるフレーム・レート及びビーム密度の一例である。

【0036】

$$PRF_B = PRF_D = 4 \text{ kHz} \quad N_B = N_D = 12$$

$$MLA_B = MLA_D = 4$$

$$\text{フレーム当たりの取得時間: } T_{\text{frame}} = N_B / PRF_B = 3 \text{ ms}$$

$$\text{フレーム・レート (B モード及びドブラ): } FR_B = FR_D = 1 / T_{\text{frame}}$$

$$= 333 \text{ Hz}$$

上述の制限は、B モード領域を高ビーム密度（例えば高空間分解能）及び低フレーム・レートで走査して、B モード領域よりも小さくてよいドブラ領域を相対的に低いビーム密度（例えば相対的に低い空間分解能）及び相対的に高いフレーム・レートで走査することにより克服することができる。B モード画像及びドブラ画像は、二つのモダリティの間での高速ビーム・インターリーブによって取得される。

【0039】高分解能 B モード画像用の別個のパルスを用いて、ドブラ・パルスの間に送信する。B モード・パルス及びドブラ・パルスの時間単位当たりの平均数は、B モード画像及びドブラ画像に要求されるビーム密度及びフレーム・レートを得るように変化させることができる。ドブラ画像の関心領域 (ROI) は組織画像の寸法と異なっていてよく、解剖学的構造の異なる区域に集束させるために操作者が ROI を移動させることができる。

【0040】血流撮像についても、低分解能ドブラ画像及び高分解能 B モード画像を取得することは、血管のスペックル・パターンを強調して表示して操作者に血流運動の視覚的認知を行なわせる方法である血流運動撮像 (BMI) と組み合わせると、特に適している。

【0041】代替的には、多数の分解能の B モード画像

を取得してもよい。ROIの内部では高分解能Bモード画像用の別個のパルスを用いて、周囲の相対的に低い分解能のBモード画像を取得するのに用いられるパルスの間に送信する。ROIは、Bモード画像の残部よりも高いフレーム・レートで更新され、ドブラROIと同様に、異なるROIを観察するようにROIを移動させることができる。

【0042】Bモード撮像の時間分解能は、時間補間によって向上させることができる。静止した目標については、ピクセルの間での時間的な線形補間が許容できるが、移動する目標（すなわち心臓壁）については線形補間では空間の細部が不鮮明になる。Bモード画像内での物体の位置を追跡することにより補間を向上させることができる。後述する取得手法は、Bモード画像の高品質の時間補間を得るための位置追跡に用いることのできるドブラ・データを提供することにより補間を向上させることができる。かかる手法は、補間を全く行わないと時間分解能が比較的低下するような場合の三次元走査に特に有用である。

【0043】肉眼は約50フレーム/秒に制限されているため、高いフレーム・レートは実時間表示の障壁となっている。実時間表示のために以下のような幾つかの可能な選択肢が存在している。

【0044】表示システム118に、グレイ・スケールBモード画像の通常の系列としてBモード画像のみを表示する。ドブラ画像データは後処理のために記憶しておく。

【0045】ドブラ画像の時間的なデシメーション（間引き）を行なう。ドブラ画像のデシメート後のストリームをBモード画像への重ね合わせ画像として表示システム118に表示する。ドブラ画像データは、後処理のために十分な時間分解能で記憶しておく。

【0046】Bモード画像の時間補間を行なう。各々のドブラ画像毎に一つのBモード画像を形成して十分なドブラ・フレーム・レートを達成する。時間軸を心周期に分割する。表示システム118に一回の心周期内の全画像フレームを表示することを可能にするために、後続の1以上の心周期からのフレームは表示しない。

【0047】3と類似するが、2に説明したようにBモード/ドブラ組み合わせ画像を時間でデシメートする。このことは、比較的少数の心周期しか破棄しなくてよいことを意味する。

【0048】様々な形式の組み合わせ型処理及び表示に関心が持たれる。特に、高時間分解能が望まれ得るモード（例えば従来の曲線型又は解剖学的構造型）、及び速度パラメータ（例えば速度、変位、歪み）対時間曲線のような時間表示に関心がある。ドブラ・データは心筋全体をカバーするので、これらの時間表示は画像の様々な点において同時に呈示されることができ、単一サンプル・空間方法に比較して品質の劣化がない。

【0049】後述するパケット取得走査系列では、Bモ

ード領域をM個の小領域に分割する。Mはドブラ・フレーム・レートとBモード・フレーム・レートとの間の比であって、 $M = FR_D / FR_B$ となる。Mが整数である場合には、各々のM個の小領域を等寸法として、一定数のBモード・パルス（ N_B ）を含むようにする。Mが整数でないような走査系列については後に詳述する。

【0050】Bモード小領域の各回の走査毎に、ドブラ領域を $D = N_D * PS$ 個のパルスで照射する。Bモード小領域のうち一つ及びドブラ領域をカバーするのに必要とされるパルスの数は $N = N_B + D$ であり、N個のパルスが所定の態様でインタリーブされる。インタリーブの一例を以下に示す。

【0051】 $B_{1n} D_{11} D_{21} D_{31} B_{2n} D_{12} D_{22} D_{32} B_{3n} D_{13} D_{23} D_{33} B_{4n} D_{14} D_{24} D_{34}$
ここで、 $N_B = 4$ 、 $N_D = 4$ 、 $PS = 3$ 、 B_{ij} = 小領域jでの方向iのBモード・パルス、及び D_{ij} = 方向jでのドブラ・パルス番号iである。

【0052】このパルス系列をM回繰り返して、ドブラ領域を一定に保持しながら各々の系列毎にBモード小領域を変更することにより、全Bモード領域がカバーされる。この結果は、 $N_B = M * N_B$ 個のパルスによる一つのBモード・フレームと、Bモードのフレーム・レートよりもM倍高いフレーム・レートを有するM個のドブラ・フレームとなる。このように、一つのBモード・フレームを取得するために走査系列をM回繰り返す。或いは、取得される各々のBモード・フレーム毎にM個のドブラ・フレームを取得する。

【0053】一つのパケット内での二つのドブラ・パルスの間の時間をドブラ・パルス繰り返し時間（ $PR T_D$ ）と呼び、従って、ドブラ・パルス繰り返し周波数（ $PR F_D$ ）は $PR F_D = 1 / PR T_D$ となる。所望の $PR F_D$ を達成するために、ドブラ・パルスを空間及び時間で異なる方式で分配することができる。

【0054】以上に述べた手法、すなわちBモード・フレーム・レートを低くしたパケット取得を図8～図13に示す。図8～図11では以下のパラメータを用いている。

【0055】ドブラ送信ビーム方向の数、 $N_D = 4$ 。

【0056】パケット・サイズ、 $PS = 3$ 。

【0057】

ドブラ・パルス送信回数、 $D = N_D * PS = 12$ 。

【0058】Bモード小領域の数、 $M = 3$ 。

【0059】

Bモード小領域当たりのビームの数、 $N_B = 4$ 。

【0060】図8は、Bモード・フレーム・レートを低くした2Dドブラ・データのパケット取得を用いた走査系列を示す。各々12のドブラ・パルスで構成されている三つのドブラ・フレーム802～806が示されている。ドブラ・パルスは四つのパケットに構成されており（ $N_D = 4$ ）、各々のパケットが三つのドブラ・パルス

