

特開2003 - 111759

(P2003 - 111759A)

(43)公開日 平成15年4月15日(2003.4.15)

(51) Int.CI<sup>7</sup>  
 A 6 1 B 8/14  
 8/06  
 8/08

識別記号

F I  
 A 6 1 B 8/14  
 8/06  
 8/08

テマコード(参考)  
 4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 240 L (全 18数)

(21)出願番号 特願2002 - 242764(P2002 - 242764)  
 (22)出願日 平成14年8月23日(2002.8.23)  
 (31)優先権主張番号 09/682358  
 (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)

(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・エルシー  
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドヴュー・ブルーバード・ダブリュー・710・3000  
 (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  
 (74)代理人 100093908  
 弁理士 松本 研一 (外2名)

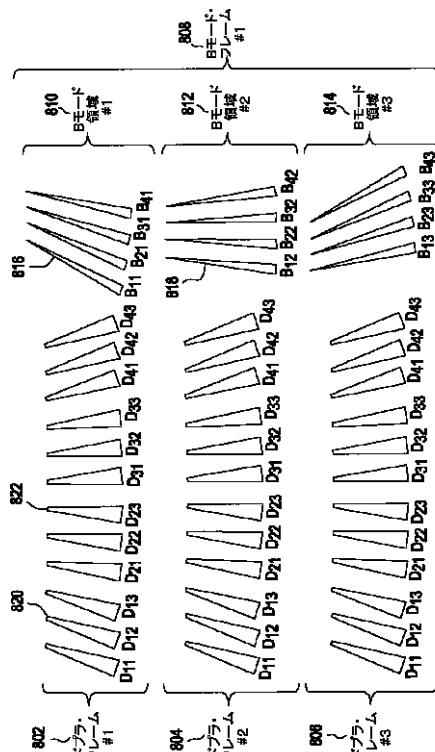
最終頁に続く

(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・レートを最適化する。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单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)はドプ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プラ画像と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プラ画像フレーム(802)を得る工程と、完全なドプ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をそれぞれ得る工程とを含んでる請求項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、前記一連の中止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プラ画像の部分を算出する工程であって、前記ドプ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)をインタリープする請求項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、

ドプラ動作モードに従ってドプラ・パルスの集合(802)を送信する工程と、前記ドプラ・パルスの集合(802)からドプラ・エコーを受信する工程と、

前記ドプラ・エコーを受信した後に、前記ドプ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プラ・パルスの集合(810)を送信する工程であって、前記非ドプラ・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 前記非ドプラ・パルスの集合(810)から非ドプラ・エコーを受信する工程と、前記ドプラ・パルス及び非ドプラ・パルスからの前記ドプラ・エコー及び非ドプラ・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る請求項11に記載方法。

【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以上のドプラ・パルス(1002)を送信する工程と、

前記ドプラ・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以上のドプラ・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  
プラ・パルスの第一のパケット(902)を送信する工程と、

前記非ドプラ・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  
連続ドプラ・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以上の非ドプラ・パルス(910)を  
送信する工程を含んでおり、前記非ドプラ・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】前記ドプラ・パルスの集合(802)  
はドプラ画像のN個のフレームを画定しており、前記非  
ドプラ・パルスの集合(810)は非ドプラ画像の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、各々のドプラ・パルス及び非ドプラ・パルスは、  
一意の重なり合わない走査区間に於いて送信及び受信さ  
れ、

非ドプラ・パルスが送信及び受信される走査区間の系列  
内の1以上の走査区間に前記送信する工程及び受信さ  
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、非ドプラ・パルスの部分集合が各々の走査区間に  
送信及び受信され、

第一の走査区間に於いて、非ドプラ画像の第一の小領域  
に関連する1以上の非ドプラ・パルス(1510)を送  
信する工程と、

第二の走査区間に於いて、非ドプラ画像の第二の小領域  
に関連する1以上の非ドプラ・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】前記非ドプラ・パルスの集合(81  
0)を送信する工程は、前記画像の小領域に対応する1  
以上の非ドプラ・パルス(816)を送信する工程を含  
んでおり、前記受信されたドプラ・エコーは完全画像を

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

【請求項22】前記受信されたドプラ・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】前記ドプラ・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プラ・パルス(110  
2)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】前記ドプラ・パルス及び非ドプラ・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  
に関する。

【0002】二次元(2D)超音波ドプラ撮像は、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ドプラ情報  
とを別個に取得することができる。ドプラ情報は色符号  
化されて、Bモード・グレイ・スケール画像に重ね合  
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プラ画像を利用  
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2D B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ドプ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ドプラ取得につ  
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  
プラ・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。  
ドプラ・セクタ画像208はドプラ送信ビーム方向21  
0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、ドプ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2  
04はドプラ・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ドプラ取得の走査系列

を示している。12のドプラ・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。先ず、ドプラ・パルス302～324をドプラ・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、B<sub>1</sub>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。B<sub>11</sub>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。ドプラ・パルス302～324はD<sub>ii</sub>が方向iでのドプラ・パルス送信jを示すようにラベル付けされる。ドプラ・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プラ・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内のドプラ・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プラ・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ドプ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、ドプラ・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式である。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、 $N_D$ はドプ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、 $PRF_D$ はドプ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モード送信パルスの数であり、 $PRF_B$ 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 $N_B = 2$ である。

【0008】図4は、ドプラ・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ドプラ取得の走査系列を示す。12のドプラ・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。ドプラ・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つのドプラ送信ビーム方向がある。しかしながら、図4では、各々三つずつのドプラ・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。先ず、ドプラ・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。一つのパケット内の二つのドプラ・パルスの間の時間をドプラ・パルス繰り返し時間( $PRT_D$ )と呼び、従って、ドプラ・パルス繰り返し周波数( $PRF_D$ )は $PRF_D = 1 / PRD$ 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 $PRF_D$ ( $PRF_{D_{MAX}}$ )が決まる。送信されるドプラ・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テ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、 $PRF_D > 0.5 * PRF_{D_{MAX}}$ である。

