

(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2017-127528

(P2017-127528A)

(43) 公開日 平成29年7月27日(2017.7.27)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2016-9866 (P2016-9866)	(71) 出願人	000005108
(22) 出願日	平成28年1月21日 (2016.1.21)		株式会社日立製作所
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
		(74) 代理人	110001210
			特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
		(72) 発明者	笠原 英司
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB03 DD09 DD15 DE03 EE09
			JC16 KK25 KK31 KK32

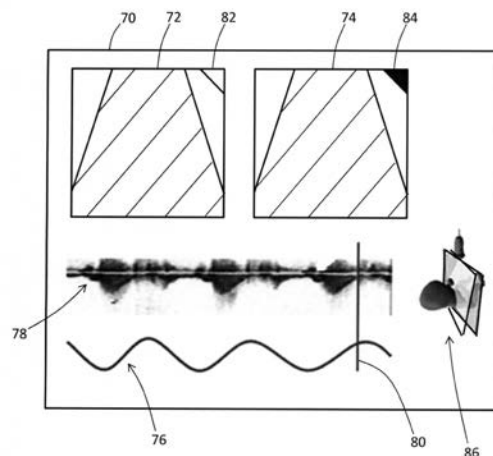
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】胎児の心臓の時相をできるだけ正確に特定できる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】胎児の心臓を含む三次元空間内にドブラ情報観測用のサンプルゲートが設定される。超音波の送受波によりサンプルゲートからドブラ情報が取得され、そのドブラ情報を周波数解析することによりドブラ波形78が生成される。胎児の心臓を横切る走査面が設定され、その走査面に対する超音波の送受波により、その走査面から組織表示フレーム列(Bモード断層画像列)が生成される。組織表示フレーム列を解析することにより、胎児の心臓の動きを表す運動グラフ76が生成される。運動グラフ76とドブラ波形78は、両方の時間軸が揃えられた状態で並列して表示される。

【選択図】図10



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

胎児の心臓を含む三次元空間内にドブラ情報観測用のサンプルゲートを設定するサンプルゲート設定手段と、

超音波の送受波により前記サンプルゲートから取得されるドブラ情報を周波数解析してドブラ波形を生成するドブラ波形生成手段と、

前記三次元空間内に設定され前記胎児の心臓を横切る計測面からのエコー情報に基づいてフレーム列を生成するフレーム列生成手段と、

前記フレーム列の解析により前記胎児の心臓の動きを表すグラフを生成する解析手段と

、

前記ドブラ波形と前記グラフを両方の時間軸を揃えつつ並列表示する表示処理手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記サンプルゲート設定手段は、超音波の送受波により得られた第 1 断面における断層画像上に前記サンプルゲートを設定し、

当該超音波診断装置は、

前記第 1 断面又はそれとは別の第 2 断面を前記計測面とし、超音波の送受波により得られた前記計測面における断層画像上に、グラフ生成用の関心領域を設定する関心領域設定手段を更に含み、

前記解析手段は、前記フレーム列における前記関心領域の解析により前記グラフを生成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記計測面は前記第 2 断面であり、

前記第 1 断面又は前記第 2 断面のいずれか一方の断面は、超音波の送受波を行うプローブの操作により設定され、他方の断面は、前記一方の断面を基準にして超音波の電子的な偏向により設定される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記第 2 断面は、前記プローブの操作により設定され、

前記第 1 断面は、前記第 2 断面が設定された後、前記第 2 断面を基準にして超音波の電子的な偏向により設定される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は超音波診断装置に関し、特に、周期的な運動をする臓器の周期情報を得る技術に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断においては、周期的な運動をする臓器の周期情報を取得する場合がある。例えば、心電計を用いて胎児の心臓の心拍等を直接的に計測することは極めて難しい。このような場合、超音波診断装置を用いることにより、心拍等の情報を取得することができる。一般的に、超音波ドブラ法を適用することにより、周期情報としてのドブラ波形が取得される（例えば特許文献1参照）。

【先行技術文献】**【特許文献】**

10

20

30

40

50

【 0 0 0 3 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 5 - 9 5 2 7 8 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 4 】

ところで、ドブラ波形単独では、心臓の収縮末期や拡張末期等の時相を正確に判読することができない場合がある。この場合、ドブラ波形中の異常部分の時相を正確に判読できないという問題が生じ得る。

【 0 0 0 5 】

本発明の目的は、胎児の心臓の時相をできるだけ正確に特定できるようにすることにある。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