を含んでいる ($PS = 3$)。各々のパケットは、前述したように異なるビーム方向に向けられている。また、各々4つのBモード・パルスで構成されている三つのBモード小領域810～814 ($N_B = 4$) が示されている。Bモード・フレーム808が三つのBモード小領域810～814で構成されている。取得される各々のドブラ・フレーム802～806毎に、三分の一のBモード・フレーム808が取得される。

【0061】各々のドブラ・パルスのパケット内での送信の方向及び順序にラベルを付ける。 D_{ij} は方向*i*でのドブラ・パルス送信*j*を示す。例えば、ドブラ・パルス820のラベル D_{12} は、ドブラ・パルス820が方向1に送信され、方向1に送信されるべき第二のパルス(2)であることを示す。ドブラ・パルス822のラベル D_{23} は、ドブラ・パルス822が方向2に送信され、方向2に送信されるべき第三のパルス(3)であることを示す。以上のラベル付けは、ドブラ・パルスの各々のパケット方向での送信方向及び送信順序を示しており、残りの図面でも利用される。

【0062】加えて、各々のBモード・パルスの方向及び小領域は、 B_{ij} が小領域*j*での方向*i*のBモード・パルスを指すようにして示されている。例えば、Bモード・パルス816 (B_{11}) は小領域1の第一(1)のBモード・ビーム方向である。Bモード・パルス818 (B_{12}) は小領域2での第一(1)のBモード方向である。

【0063】図示のドブラ・パルス及びBモード・パルスの走査系列、すなわち先ず図8の左側のパルスの送信を行ない、次いで図8の右側へ移動しながら各パルスを順次送信する走査系列は残りの図面でも利用される。図示しないが、任意の非順次的走査系列を用いてもよい。

【0064】Bモード信号は受信器108によって受信されて、対数検波の後に8ビット・ピクセルへ変換される。ピクセルは表示システム118に実時間で表示され、また画像バッファ122に記憶される。ドブラ・データは32ビットIQデータとして記憶される。選択により、IQドブラ・データを実時間で複素自己相関係数へ変換して画像バッファ122に記憶してもよい。IQドブラ・データは例えば、2D組織ドブラ撮像、歪み速度撮像、又は集積歪みの視覚化に用いることができる。データをMモード(すなわち従来の解剖学的構造型又は曲線型)で表示システム118に表示してもよい。加えて、時間/速度曲線及び時間/歪み曲線等を形成して実時間又は後処理を行なった後のいずれかで表示することもできる。

【0065】図9は、ドブラ・パルス・パケットの間に*

$$\begin{aligned} M &= 3 & N_D &= 8 \\ N_B &= 4 & PS &= 3 \\ PRF_B &= 3 \text{ kHz} & PRF_{Dmax} &= PRF_D * IGS = 4 \text{ kHz} \\ M LA_B &= 2 & M LA_D &= 4 \\ \text{フレーム・レート(ドブラ)} &: & FR_D & \end{aligned}$$

*Bモード・パルスをインタリーブしてBモード・フレーム・レートを低くした2Dドブラ・データのパケット取得を用いた走査系列を示す。ドブラ・パケット902～908及びBモード・パルス910～916が示されており、Bモード・パルス910～916にドブラ・パケット902～908がインタリーブされている。図8及び図9の走査系列は、ドブラ・パケット902～908がドブラ・フレーム802と同様のドブラ・フレームを含んでおり、Bモード・パルス910～916がBモード小領域810と同様のBモード小領域を含んでいる点で類似している。また、図9で取得される各々のドブラ・フレーム毎に、三分の一のBモード・フレームが取得される。

【0066】図8及び図9に示す走査系列は、ドブラ送信方向内でのビーム・インタリーブが可能でないので、 $PRF_D > 0.5 * PRF_{Dmax}$ の場合に用いてよい。比較的低い PRF_D を用いる場合には、図10及び図11に示す走査系列のように、ドブラ送信方向をインタリーブさせた走査系列が可能となる。

【0067】図10は、Bモード・フレーム・レートを低くして二つのドブラ送信方向をインタリーブさせた2Dドブラ・データのパケット取得を用いた走査系列を示す。ドブラ・パルス1002～1024及びBモード・パルス1026～1032が示されている。図11は、Bモード・フレーム・レートを低くして四つのドブラ送信方向をインタリーブさせた2Dドブラ・データのパケット取得を用いた走査系列を示す。ドブラ・パルス1102～1124及びBモード・パルス1126～1132が示されている。

【0068】図10の走査系列は図5の走査系列と比較することができ、図11の走査系列は図6の走査系列と比較することができる。しかしながら、図10及び図11では、取得される各々のドブラ・フレーム毎に三分の一のBモード・フレームしか取得されない。図10及び図11の走査系列は、ドブラ・フレーム・レートがBモード・フレーム・レートよりも高いので図5及び図6の走査系列よりも有利である。

【0069】以下は、パケット取得、並びにBモード・フレーム及びドブラ・フレームについて異なるフレーム・レートをを用いて達成可能なフレーム・レート及びビーム密度の一例である。示したパラメータは心臓撮像に適している。加えて、 PRF_B を PRF_D よりも小さくして、残響の影響を最小限に抑えている。

【0070】

$$= 1 / (N_B / PRF_B + PS * N_D / PRF_{Dmax}) = 100 \text{ Hz}$$

フレーム・レート (Bモード) : $FR_B = FR_D / M = 33 \text{ Hz}$

受信ビーム (ドブラ) : $MLA_D * N_D = 32$ 18

【0071】図8～図10受信値の値は整数であったが、 $M = FR_B / FR_D$ である任意の分数も可能である。図12は、Bモード・フレーム・レートを低くして四つのドブラ送信方向をインタリーブさせた2Dドブラ・データの packets 取得を用いた走査系列を示す。ドブラ・パルス1202～1224及びBモード・パルス1226～1242が示されている。この走査系列では、取得される四つのBモード・パルス毎に12のドブラ・パルスを取得する。図12では、 $N_B = 4$ 、 $N_D = 10$ 、及び $M = 5/2$ である。 N_B が超音波システム100の他の部分によって固定される場合には、 N_B / M を整数にするような適当なMの値を求めることが不可能になる場合がある。しかしながら、Mは整数である必要はなく、有理数であってよい。一様なドブラ・フレーム・レートを達成するためには、図13に示すように走査系列に休止を挿入する。

【0072】図13は、Bモード・フレーム・レートを低くし、四つのドブラ送信方向をインタリーブさせて、一定のドブラ・フレーム・レートを達成するために休止を挿入した2Dドブラ・データの packets 取得を用いた走査系列を示す。ドブラ・パルス1302～1324、Bモード・パルス1326～1344、及び休止1346が示されている。