【0007】ドプラ・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。各々のドプ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、ドプラのフレーム・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、ドプラ・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、

として算出することが式である。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、 $N_D$ はドプ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、 $PRF_D$ はドプ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モード送信パルスの数であり、 $PRF_B$ 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 $N_B = 2$ である。

30 ルス426～430が送信され、次いで、ドプラ・パルス408～412が方向2に送信され、以下同様に続く。ドプラ・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、ドプ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、ドプ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、各々のドプラ画像毎に一つの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 $PRF_D$ を低くしてもよい。 $PRF_D$ 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、ドプラ・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。第一の方向にドプラ・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プラ・パルスを送信する。ドプラ・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プラ・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、 $PRF_D / PRF_{D_{max}} / IGS$ としてドプラ・ビーム・インターリープを用いることにより同数の送信方向で同じフレーム・レートを保持することができる。 $PRF_{D_{max}} = PRF_D * IGS$ 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、二つのドプラ送信方向をインタリーブさせた従来の2Dドプラ取得の走査系列を示す。1

2のドプラ・パルス502～524に時間的に続いて10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、ドプラ・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プラ・パルスのすべてが、異なるパケットのドプラ・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、ドプラ・パルス502～524は上述したドプラ・ビーム・インターリープを利用している。ドプラ・パルス502が方向1に送信され、次いで、ドプラ・パルス504が方向2に送信される。次に、ドプラ・パルス506が方向1に送信され、次いで、ドプラ・パルス508が方向2に送信される。二つのドプラ送信ビーム方向をインターリープしているので、図5のIGSは2となる。一旦、ドプ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、四つのドプラ送信方向をインタリーブさせた従来の2Dドプラ取得の走査系列を示す。1

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

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

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

$$PS = 3$$

フレーム当たりの取得時間： $T_{frame}$

$$= N_D * PS / PRF_{D_{max}} + N_B / PRF_B = 1$$

8 ms

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

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

$$\text{受信ビーム(Bモード)} : MLA_B$$

【0019】【発明が解決しようとする課題】組織ドプラ法については、上述した従来の2Dドプ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。

フレーム・レー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、ドプ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モード及びドプ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ドプラのフレーム・レートを高めようとすれば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、 $PRF_{D_{max}}$ は、以下の関係式に示すように、 $PRF_D$ を低くしたときにもIGSを増加させることにより一定に保つことができる。

#### 【0012】

【0013】図5は、二つのドプラ送信方向をインタリーブさせた従来の2Dドプラ取得の走査系列を示す。1のドプラ・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。一つのドプラ・パルス602～624は、第二のドプラ・パルス602～624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、ドプラ送信ビーム当たりの平行な受信ビームの数( $MLA_D$ )と異なっていてよい。

【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】

$$= PRF_D * IGS = 4 \text{ kHz}$$

【0019】分解能を達成するためには、フレーム・レートを低くしなければならない。例えば、上述したMLAを利用した従来のパケット取得についての55 Hzというフレーム・レートは、心臓撮像に望まれるフレーム・レート、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・レートよりも遙かに低い。

【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プラ画像を画定し、超音波パルスの第二の集合はBモード画像の部分を画定する。Bモード画像の第一の部分を、ドプ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、ドプラ画像を得た後に得る。ドプラ画像と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、ドプラ画像の部分を、一連の中止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プラ・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プラ・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、ドプラ・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。連続ドプラ・パルスの第一のパケットは第一の方向に送信される。非ドプラ・エコーが受信された後に、連続ドプラ・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、ドプラ・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、一つのドプラ・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、ドプ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。ドプラ・パルスの集合が送信され、ドプラ・エコーが受信される。表示画像の小領域に対応する非ドプラ・パルスの集合が送信され、非ドプラ・エコーが受信される。ドプラ・エコー及び非ドプラ・エコーに基づいた画像が表示される。

【0028】一実施形態では、非ドプラ・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、ドプラ・エコーは完全な画像を形成し、非ドプラ・エコーは部分画像を形成する。従って、ドプラ・パルスの集合は、非ドプラ・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。非ドプラ・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る。もう一つの実施形態では、非ドプラ画像の第一の小領域に関連する非ドプラ・パルスが第一の走査区間ににおいて送信され、非ドプラ画像の第二の小領域に関連する非ドプラ・パルスが第二の走査区間に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の内部のトランステューサ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、エコーはトランステューサ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<sup>20</sup>

$$PRF_B = PRF_D = 4 \text{ kHz}$$

$$MLA_B = MLA_D = 4$$

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

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

ame

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

式中、 $T_{frame}$ は一つの画像毎ビームを取扱する所要時間であり、 $N_D$ はドプ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モード送信パルスの数であり、 $PRF_D$ はドプ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、 $MLA_D$ はドプ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、 $FR_D$ はドプラのフレーム・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プラ・フレームを算出するシステム100について達成される333Hz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55Hz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・パルス及びドプラ・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プラ画像及びBモード画像を算出する方法を示している。ドプラ・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5つの集合が存在している。