本発明に係る超音波診断装置は、胎児の心臓を含む三次元空間内にドブラ情報観測用のサンプルゲートを設定するサンプルゲート設定手段と、超音波の送受波により前記サンプルゲートから取得されるドブラ情報を周波数解析してドブラ波形を生成するドブラ波形生成手段と、前記三次元空間内に設定され前記胎児の心臓を横切る計測面からのエコー情報に基づいてフレーム列を生成するフレーム列生成手段と、前記フレーム列の解析により前記胎児の心臓の動きを表すグラフを生成する解析手段と、前記ドブラ波形と前記グラフを両方の時間軸を揃えつつ並列表示する表示処理手段と、を含むことを特徴とする。

20

【 0 0 0 7 】

上記構成によると、心臓の動きを表すグラフとドブラ波形の両方が時間軸を揃えつつ並列に表示される。それ故、ドブラ波形とグラフとに基づいて総合的な診断が可能となる。例えば、ドブラ波形単独では時相を正確に判読できない場合であっても、グラフに基づいて心臓の収縮末期や拡張末期等の時相を特定し、それとの関係でドブラ波形中の異常部分の時相を推定することが可能となる。心臓の動きを表すグラフは、例えば、心臓の短軸長、面積の変化、輝度の変化等を示すものである。例えば、フレーム列にトラッキング技術を適用することにより、そのグラフが得られる。上記構成における処理は、リアルタイム処理であってもよいし、事後処理であってもよい。リアルタイム処理においては、ドブラ情報の取得とフレーム列の取得がほぼ同時に進行して実行され、ドブラ波形とグラフがほぼ同時に生成される。事後処理においては、ドブラ情報の取得とボリュームデータの取得がほぼ同時に進行して実行される。ボリュームデータを取得した後に、ボリュームデータから計測面に対応するフレーム列が取得され、そのフレーム列に基づいてグラフが生成される。

30

【 0 0 0 8 】

望ましくは、前記サンプルゲート設定手段は、超音波の送受波により得られた第 1 断面における断層画像上に前記サンプルゲートを設定し、当該超音波診断装置は、前記第 1 断面又はそれとは別の第 2 断面を前記計測面とし、超音波の送受波により得られた前記計測面における断層画像上に、グラフ生成用の関心領域を設定する関心領域設定手段を更に含み、前記解析手段は、前記フレーム列における前記関心領域の解析により前記グラフを生成する。

40

【 0 0 0 9 】

上記構成において、サンプルゲートと関心領域は、同一断面又は異なる断面に設定される。サンプルゲートと関心領域を同一断面上に設定することにより、複数断面の断層画像を生成せずに済むので、フレームレートの点で有利である。サンプルゲートと関心領域を異なる断面上に設定することにより、それぞれ異なる断面から得られたドブラ波形とグラフとを対比して総合的な診断が可能となる。

【 0 0 1 0 】

望ましくは、前記計測面は前記第 2 断面であり、前記第 1 断面又は前記第 2 断面のいずれか一方の断面は、超音波の送受波を行うプローブの操作により設定され、他方の断面は

50

、前記一方の断面を基準にして超音波の電子的な偏向により設定される。

【 0 0 1 1 】

上記構成において、作業者の手技によりプローブが操作されて、第 1 断面又は第 2 断面のいずれか一方の断面が設定される。例えば、プローブに対して超音波ビームの走査面（断面）の位置を固定しつつビーム走査を行って断層画像を生成して表示し、サンプルゲート又は関心領域を設定する部位が断層画像上に現れるようにプローブの位置及び姿勢を変える。その位置及び姿勢が確定すると、その断層画像上にサンプルゲート又は関心領域のいずれか一方が設定される。また、その断面画像が得られる走査面を基準として、超音波の電子的な偏向により、別の走査面（断面）が設定され、その走査面における断層画像が取得される。その断層画像上に、サンプルゲート又は関心領域のいずれかの他方が設定される。

10

【 0 0 1 2 】

望ましくは、前記第 2 断面は、前記プローブの操作により設定され、前記第 1 断面は、前記第 2 断面が設定された後、前記第 2 断面を基準にして超音波の電子的な偏向により設定される。

【 0 0 1 3 】

上記構成においては、関心領域設定用の第 2 断面が設定された後に、サンプルゲート設定用の第 1 断面が設定される。サンプルゲートの設定が工程の後の方に行われるので、プローブの位置ずれ等の影響をできるだけ受けずに、精度の高いドブラ波形を取得することが可能となる。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 1 4 】