【0073】休止1346を挿入しなければ図13のMの値は $M = 5/2$ となって、図12に示したものと同一になる。休止1346を挿入することによりMの値が整数となり $M = 3$ となる。休止1346の長さは $t = 2 / PRF_B$ によって算出される。

【0074】図8～図13に示した packets 取得走査系列では、高フレーム・レート2Dドブラ取得におけるBモード画像の品質が向上する。packets 取得によって、 PRF_D を選択する際の柔軟性が得られ、これにより、速度推定値のエイリアシングを回避することができる。加えて、図3～図6の走査系列によって示したように、 FR_D を FR_B に等しくする必要がない。

【0075】 PRF をさらに低くすることにより、図14に示すように、各回のドブラ走査の間に一定数のBモード・パルスをインタリーブさせることができる。図14は、Bモード・フレーム・レートを低くした連続2Dドブラ取得を用いた走査系列を示す。ドブラ・パルス1402～1424及びBモード・パルス1426～1448が示されている。連続取得は、図7に示した共通ドブラ及びBモード・パルス手法と類似しているが、任意のBモード・パルスを送信する前に、各々のビーム方向に唯一のドブラ・パルスのみが送信される点で packets 取得手法と異なっている。従って、各々のビーム方向に

MDOAで、時間方向のカンプリング間隔を一定にしたドブラ・データの連続ストリームが存在する。

【0076】例えば、図14は四つの送信方向を用いており、すなわち $N_D = 4$ である。ドブラ・パルス1402～1408は各々異なる方向に送信され、次いで、Bモード・パルス1426～1432が送信される。次いで、ドブラ・パルス1410～1416が、四つの送信方向の各々に一つずつ送信された後に、Bモード・パルス1434～1440が送信される。図7を参照して説明したスライディング・ウィンドウ処理を利用する場合には、packets 取得に比較してフレーム・レートの大幅な向上が可能になる。

【0077】ROIの内部で高分解能Bモード画像を取得し、ROIを包囲する区域で低分解能Bモード画像を取得するのにも連続取得を利用することができる。図15は、連続Bモード取得、及びフレーム・レートを低くした第二のBモード取得を用いた走査系列を示す。図15では、高分解能BモードROI1504が低分解能Bモード画像1502に包囲されているものとして示されている。ビーム密度は低分解能Bモード画像1506及び高分解能BモードROI1508に示されている。低分解能Bモード画像1506は、高分解能BモードROI1508よりも低いビーム密度で走査される。Bモード・パルス1526～1540は低分解能Bモード区域1502を走査する。Bモード・パルス1510～1516は高分解能ROI1504を走査して、高分解能ROI1504の第一の取得画像を形成し、Bモード・パルス1518～1524は高分解能ROI1504を走査して、高分解能ROI1504の第二の取得画像を形成する。この例では、高分解能BモードROI1504は低分解能Bモード画像1502の二倍の頻度で走査される。一実施形態では、高分解能Bモード・パルス1510～1524を用いて、下層の低分解能Bモード画像1502を形成することができる。従って、Bモード・パルス1526～1540で、高分解能BモードROI1504の角度方向で下層に位置する低分解能Bモード画像1502の部分を走査する必要がない。このようにして、パルス送信の回数を減少させることができ、フレーム・レートが向上する。図示の例では、Bモード・パルス1532 ($B_{4,1}$) 及び1534 ($B_{5,2}$) を、高分解能BモードROI1504の角度方向で下層に位置するBモード・パルス1532及び1534として省略してよい。

【0078】代替的には、図16に示すように、ドブラのフレーム・レートを一定に維持したままドブラ送信ビーム方向の数を増加させることもできる。図16は、ド

ブラ送信方向の数を増加させてBモードのフレーム・レートを下とした連続2Dドブラ取得を用いた走査系列を示す。ドブラ・パルス1602~1624及びBモード・パルス1626~1632が示されている。図14の場合と同様に、任意のBモード・パルス1626~1632を送信する前に、各々のビーム方向に一つのドブラ・パルス1602~1624が送信される。ドブラ・データは、スライディング・ウィンドウ手法を用いて処理してよい。スライディング・ウィンドウ処理は、各々の*

$$M = 10$$

$$N_B = 4 \quad N_D = 10$$

$$PRF_B = 3 \text{ kHz} \quad PRF_{Dmax} = PRF_D * IGS = 4 \text{ kHz}$$

$$MLA_B = 2 \quad MLA_D = 4$$

$$\begin{aligned} \text{フレーム・レート(ドブラ)} : FR_D &= PRF_D \\ &= 1 / (N_B / PRF_B + N_D / PRF_{Dmax}) = 26 \end{aligned}$$

$$0 \text{ Hz}$$

$$\text{フレーム・レート(Bモード)} : FR_B = FR_D / M = 2.6 \text{ Hz}$$

$$\text{受信ビーム(ドブラ)} : MLA_D * N_D = 40$$

【0081】一般的に、受信ビームに必ずしもBモード小領域のパルスをドブラ・パルスの間にインタリーブさせることができる。図17は、ドブラ・パルスの間にBモード・パルスをインタリーブさせたドブラ・データの連続取得を用いた走査系列を示す。ドブラ・パルス1702~1732及びBモード・パルス1726~1732が示されている。ドブラ・パルスの間にBモード・パルスをインタリーブすることにより、Bモード画像では隣接するビームの間の時間差によるアーティファクトを減少させることができるが、ドブラ画像には残響アーティファクトが混入する可能性もある。

【0082】ここまでは連続取得を整数のMの値によって説明した。尚、Mは、Bモード・フレーム・レート(FR_B)をドブラ・フレーム・レート(FR_D)に対してデシメートするためのファクタを表わす。パケット取得の場合と同様に、連続取得でも $M = FR_D / FR_B$ である任意の分数が可能である。

【0083】図18は、ドブラ・フレーム・レートとBモード・フレーム・レートとの間の比を非整数にした連続取得を用いた走査系列を示す。ドブラ・パルス1802~1808及びBモード・パルス1810~1828が示されている。図18は、 $N_B = 4$ 、 $N_D = 4$ 、及び $M = 5/2$ の例を示している。Bモード・セクタの非順次走査を用いて PRF_B を高める場合もある。非順次のファイアリング・パターンによって、Mの適当な値について N_B / M の比が非整数となるような N_B が導かれる可能性がある。このことは、図19に示すように、走査系列に休止を挿入して、同じ方向でのドブラ・パルスの間に一定の間隔を保証することにより解決することができる。

【0084】図19は、走査系列に休止を挿入して、同じ方向でのドブラ・パルスの間で一定の時間間隔を得た

*走査線方向に沿ったドブラ・パルスが時間的に等間隔であることを条件として、Bモード・パルスとドブラ・パルスとの任意の組み合わせについて可能である。

【0079】以下は、異なるBモード・フレーム・レート及びドブラ・フレーム・レートでの連続取得について達成される性能の一例である。パラメータは心臓撮像に適したものであり、Bモードの PRF_B をドブラの PRF_D よりも低くして残響の影響を最小限に抑えている。