【0035】同じパルス送信からドプラ画像及び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。ドプラ・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、ドプラ・フレーム702のための一つのビーム方向でのドプラ・データを算出する。パルス送信720、722及び724を用いて、ドプラ・フレーム704のための一つのビーム方向でのドプラ・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】

$$N_B = N_D = 12$$

$$= 333 \text{ Hz}$$

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プ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モード画像及びドプラ画像は、二つのモダリティの間での高速ビーム・インターリープ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、ドプラ・パルスの間に送信する。Bモード・パルス及びドプラ・パルスの時間単位当たりの平均数は、Bモード画像及びドプラ画像に要求されるビーム密度及びフレーム・レートを得るために変化させることができる。ドプラ画像の関心領域（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、低分解能ドプ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（BIM）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、ドプラ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に位置追跡に用いることのできるドプラ・データを提供する。かかる手法は、補間を全く行なわないと時間分解能が比較的低くな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。ドプラ画像データは後処理のために記憶しておく。

【0045】ドプラ画像の時間的なデシメーション（間引き）を行なう。ドプ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。ドプラ画像データは、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。各々のドプラ画像毎に一つのBモード画像を形成して十分なドプラ・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/ドプ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M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。ドプラ・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はドプラ・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、 $M = F_{R_D} / F_{R_B}$ 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、ドプラ領域を $D = N_D * PS$ 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プ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でのドプラ・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、ドプ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個のドプラ・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個のドプラ・フレームを取得する。

【0053】一つのパケット内での二つのドプラ・パルスの間の時間をドプラ・パルス繰り返し時間（ $PR_{T_D}$ ）と呼び、従って、ドプラ・パルス繰り返し周波数（ $PRF_D$ ）は $PRF_D = 1 / PR_{T_D}$ となる。所望の $PRF_D$ を達成するために、ドプラ・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】ドプラ送信ビーム方向の数、 $N_D = 4$ 。

【0056】パケット・サイズ、 $PS = 3$ 。

【0057】

ドプラ・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ドプラ・データのパケット取得用いた走査系列を示す。各々12のドプラ・パルスで構成されている三つのドプラ・フレーム802～806が示されている。ドプラ・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プラ・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プラ・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】各々のドプラ・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  $i$  でのドプラ・パルス送信  $j$  を示す。例えば、ドプラ・パルス820のラベル  $D_{12}$  は、ドプラ・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。ドプラ・パルス822のラベル  $D_{23}$  は、ドプラ・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、ドプラ・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】図示のドプラ・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。ドプラ・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ドプラ・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ドプラ・データは例えば、2D組織ドプラ撮像、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、ドプラ・パルス・パケットの間に\*

$$M = 3 \quad N_D = 8$$

$$N_B = 4 \quad PS = 3$$

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

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

$$\text{フレーム・レート(ドプラ)} : FR_D$$

\* 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ドプラ・データのパケット取得用いた走査系列を示す。ドプラ・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にドプラ・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、ドプラ・パケット902～908がドプラ・フレーム802と同様のドプラ・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プラ・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、ドプ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、 $PRF_D > 0.5 * PRF_{D_{max}}$  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、ドプ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プラ送信方向をインタリーブさせた2Dドプラ・データのパケット取得用いた走査系列を示す。ドプラ・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プラ送信方向をインタリーブさせた2Dドプラ・データのパケット取得用いた走査系列を示す。ドプラ・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プラ・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、ドプラ・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・フレーム及びドプラ・フレームについて異なるフレーム・レート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】

$$0 \text{ Hz} = 1 / (N_B / PRF_B + PS * N_D / PRF_{D_{max}}) = 10$$

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

受信ビーム( ドプラ ) :  $M \cdot LA_D * N_D = 32 \quad 18$

【 0071 】 図 8 ~ 図 1 受信ビーム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 1 2 は、 B モード・フレーム・レートを低くして四つのド プラ送信方向をインタリーブさせた 2D ドプラ・データ のパケット取得を用いた走査系列を示す。ドプラ・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 のドプラ・パルスを 取得する。図 12 では、  $N_B = 4$  、  $N_B = 10$  、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。一様なドプラ・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、四つのドプラ送信方向をインタリーブさせて、 一定のドプラ・フレーム・レートを達成するために休止を挿入した 2D ドプラ・データのパケット取得を用いた 20 走査系列を示す。ドプラ・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 に示したものと同じ 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 に示したパケット取得走査系列では、高フレーム・レート 2D ドプラ取得における B モード画像の品質が向上する。パケット取得によって、  $PRF_D$  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 1 4 に示すように、各回のドプ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 1 4 は、 B モード・フレーム・レートを低くした連続 2D ドプラ取得を用いた走査系列を示す。ドプラ・パルス 1 402 ~ 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 プラ及び 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 に唯一のドプラ・パルスのみが送信される点でパケット 取得手法と異なっている。従って、各々のビーム方向に

M DMA で、時間方向のサンプリング間隔を一定にしたド プラ・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。ドプラ・パルス 140 2 ~ 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、ドプラ・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 10 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、パケット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ます。図 1 5 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 1 5 では、高分解能 B モード ROI 1504 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 ROI 1508 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 ROI 1508 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 ROI 1504 を走査して、高分解能 ROI 1504 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 ROI 1504 を走 査して、高分解能 ROI 1504 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 ROI 1504 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 15 10 ~ 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 ROI 1504 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 ム・レートが向上する。図示の例では、 B モード・パ ルス 1532 (  $B_{41}$  ) 及び 1534 (  $B_{52}$  ) を、高分解能 B モード ROI 1504 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、ドプラ のフレーム・レートを一定に維持したままドプ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