本発明によると、胎児の心臓の時相をできるだけ正確に特定することが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 5 】

【 図 1 】 本発明の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 走査面の一例を示す模式図である。

【 図 3 】 断層画像と関心領域の一例を示す模式図である。

【 図 4 】 断層画像と関心領域の別の例を示す模式図である。

【 図 5 】 断層画像とサンプルゲートの一例を示す模式図である。

30

【 図 6 】 フレーム列の一例を示す模式図である。

【 図 7 】 運動グラフの一例を示す図である。

【 図 8 】 本実施形態に係る超音波診断装置による処理の一例を示すフローチャートである。

【 図 9 】 計測時における超音波ビームの送受波シーケンスの一例を示す図である。

【 図 1 0 】 表示部に表示される画像の一例を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 6 】

図 1 には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されている。図 1 は、その全体構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は医療分野において用いられ、超音波の送受波により生体内の組織の画像を形成する装置である。

40

【 0 0 1 7 】

プローブ 1 0 は超音波を送受波する送受波器である。プローブ 1 0 は、例えば 2 D アレイ振動子を有している。2 D アレイ振動子は、複数の振動素子が二次元的に配列されて形成されたものである。この 2 D アレイ振動子により超音波ビームが形成され、それが繰り返し電子走査される。これにより、電子走査毎に生体内に走査面 1 2 が形成される。走査面 1 2 は、二次元エコーデータ取込空間に相当する。また、超音波ビームが二次元的に走査されると、三次元エコーデータ取込空間としての三次元空間 1 4 が形成される。電子走査方式としては、電子セクタ走査、電子リニア走査等が知られている。胎児の超音波診断においては、プローブ 1 0 が母体の腹部表面上に当接され、その状態において超音波の送

50

受波が行われる。なお、プローブ 10 は、2D アレイ振動子の代りに、複数の振動素子が一次元的に配列されて形成された 1D アレイ振動子を有していてもよい。この場合、二次元エコーデータ取込空間が形成される。

【0018】

送受信部 16 は、送信ビームフォーマ及び受信ビームフォーマとして機能する。送信時において、送受信部 16 は、プローブ 10 に含まれる複数の振動素子に対して一定の遅延関係をもった複数の送信信号を供給する。これにより、超音波の送信ビームが形成される。受信時において、生体内からの反射波がプローブ 10 により受波され、これによりプローブ 10 から送受信部 16 へ複数の受信信号が出力される。送受信部 16 では、複数の受信信号に対する整相加算処理が適用され、これにより、受信ビームが形成され、そのビームデータが出力される。なお、超音波の送受波において、送信開口合成等の技術が利用されてもよい。また、送受信部 16 は、パラレル受信処理を実行してもよい。

10

【0019】

送受信部 16 の作用により、超音波ビーム（送信ビーム及び受信ビーム）が電子的に走査され、これにより、走査面が形成される。走査面は複数のビームデータに相当し、それらは受信フレームデータ（RF 信号フレームデータ）を構成する。なお、各ビームデータは深さ方向に並ぶ複数のエコーデータにより構成される。超音波ビームの電子走査を繰り返すことにより、送受信部 16 から時間軸上に並ぶ複数の受信フレームデータが出力される。それらが受信フレーム列を構成する。また、送受信部 16 の作用により超音波ビームが二次元的に電子走査されると、三次元エコーデータ取込空間が形成され、その三次元エコーデータ取込空間からエコーデータ集合体としてのボリュームデータが取得される。超音波ビームの電子走査を繰り返すことにより、送受信部 16 から時間軸上に並ぶ複数のボリュームデータが出力される。それらがボリュームデータ列を構成する。

20

【0020】

本実施形態においては、エコーデータ（組織の輝度情報）及びドブラデータ（血流の流れを示す情報）の両者を取得するために、エコーデータ取得用の超音波の送受波とドブラデータ取得用の超音波の送受波が行われる。送受信部 16 は、例えば、ユーザにより指定された特定の方位に対して間欠的にドブラ観測用の超音波ビームを繰り返し形成する。本実施形態では、一例として、超音波パルスドブラ法が適用されることによりドブラ波形が形成される。

30

【0021】

信号処理部 18 は、送受信部 16 から出力されるビームデータに対して、検波、対数圧縮、座標変換、等の信号処理を適用するモジュールである。信号処理後のビームデータは断層画像生成部 20 に出力される。また、信号処理後のビームデータはメモリ 22 に格納されてもよい。もちろん、そのような信号処理が適用されていないビームデータがメモリ 22 に格納され、ビームデータの読み出し時に、上記の処理が適用されてもよい。