【0080】

M連続取得を用いた走査系列を示す。ドブラ・パルス1902~1908、Bモード・パルス1910~1928、及び休止1930が示されている。

【0085】休止1930を挿入しなければ図19でのMの値は $M = 5/2$ となって、図18に示したものと同じになる。休止1930を挿入することにより、Mの値が整数となり、 $M = 3$ となる。休止1930の長さは $t = 2 / PRF_B$ によって算出される。

【0086】図14~図19に示した系列のような連続取得を用いた走査系列では、パケット取得を用いた走査系列よりも高いドブラ・フレーム・レートを考慮に入れている。加えて、サンプリング間隔を一定にしたデータの連続ストリームによって、スライディング・ウィンドウ処理が可能になる。このことは、2D画像内の任意の点においてスペクトル・ドブラ及び音響発生が可能となることを意味している。スペクトル・ドブラ表示によって、操作者は、移動する物体と静止した残響とを視覚的に区別することが可能になる。この方法は、平均速度推定法に基づく速度追跡よりもロバストな手法である。加えて、データが一定のサンプリング間隔を有している場合には、より効率的なクラッタ・フィルタ処理が可能になり、組織追跡がより容易になる。連続取得の一つの欠点は、 PRF がフレーム・レートに等しくなるので、速度推定値のエイリアシングを補正することが必要になることである。但し、連続取得方法によって取得されたデータから算出される歪み速度撮像画像には深刻なエイリアシング・アーティファクトは生じない。

【0087】少なくとも一実施形態を参照して本発明を説明したが、当業者であれば、本発明の範囲から逸脱せずに様々な変形を施し均等構成を置換し得ることが理解されよう。加えて、本発明の範囲から逸脱せずに本発明の教示に合わせて具体的な状況又は材料を適合させる多

くの改変を施すこともできる。従って、本発明は開示した特定の実施形態に限定されているのではなく、特許請求の範囲内に属するすべての実施形態を包含しているものとする。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施形態に従って形成される超音波システムのブロック図である。

【図 2】従来のセクタ走査方式 2D ドブラ取得の幾何学的関係を示す図である。

【図 3】従来の 2D ドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図 4】ドブラ・パルスと B モード・パルスとのインタリーブを利用した従来の 2D ドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図 5】二つのドブラ送信方向をインタリーブさせた従来の 2D ドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図 6】四つのドブラ送信方向をインタリーブさせた従来の 2D ドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図 7】スライディング・ウィンドウ手法を利用して同じ送信パルスからドブラ画像及び B モード画像を算出する本発明の一実施形態に従って得られる方法を示す図である。

【図 8】B モード・フレーム・レートを低くして 2D ドブラ・データの packets 取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる 2D ドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図 9】B モード・パルスをドブラ・パルスの packets の間にインタリーブさせて B モード・フレーム・レートを低くした 2D ドブラ・データの packets 取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる 2D ドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図 10】B モード・フレーム・レートを低くして二つのドブラ送信方向をインタリーブさせた 2D ドブラ・データの packets 取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる 2D ドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図 11】B モード・フレーム・レートを低くして四つのドブラ送信方向をインタリーブさせた 2D ドブラ・データの packets 取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる 2D ドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図 12】B モード・フレーム・レートを低くして四つのドブラ送信方向をインタリーブさせた 2D ドブラ・データの packets 取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる 2D ドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図 13】B モード・フレーム・レートを低くし、四つのドブラ送信方向をインタリーブさせて、一定のドブラ・フレーム・レートを達成するために休止を挿入した 2D ドブラ・データの packets 取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる 2D ドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図 14】B モード・フレーム・レートを低くした連続

2D ドブラ取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる 2D ドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図 15】連続 B モード取得とフレーム・レートを低くした第二の B モード取得とを用いた本発明の一実施形態に従って得られる B モード取得の走査系列を示す図である。

【図 16】ドブラ送信方向の数を増大させて B モード・フレーム・レートを低くした連続 2D ドブラ取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる 2D ドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図 17】ドブラ・パルスの間に B モード・パルスをインタリーブさせたドブラ・データの連続取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる 2D ドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図 18】ドブラ・フレーム・レートと B モード・フレーム・レートとの間の比を非整数にした連続取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる 2D ドブラ取得の走査系列を示す図である。

【図 19】同じ方向でのドブラ・パルスの間で一定の時間間隔を得るように走査系列に休止を挿入した連続取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる 2D ドブラ取得の走査系列を示す図である。

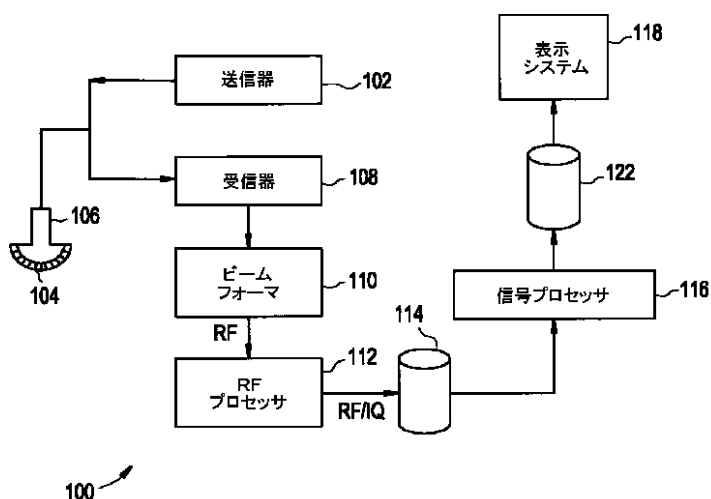
【符号の説明】

- 100 超音波システム
- 104 トランスデューサ
- 106 プローブ
- 114 RF/IQ バッファ
- 122 画像バッファ
- 202 B モード・セクタ画像に重ね合わせたドブラ・セクタ画像
- 204 B モード・セクタ画像
- 206 B モード送信ビーム
- 208 ドブラ・セクタ画像
- 210 ドブラ送信ビーム方向
- 302 ~ 324 ドブラ・パルス
- 326 ~ 348 B モード・パルス
- 350 ~ 356 packets
- 402 ~ 424 ドブラ・パルス
- 426 ~ 448 B モード・パルス
- 450 ~ 456 packets
- 502 ~ 524 ドブラ・パルス
- 526 ~ 548 B モード・パルス
- 602 ~ 624 ドブラ・パルス
- 626 ~ 648 B モード・パルス
- 702 ~ 706 ドブラ・フレーム
- 708 ~ 716 B モード・フレーム
- 718 ~ 724 パルス送信
- 802 ~ 806 ドブラ・フレーム
- 808 B モード・フレーム
- 810 ~ 814 B モード小領域