プラ送信方向の数を増加させてBモードのフレーム・レートを低くした連続2Dドプラ取得用いた走査系列を示す。ドプラ・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プラ・パルス1602～1624が送信される。ドプラ・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\*

$$M = 10$$

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

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

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

$$\text{フレーム・レート(ドプラ)} : FR_D = PRF_D$$

$$= 1 / (N_B / PRF_B + N_D / PRF_{D_{max}}) = 2.6$$

0 Hz

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

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

【0081】一般的に、図17に示すように、ドリモード小領域のパルスをドプラ・パルスの間にインターリープさせることができる。図17は、ドプラ・パルスの間にBモード・パルスをインターリープさせたドプラ・データの連続取得用いた走査系列を示す。ドプラ・パルス1702～1732及びBモード・パルス1726～1632が示されている。ドプラ・パルスの間にBモード・パルスをインターリープすることにより、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、ドプ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( $FR_B$ )をドプラ・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、ドプラ・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用いた走査系列を示す。ドプラ・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。非順次的ファイアリング・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、同じ方向でのドプラ・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、同じ方向でのドプラ・パルスの間に一定の時間間隔を得た

\*走査線方向に沿ったドプラ・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・パルスとドプラ・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・レート及びドプラ・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 $PRF_B$ をドプラの $PRF_D$ よりも低くして残響の影響を最小限に抑えている。

【0080】

【0081】一般的に、図17に示すように、ドリモード小領域のパルスをドプラ・パルスの間にインターリープさせることができる。図17は、ドプラ・パルスの間にBモード・パルスをインターリープさせたドプラ・データの連続取得用いた走査系列を示す。ドプラ・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用いた走査系列では、パケット取得用いた走査系列よりも高いドプラ・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・ドプ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・ドプラ表示によって、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がある。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プロック図である。

【図2】従来のセクタ走査方式2Dドプラ取得の幾何学的関係を示す図である。

【図3】従来の2Dドプラ取得の走査系列を示す図である。

【図4】ドプラ・パルスとBモード・パルスとのインターリープを利用した従来の2Dドプラ取得の走査系列を示す図である。

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

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

【図7】スライディング・ウインドウ手法を利用して同じ送信パルスからドプラ画像及び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ドプラ・データのパケット取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる2Dドプラ取得の走査系列を示す図である。

【図9】Bモード・パルスをドプラ・パルスのパケットの間にインタリープさせてBモード・フレーム・レートを低くした2Dドプラ・データのパケット取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる2Dドプ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プラ送信方向をインタリープさせた2Dドプラ・データのパケット取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる2Dドプ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プラ送信方向をインタリープさせた2Dドプラ・データのパケット取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる2Dドプ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プラ送信方向をインタリープさせた2Dドプラ・データのパケット取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる2Dドプ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、四つのドプラ送信方向をインタリープさせて、一定のドプラ・フレーム・レートを達成するために休止を挿入した2Dドプラ・データのパケット取得を用いた本発明の一実施形態に従って得られる2Dドプ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ドプ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ドプ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】ドプ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ドプ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ドプラ取得の走査系列を示す図である。

【図17】ドプラ・パルスの間にBモード・パルスをインタリープさせたドプラ・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ドプラ取得の走査系列を示す図である。

【図18】ドプラ・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ドプラ取得の走査系列を示す図である。

【図19】同じ方向でのドプラ・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ドプラ取得の走査系列を示す図である。

【符号の説明】

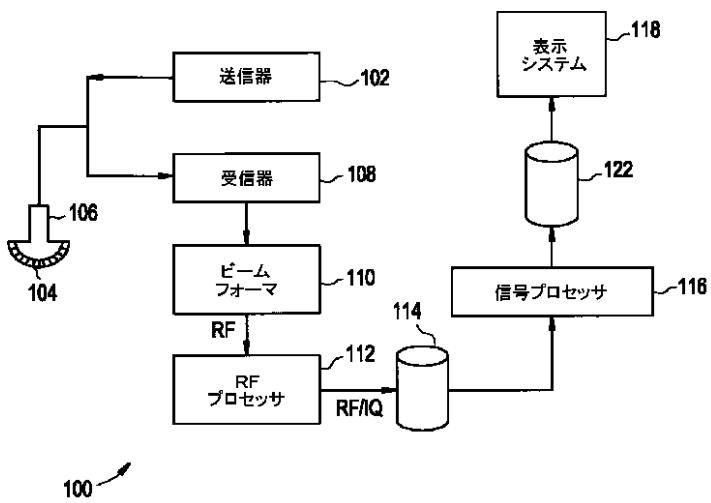
- 100 超音波システム
- 104 トランスデューサ
- 106 プローブ
- 114 RF / IQバッファ
- 122 画像バッファ
- 202 Bモード・セクタ画像に重ね合わせたドプラ・セクタ画像
- 204 Bモード・セクタ画像
- 206 Bモード送信ビーム
- 208 ドプラ・セクタ画像
- 210 ドプラ送信ビーム方向
- 302 ~ 324 ドプラ・パルス
- 326 ~ 348 Bモード・パルス
- 350 ~ 356 パケット
- 402 ~ 424 ドプラ・パルス
- 426 ~ 448 Bモード・パルス
- 450 ~ 456 パケット
- 502 ~ 524 ドプ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

23

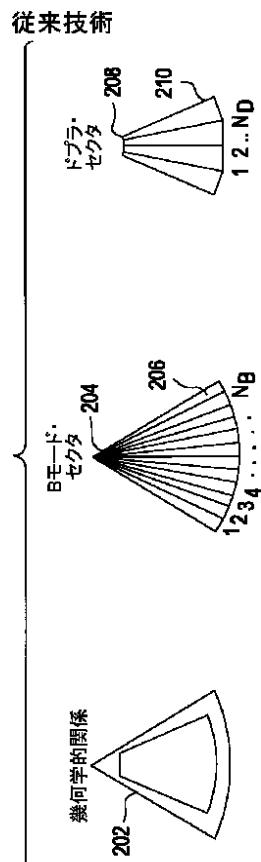
816 Bモード・パルス B<sub>11</sub>  
 818 Bモード・パルス B<sub>12</sub>  
 820 ドプラ・パルス D<sub>12</sub>  
 822 ドプラ・パルス D<sub>23</sub>  
 902~908 ドプラ・パケット  
 910~916 Bモード・パルス  
 1002~1024 ドプラ・パルス  
 1026~1032 Bモード・パルス  
 1102~1124 ドプラ・パルス  
 1126~1132 Bモード・パルス  
 1202~1224 ドプラ・パルス  
 1226~1142 Bモード・パルス  
 1302~1324 ドプラ・パルス  
 1326~1344 Bモード・パルス  
 1346 休止  
 1402~1424 ドプラ・パルス