【0022】

断層画像生成部 20 は一例として DSC（デジタルスキャンコンバータ）であり、座標変換機能及び補間処理機能等を備えている。断層画像生成部 20 は、信号処理部 18 から出力された受信フレーム列に基づいて組織表示フレーム列を生成する。個々の組織表示フレーム列は B モード断層画像のデータである。組織表示フレーム列は、表示処理部 32 を介してモニタ等の表示部 34 に表示される。これにより、リアルタイムで B モード断層画像が動画像として表示される。

40

【0023】

メモリ 22 は、送受波空間としての三次元空間 14 に対応する記憶空間を有している。メモリ 22 には、信号処理部 18 から出力されたビームデータが格納される。超音波ビームが二次元的に走査された場合、三次元空間 14 から取得されたボリュームデータがメモリ 22 に記憶される。ボリュームデータは、実際には、複数本のビームデータに対する座標変換及び補間処理により構成されたデータである。もちろん、そのような処理が適用されていないデータがメモリ 22 に記憶され、データの読み出し時に、上記の処理が適用さ

50

れてもよい。また、走査面 1 2 (二次元エコーデータ取込空間) から取得された受信フレームデータがメモリ 2 2 に格納されてもよい。

【0024】

断層画像生成部 2 0 は、メモリ 2 2 から受信フレーム列を取得し、その受信フレーム列に基づいて組織表示フレーム列を生成してもよい。別の例として、ボリュームデータがメモリ 2 2 に格納されている場合、断層画像生成部 2 0 は、ユーザにより指定された任意断面に対応するデータをメモリ 2 2 から取得し、そのデータに基づいて二次元の B モード断層画像のデータを生成してもよい。断層画像生成部 2 0 は、ユーザにより指定された複数断面における B モード断層画像を生成してもよい。

【0025】

三次元画像生成部 2 4 は、メモリ 2 2 からボリュームデータを取得し、レンダリング条件に従って、そのボリュームデータに対してレンダリング処理を適用する。これにより、三次元画像が生成される。この三次元画像のデータは表示処理部 3 2 に出力される。

【0026】

解析部 2 6 は、組織表示フレーム列 (B モード断層画像列) を解析することにより、心臓等の診断部位の動きを示す運動情報を生成する機能を備えている。解析部 2 6 は、例えば、組織表示フレーム (B モード断層画像) 上に設定された関心領域 (ROI) の位置を追跡 (トラッキング) する。解析部 2 6 の処理結果は、関心領域の運動情報を表すものである。その運動情報は、表示処理部 3 2 を介して表示部 3 4 に表示される。解析部 2 6 は、例えば、2 つの組織表示フレーム (B モード断層画像) 間においてマッチング処理を適用することにより、関心領域の移動先 (移動先の座標) を特定する。具体的には、解析部 2 6 は、第 1 の組織表示フレームに対して関心領域 (テンプレート) を設定し、第 2 の組織表示フレームにおいて当該関心領域 (テンプレート) 内の画像部分に適合する参照エリア (画像部分) を特定することにより、関心領域の移動先を特定する。例えば、関心領域 (テンプレート) 内の画像部分との間の類似度 (相関値) が最も高いエリア (画像部分) が、最良のマッチング結果が得られるエリアであり、そのエリアが、関心領域に適合する参照エリアとして特定される。もちろん、演算の簡易化等の目的から、必ずしもマッチング結果が最良ではないが、良好なマッチング結果が得られた参照エリアが特定されてもよい。解析部 2 6 は、組織表示フレーム列に含まれる各組織表示フレームを対象として、順次、上記のマッチング処理を実行することにより、関心領域の移動先を探索してトラッキングする。このトラッキング処理により、関心領域の運動情報が得られる。一例として、胎児の心臓を表す組織表示フレーム列が生成され、その組織表示フレーム列に基づいて、胎児の心臓の動きを表す運動情報が生成される。別の例として、解析部 2 6 は、関心領域内の画素の輝度 (例えば総画素の輝度の合計、総画素の輝度の平均等) の時間変化を運動情報として生成してもよい。