23

816 Bモード・パルスB₁₁
 818 Bモード・パルスB₁₂
 820 ドブラ・パルスD₁₂
 822 ドブラ・パルスD₂₃
 902~908 ドブラ・パルス
 910~916 Bモード・パルス
 1002~1024 ドブラ・パルス
 1026~1032 Bモード・パルス
 1102~1124 ドブラ・パルス
 1126~1132 Bモード・パルス
 1202~1224 ドブラ・パルス
 1226~1142 Bモード・パルス
 1302~1324 ドブラ・パルス
 1326~1344 Bモード・パルス
 1346 休止
 1402~1424 ドブラ・パルス

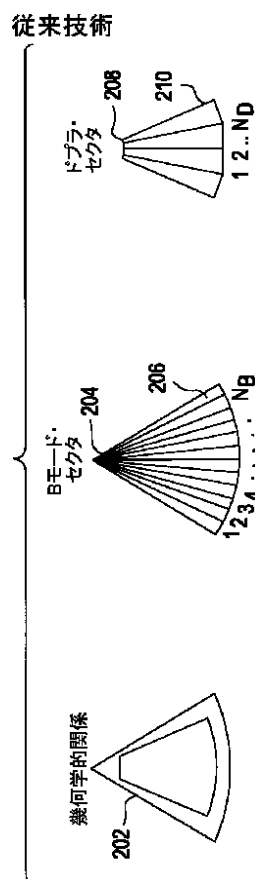
【図1】



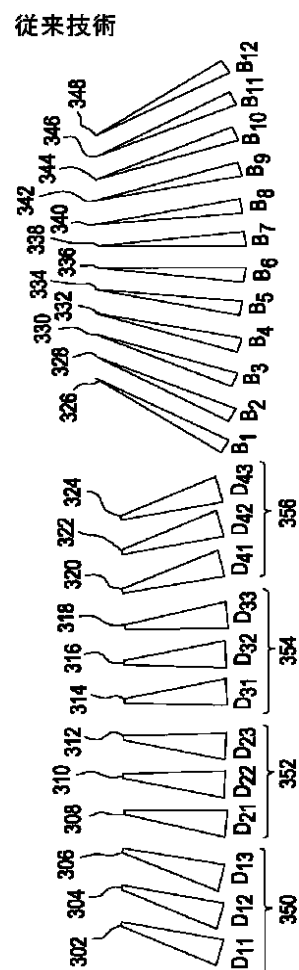
24

*1426~1448 Bモード・パルス
 1502、1506 低分解能Bモード画像
 1504、1508 高分解能BモードROI
 1510~1516 高分解能ROI用のBモード・パルス
 1526~1540 低分解能区域用のBモード・パルス
 1602~1624 ドブラ・パルス
 1626~1632 Bモード・パルス
 10 1702~1724 ドブラ・パルス
 1726~1732 Bモード・パルス
 1802~1808 ドブラ・パルス
 1810~1828 Bモード・パルス
 1902~1908 ドブラ・パルス
 1910~1928 Bモード・パルス
 * 1930 休止