\* 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 ドプラ・パルス  
 1626~1632 Bモード・パルス  
 1702~1724 ドプラ・パルス  
 1726~1732 Bモード・パルス  
 1802~1808 ドプラ・パルス  
 1810~1828 Bモード・パルス  
 1902~1908 ドプラ・パルス  
 1910~1928 Bモード・パルス  
 \* 1930 休止

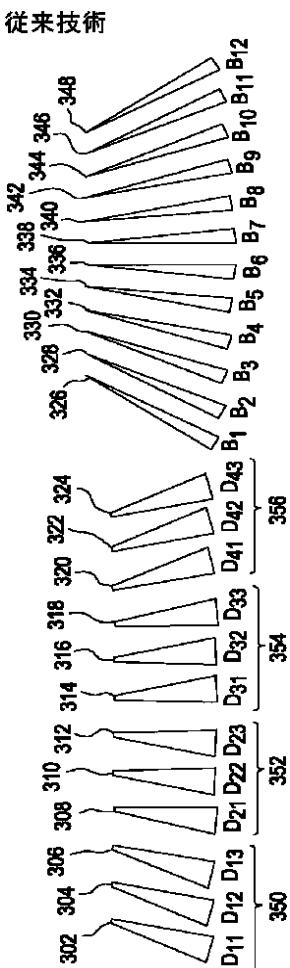
【図1】



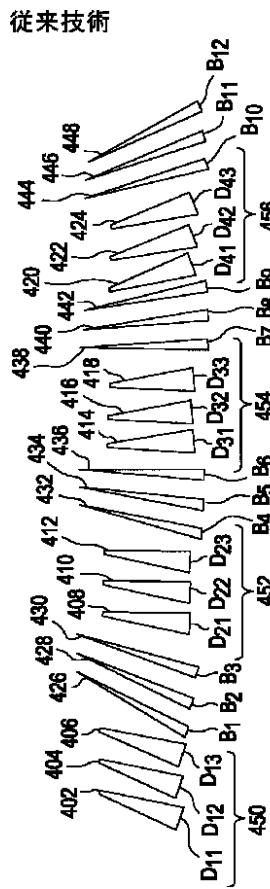
【図2】



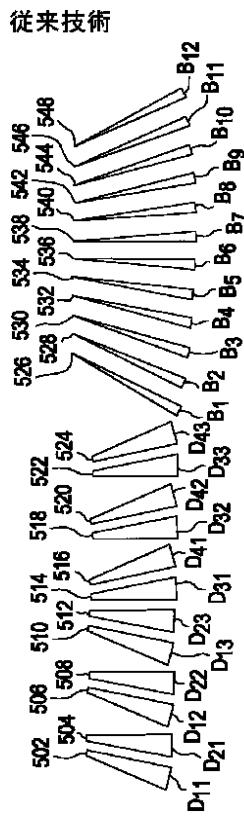
【図3】



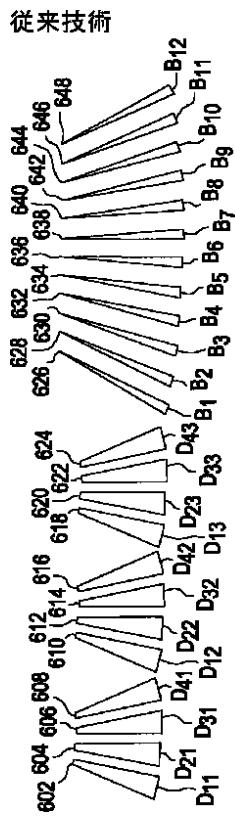
【図4】



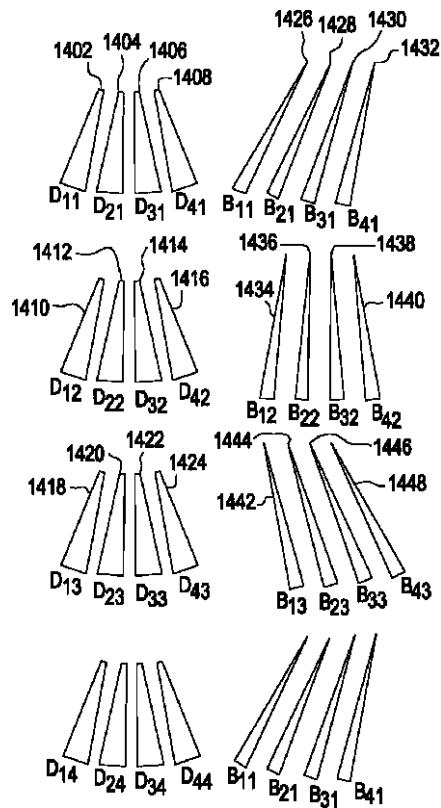
【図5】



【図6】



【図14】



【図12】

【図7】

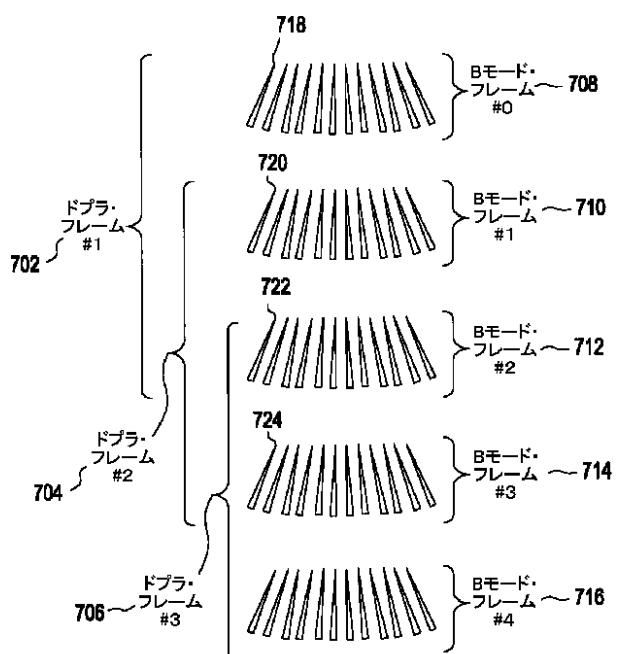