【0027】

超音波パルスドブラ法に従って、特定のドブラビーム方位に対して繰り返し超音波の送受波が行われると、それにより得られた受信信号がゲート回路 2 8 に出力される。ゲート回路 2 8 は、ドブラビーム方位上に設定されたサンプルゲート (サンプルボリューム) 内に相当する部分信号を抽出し、それをドブラ波形生成部 3 0 に出力する。ドブラ波形生成部 3 0 は、直交検波回路、周波数解析回路 (FFT アナライザ) 等を有しており、入力された信号からドブラ情報 (ドブラシフト周波数成分) を抽出し、そのドブラ情報を周波数軸上に展開する。これにより、周波数解析結果として、周波数 (速度) 毎のパワーからなる速度スペクトル (血流速度情報) が得られる。ドブラ波形生成部 3 0 は、その速度スペクトルに対して角度補正を適用する。これにより、角度補正がなされた血流速度が得られる。すなわち、速度スペクトルの大きさ (振幅) が補正され、あるいはその縦軸スケール (目盛) が補正される。そして、ドブラ波形生成部 3 0 は、角度補正がなされた速度スペクトルに基づいてドブラ波形を生成する。周知のように、ドブラ波形の横軸は時間軸であり、その縦軸は血流速度に相当する。また、その波形における各画素の輝度は各速度におけるパワーの大きさに対応付けられている。そのドブラ波形は表示処理部 3 2 を介して表

10

20

30

40

50

示部 3 4 に表示される。

【 0 0 2 8 】

表示処理部 3 2 は、断層画像、運動情報、三次元画像、ドブラ波形等に対して、必要なグラフィックデータをオーバーレイ処理し、これにより表示画像を生成する。この画像データは表示部 3 4 に出力され、表示モードに従った表示態様で 1 又は複数の画像が並べて表示される。本実施形態では、表示処理部 3 2 は、関心領域の運動情報とドブラ波形とを両者の時間軸を揃えつつ並列に並べた状態で表示部 3 4 に表示させる。

【 0 0 2 9 】

表示部 3 4 は例えば液晶ディスプレイ等の表示デバイスにより構成されている。表示部 3 4 は複数の表示デバイスにより構成されてもよい。

10

【 0 0 3 0 】

なお、表示処理部 3 2 は、複数の画像を合成してもよい。例えば、カラー血流画像が取得された場合、表示処理部 3 2 は、任意断面の断層画像上に、その任意断面におけるカラー血流画像を合成してもよい。

【 0 0 3 1 】

制御部 3 6 は、図 1 に示す各構成の動作制御を行う機能を備えている。また、制御部 3 6 は、関心領域設定部 3 8 とサンプルゲート設定部 4 0 を含む。

【 0 0 3 2 】

関心領域設定部 3 8 は、組織表示フレーム（B モード断層画像）上に、追跡対象の関心領域（ROI）を設定する機能を備えている。その関心領域の位置、大きさ、形状等は、例えばユーザにより指定される。その指定は、例えば入力部 4 2 を用いて行われる。

20

【 0 0 3 3 】

サンプルゲート設定部 4 0 は、ドブラビーム方位、サンプルゲートの位置及びサンプルゲートの幅を設定する機能を備えている。ドブラビーム方位、サンプルゲートの位置及びサンプルゲートの幅は、例えばユーザにより指定される。その指定は、例えば入力部 4 2 を用いて行われる。

【 0 0 3 4 】

制御部 3 6 には入力部 4 2 が接続されている。入力部 4 2 は、一例として、トラックボール、キーボード、各種のボタン、各種のツマミ、等の入力デバイスを含む操作パネルにより構成されている。ユーザは入力部 4 2 を用いて、走査面の位置、断面の位置、関心領域に関する情報、サンプルゲートに関する情報、等を指定又は入力することができる。

30

【 0 0 3 5 】

上述した超音波診断装置においてプローブ 1 0 以外の構成は、例えばプロセッサや電子回路等のハードウェア資源を利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また、プローブ 1 0 以外の構成は、例えばコンピュータによって実現されてもよい。つまり、コンピュータが備える CPU やメモリやハードディスク等のハードウェア資源と、CPU 等の動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により、プローブ 1 0 以外の構成の全部又は一部が実現されてもよい。当該プログラムは、CD や DVD 等の記録媒体を経由して、又は、ネットワーク等の通信経路を経由して、図示しない記憶装置に記憶される。別の例として、プローブ 1 0 以外の構成は、DSP（Digital Signal Processor）や FPG A（Field Programmable Gate Array）等により実現されてもよい。