【図2】

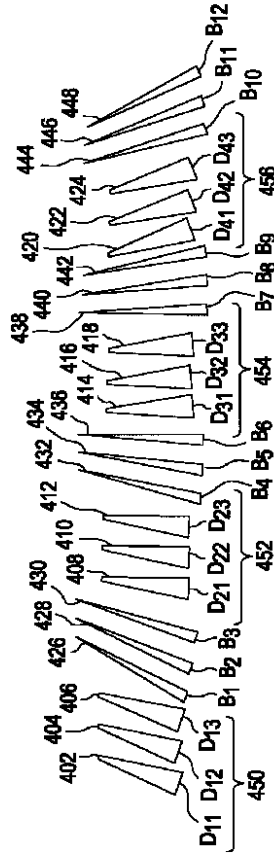


【図3】



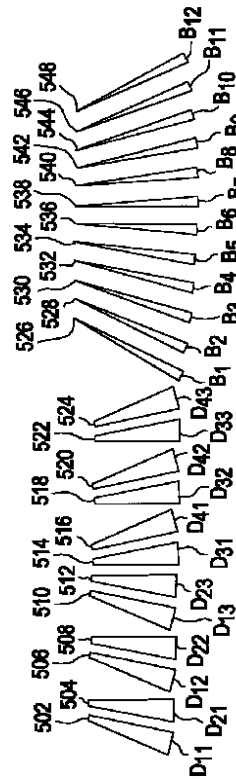
【図4】

従来技術



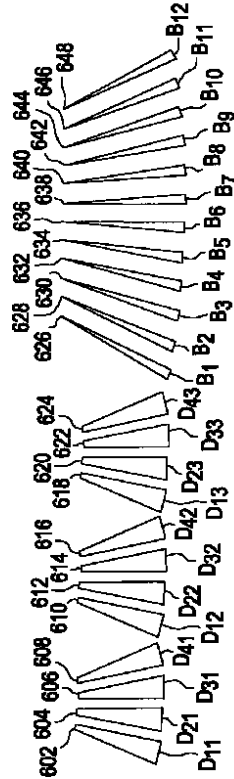
【図5】

従来技術

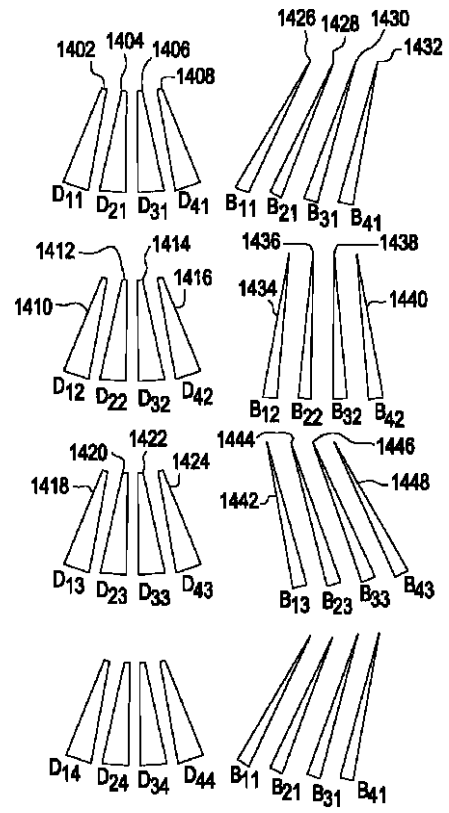


【図6】

従来技術

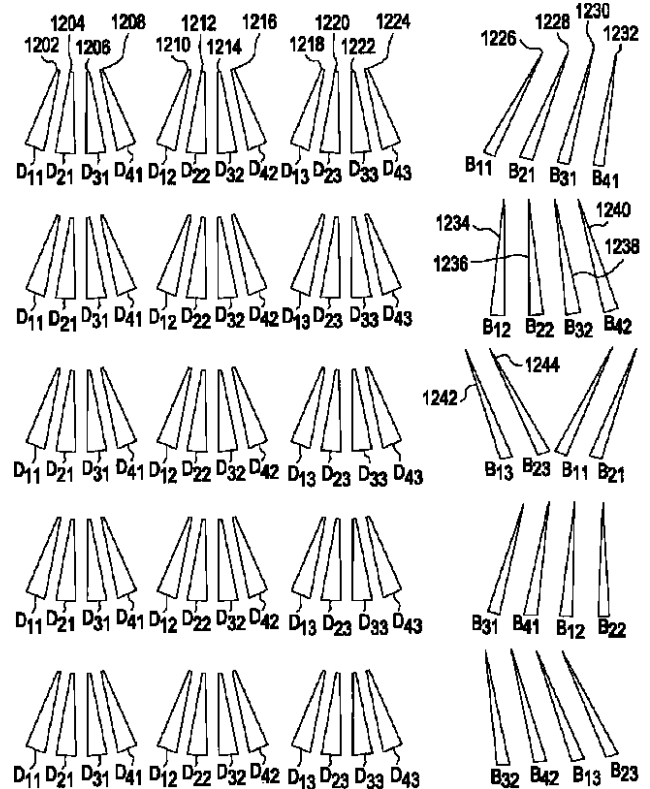
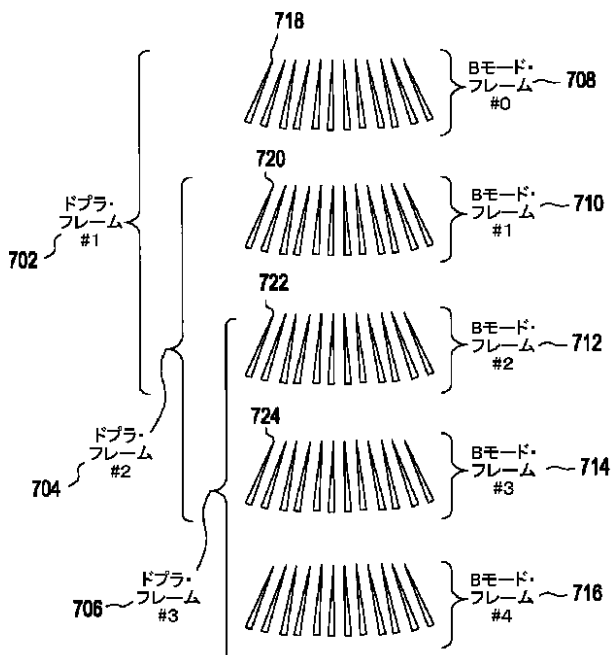