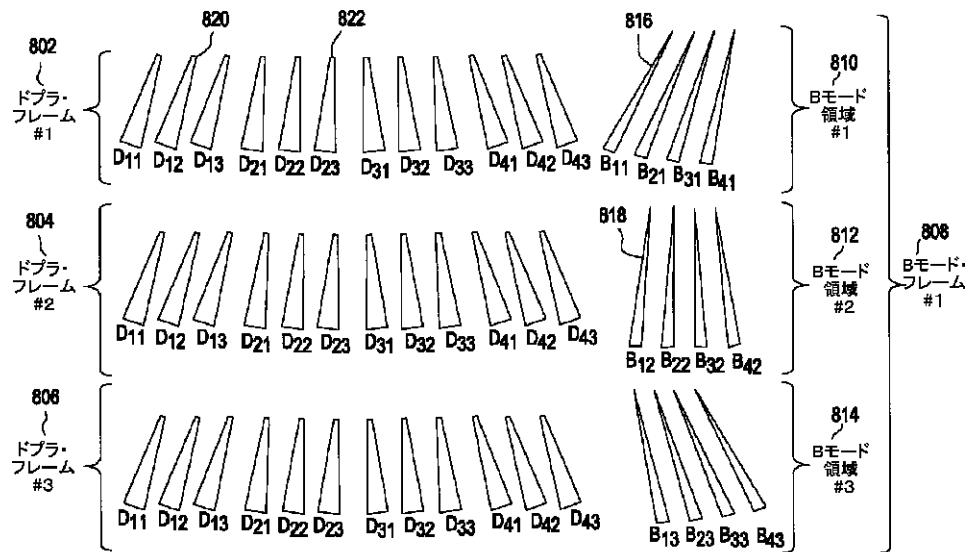


Diagram illustrating five Gothic tracery patterns (1220, 1222, 1224, 1226, 1228) arranged horizontally. Below each pattern, a series of labels (1202, 1204, 1206, 1208, 1210, 1212, 1214, 1216, 1218, 1220, 1222, 1224) are listed vertically, likely representing specific tracery components or sub-patterns.

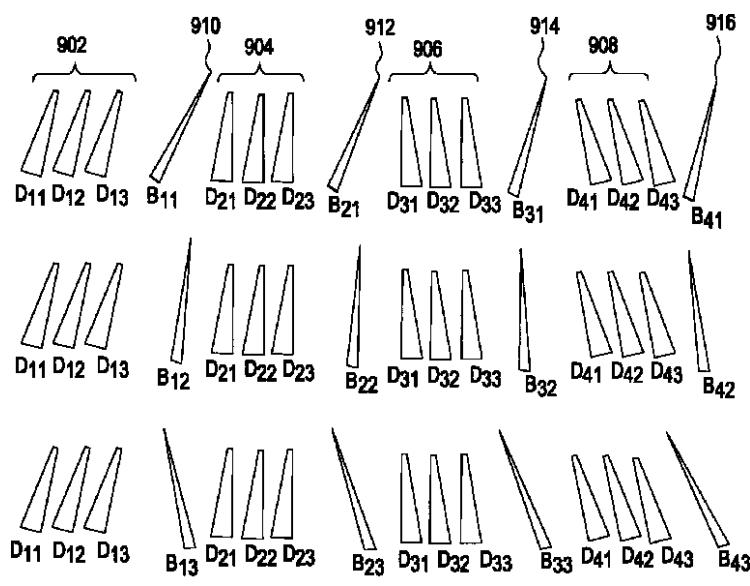
Diagram showing four diagonal lines labeled 1226, 1228, 1230, and 1232, with corresponding labels B11, B21, B31, and B41 below them.