【図14】

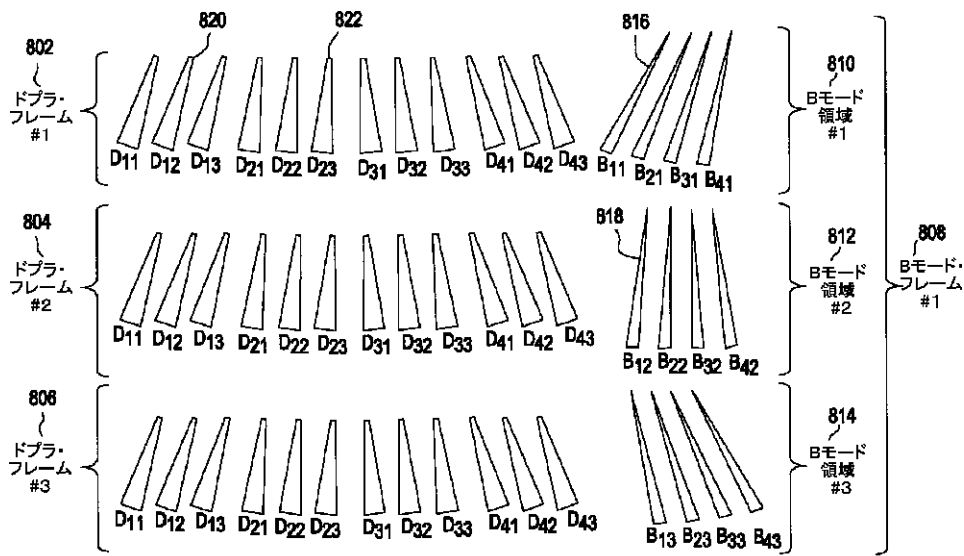


【図12】

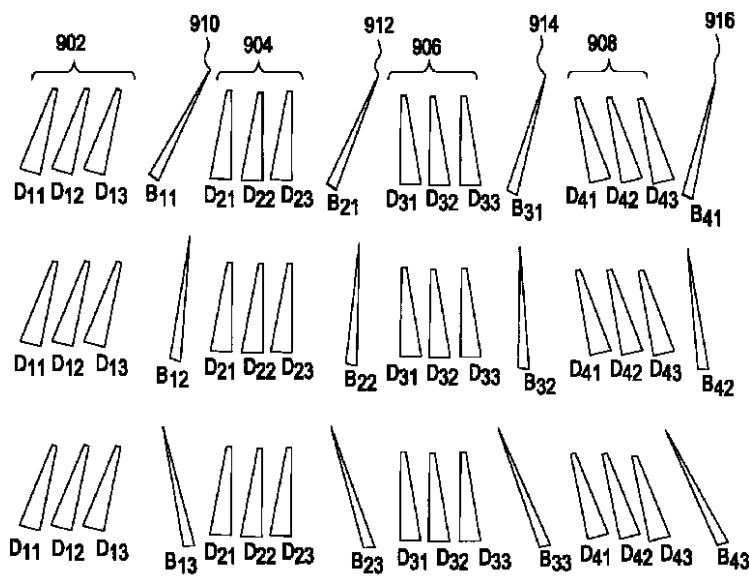
【図7】



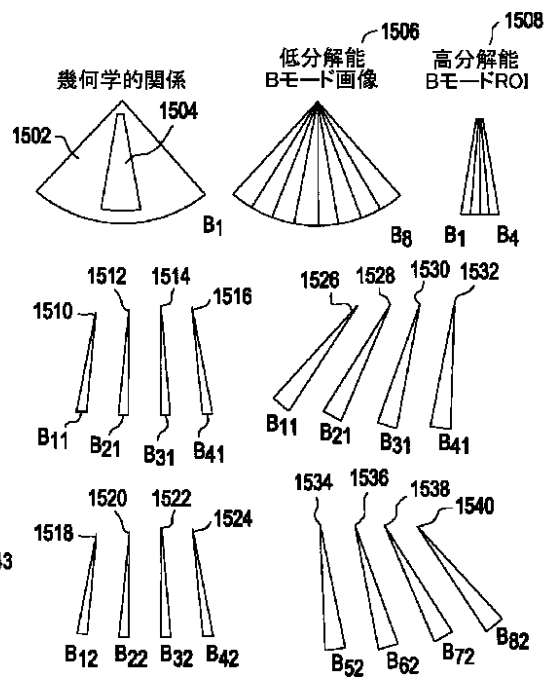
【図8】



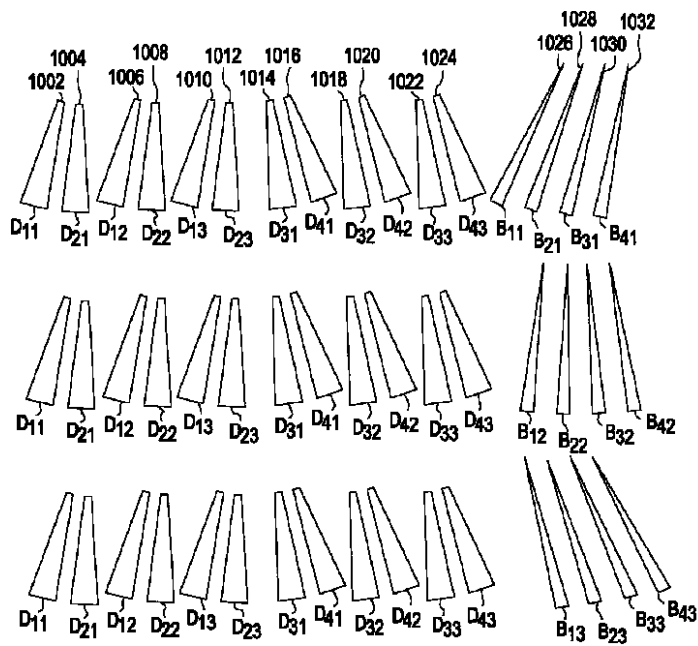
【図9】



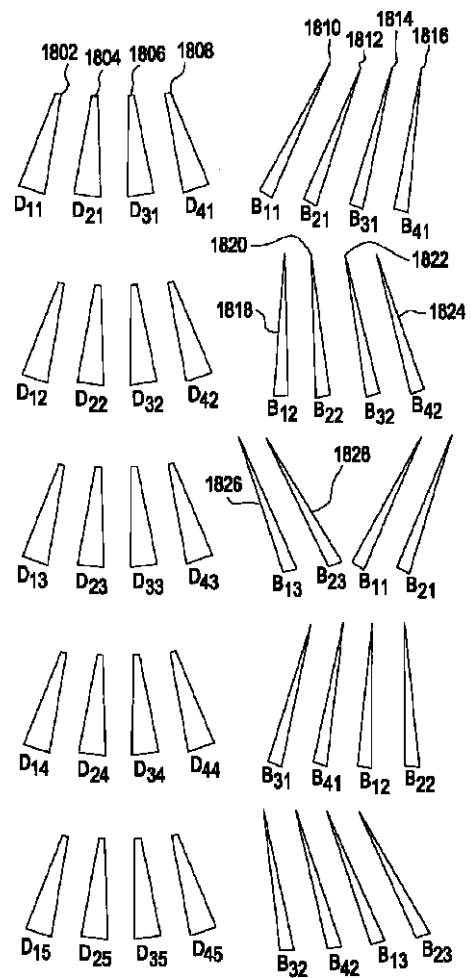
【図15】



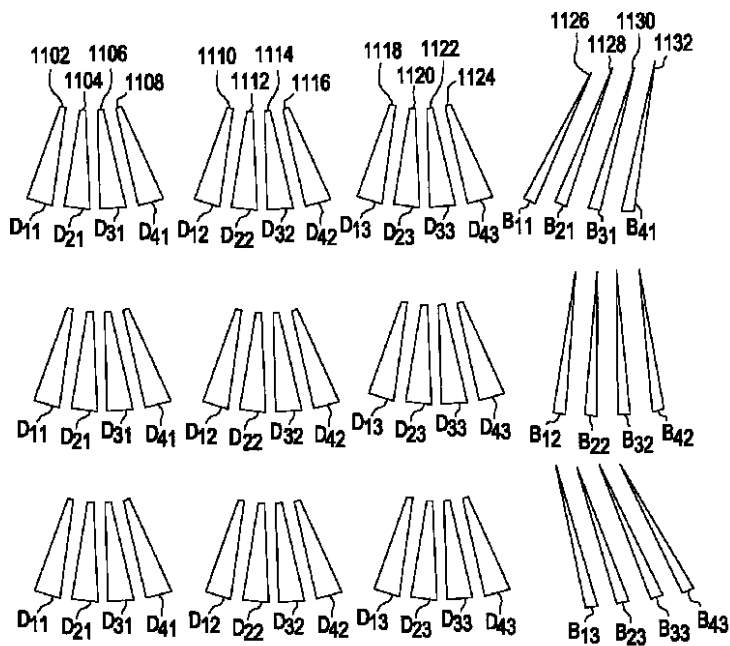
【図 10】



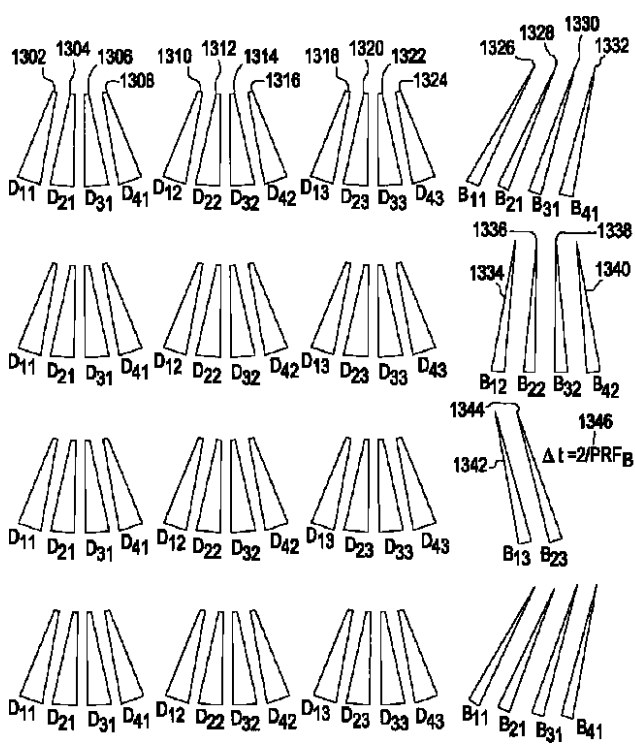
【図 18】



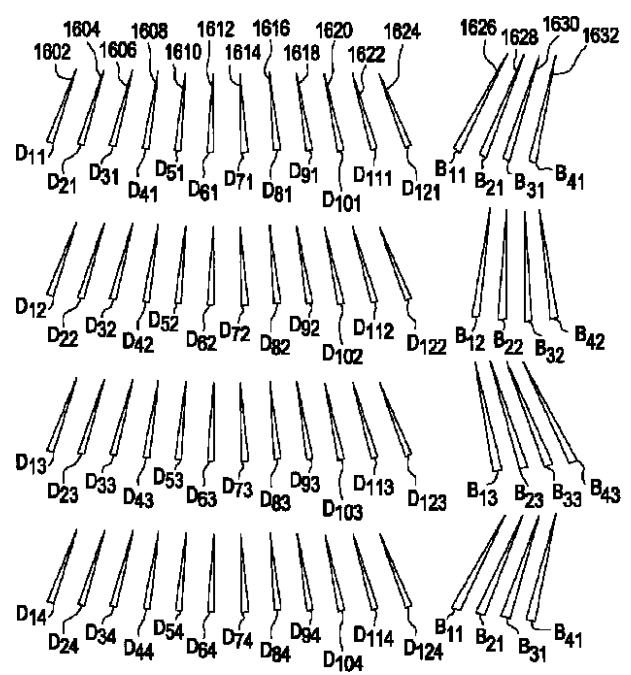
【図 11】



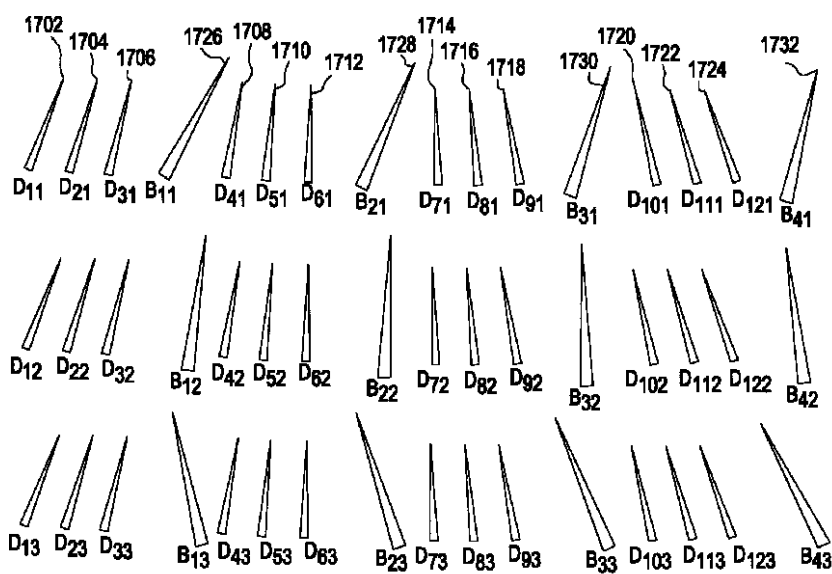
【図13】



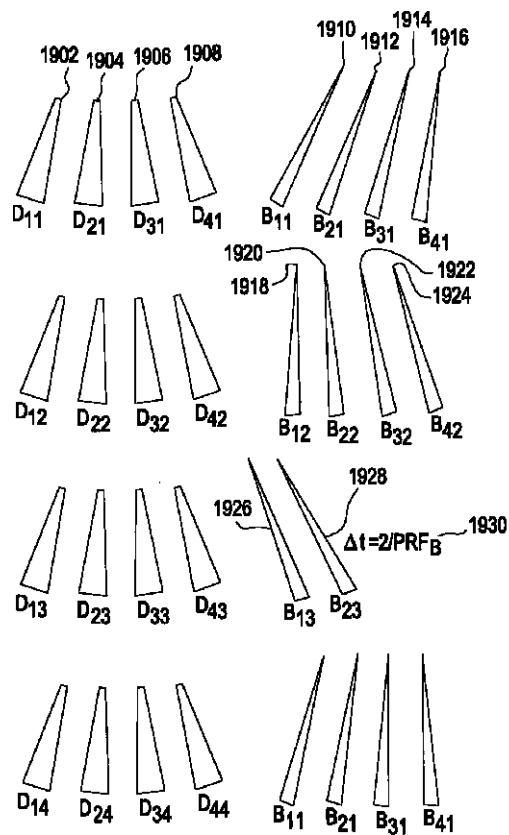
【図16】



【図17】



【図19】



フロントページの続き

- (72)発明者 シュタイナー・バエラム
ノルウェー、エヌ - 3182・ホルテン、ヨタ
グト・8番
- (72)発明者 ヨハン・キルクホルン
ノルウェー、エヌ - 3189・ホルテン、ブレ
ーケット・14番
- (72)発明者 ハンス・ガーマン・トルプ
ノルウェー、エヌ - 7024・トロンヘイム、
アーネビヴェイエン・13番
- (72)発明者 ケティル・ピゲン
ノルウェー、エヌ - 7050、トロンヘイム、
プレステクラゲン・6 - 51番
- (72)発明者 ビョルン・オルスタッド
ノルウェー、3960・ステーセル、ブレール
スゲート・1番

- (72)発明者 ケル・クリストファーセン
ノルウェー、エヌ - 0379・オスロ、モンテ
ペロヴェイエン・7番
- (72)発明者 エーリク・エヌ・スティーン
ノルウェー、エヌ - 1515・モス、アリルズ
ベイ・1番
- (72)発明者 ダグフィン・サエトレ
ノルウェー、エヌ - 3183、ホルテン、ネド
レ・ケイセマーク・27番
- F ターム(参考) 4C301 AA02 BB13 CC02 DD01 DD04
DD06 EE01 EE10 GB02 HH04
HH11 HH17 HH27 HH37 HH54
JB06 JB28 JC01 KK12 KK30
LL03 LL08

专利名称(译)	用于改善超声成像的空间分辨率和时间分辨率的方法和装置		
公开(公告)号	JP2003111759A	公开(公告)日	2003-04-15
申请号	JP2002242764	申请日	2002-08-23
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	シュタイナーバエラム ヨハンキルクホルン ハンスガーマントルプ ケティルビゲン ビヨルンオルスタッド ケルクリストファーセン エーリクエヌステーション ダグフィンサエトレ		
发明人	シュタイナーバエラム ヨハンキルクホルン ハンスガーマントルプ ケティルビゲン ビヨルンオルスタッド ケルクリストファーセン エーリクエヌステーション ダグフィンサエトレ		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/00 A61B8/06 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8979 G01S7/52034 G01S7/52063 G01S7/52074 G01S7/52085		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/CC02 4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/DD06 4C301/EE01 4C301/EE10 4C301/GB02 4C301/HH04 4C301/HH11 4C301/HH17 4C301/HH27 4C301/HH37 4C301/HH54 4C301/JB06 4C301/JB28 4C301/JC01 4C301/KK12 4C301/KK30 4C301/LL03 4C301/LL08 4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE01 4C601/EE07 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/HH04 4C601/HH13 4C601/HH14 4C601/HH15 4C601/JB01 4C601/JB04 4C601/JB05 4C601/JB21 4C601/JB23 4C601/JB24 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB43 4C601/JC01 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK23 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 4C601/LL05 4C601/LL07		
优先权	09/682358 2001-08-24 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：优化B模式成像和多普勒成像的分辨率和帧频。允许显示不同分辨率的B模式图像。同时获取两个超声图像。使用第一操作模式以第一帧速率发送第一组超声脉冲（802），并接收其回声。使用第二操作模式以不同于第一帧速率的第二帧速率发送第二组超声脉冲（810）。第一组超声脉冲（802）定义整个图像，第二组超声脉冲（810）定义部分图像。接收来自第二组超声脉冲（810）的回波，并且将来自第一组超声脉冲（802）和第二组（810）的回波显示为单个图像。