1242 B13 B23 B11 B21

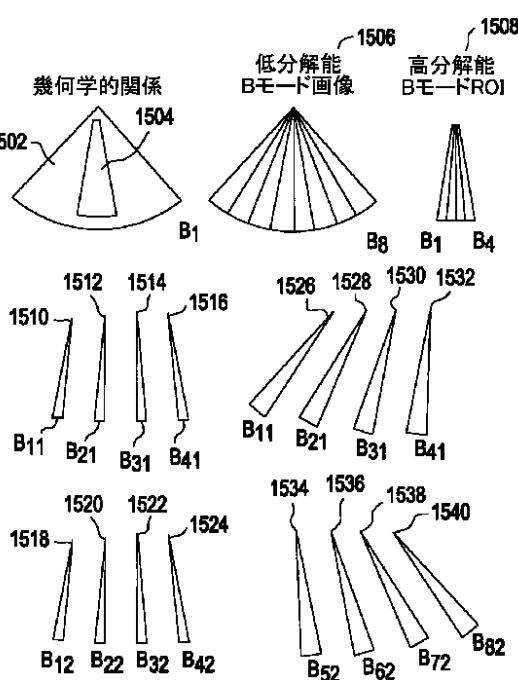
【図8】



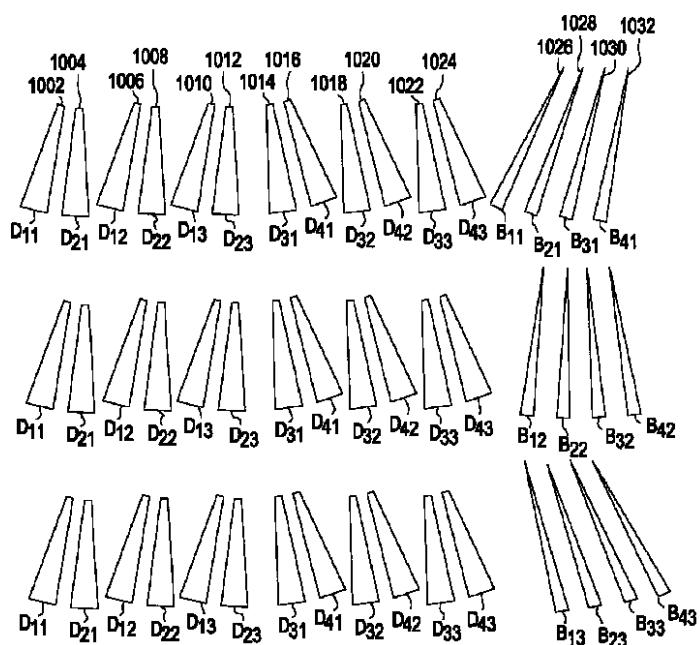
【図9】



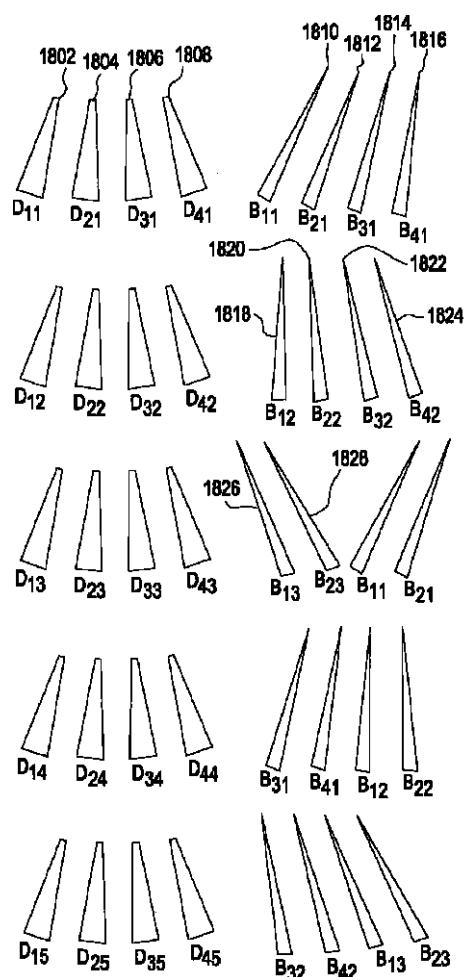
【図15】



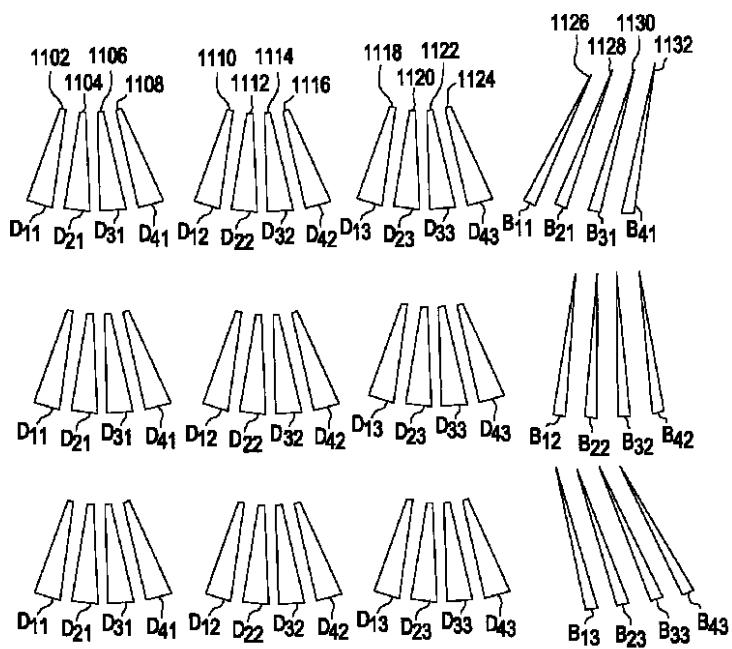
【図10】



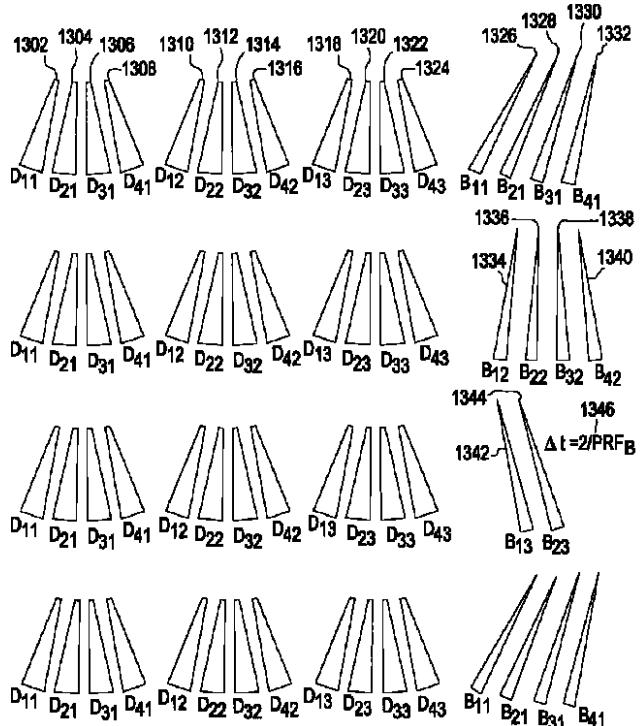
【図18】



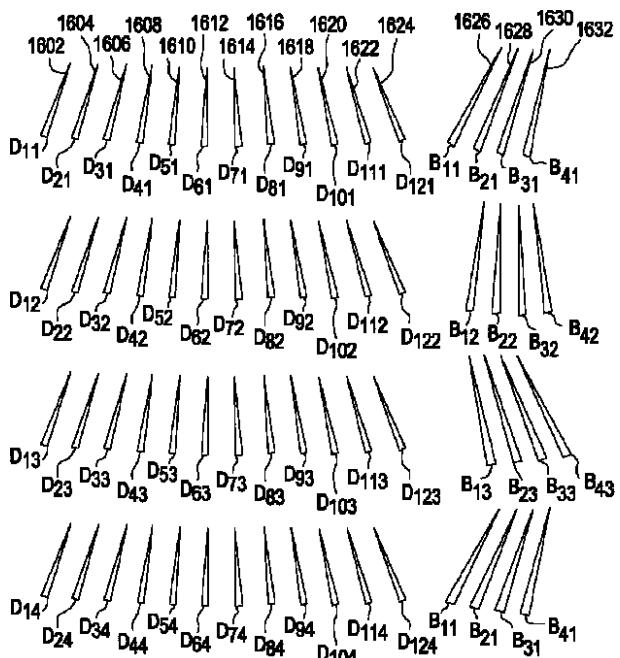
【図11】



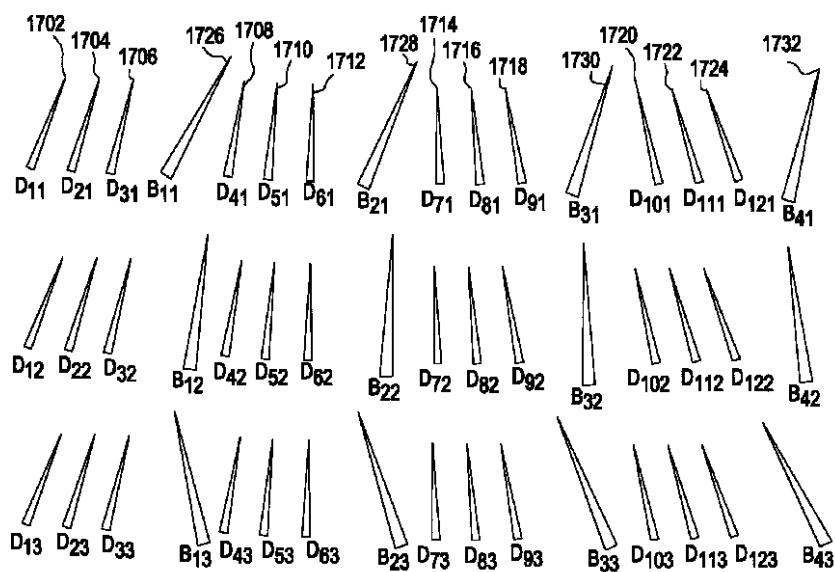
【図13】



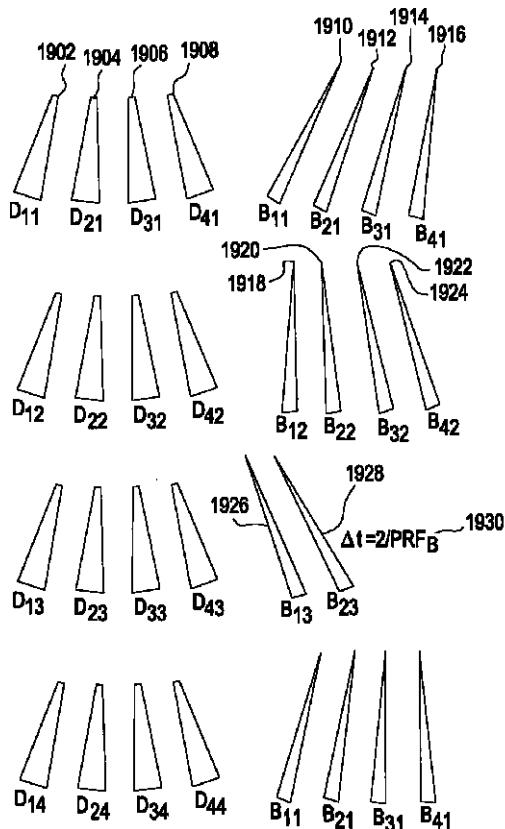
【図16】



【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  
ゲト・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・トルブ  
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・ビゲン  
ノルウェー、エヌ-7050、トロンヘイム、  
プレステクラーゲン・6-51番
- (72)発明者 ビヨルン・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	<a href="#">JP2003111759A</a>	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ブ 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 エーリクエヌステイーン 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・トルブ 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・ステイーン 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	<a href="#">Espacenet</a>		

## 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。