40

【 0 0 3 6 】

以下、本実施形態に係る超音波診断装置について詳しく説明する。一例として、プローブ 1 0 が 2 D アレイ振動子を有するものとする。

【 0 0 3 7 】

まず、図 2 を参照して走査面について説明する。図 2 には、模式的な胎児 4 4 が示されている。本実施形態では、一例として、2 つの走査面（走査面 4 6 , 4 8）が設定される。走査面 4 6 , 4 8 は、超音波ビームの送受波により形成された二次元の走査面である。走査面 4 6 は、胎児の心臓の運動情報を取得するための走査面であり、走査面 4 8 は、サ

50

ンプルゲートを設定するための走査面である。もちろん、走査面 46 が、サンプルゲートを設定するための走査面であり、走査面 48 が、運動情報を取得するための走査面であってもよい。

【0038】

走査面 46 は、一例として、偏向角度がゼロ度（0 度）の位置に形成された走査面である。θ 方向は走査面に直交する方向であり、φ 方向は θ 方向に直交し走査面に平行な方向である。例えば、ゼロ度の偏向角度 θ，φ を持つ走査面を形成する指示を与えるスイッチが入力部 42 に設けられており、そのスイッチがユーザにより押下されると、偏向角度 θ，φ がゼロ度の位置に走査面 46 が形成される。走査面 46 における組織表示フレーム（B モード断層画像）が生成されて表示部 34 に表示される。ユーザはその B モード断層画像を観察しながら、その B モード断層画像に胎児 44 の心臓が現れるようにプローブ 10 の位置及び姿勢を変える。すなわち、走査面 46 が胎児 44 の心臓を横切るように、プローブ 10 の位置及び姿勢が調整される。もちろん、2D アレイ振動子を備えたプローブ 10 が用いられている場合、走査面を電子的に偏向させることにより、胎児 44 の心臓を横切るように走査面を設定してもよい。例えば、走査面を偏向させるためのツマミやトラックボールが入力部 42 に設けられており、そのツマミやトラックボールがユーザにより操作されると、走査面が偏向される。

10

【0039】

走査面 48 は、走査面 46 の位置を基準にして θ 方向に電子的に偏向された走査面である。例えば、走査面を偏向させるためのツマミやトラックボールがユーザにより操作され、その操作に応じた位置に走査面 48 が設定される。走査面 48 における組織表示フレーム（B モード断層画像）が生成されて表示部 34 に表示される。ユーザはその B モード断層画像を観察しながら、その B モード断層画像に胎児 44 の血管（実際の血流方向）が現れるように走査面 48 の位置を調整する。すなわち、走査面 48 上に血管が位置するように、走査面 48 の位置が調整される。

20

【0040】

なお、サンプルゲートを設定するための走査面として走査面 46 が設定され、運動情報を取得するための走査面として走査面 48 が設定されてもよい。この場合、走査面 46 上に血管が位置するように、プローブ 10 の位置及び姿勢がユーザにより調整され、走査面 48 が胎児 44 の心臓を横切るように、走査面 48 の位置が調整される。

30

【0041】

図 3 には、走査面 46 から取得された B モード断層画像 50（組織表示フレーム）が示されている。走査面 46 が設定されて超音波ビームの送受波が行われると、B モード断層画像 50 が表示部 34 に表示される。B モード断層画像 50 には、胎児の心臓像 52 が含まれている。胎児の心臓の動きを表す運動情報を得るために、心臓像 52 に対して関心領域（ROI）が設定される。例えば、ユーザが B モード断層画像 50 を観察しながら、入力部 42 を用いることにより B モード断層画像 50 上に関心領域を設定する。例えば、心臓の短軸長（例えば FS）の時間変化を運動情報として求める場合、心臓像 52 に表された心臓壁において互いに向かい合う部分に関心領域 54，56 が設定される。ユーザは、関心領域 54，56 の位置、形状及び大きさを変更することができる。関心領域 54，56 は、マッチング処理におけるテンプレートとして用いられ、関心領域 54，56 の移動先が解析部 26 によりトラッキングされる。

40

【0042】

図 4 には、別の関心領域が示されている。例えば、心臓像 52 の輝度の時間変化が運動情報として用いられる場合、心臓像 52 内に関心領域 58 が設定される。もちろん、心臓像 52 の全体を囲むように関心領域が設定されてもよい。関心領域 58 内の総画素の輝度の合計の時間変化、又は、総画素の輝度の平均の時間変化が、運動情報として演算される。ユーザは、関心領域 58 の位置、形状及び大きさを変更することができる。

【0043】

図 5 には、走査面 48 から取得された B モード断層画像 60（組織表示フレーム）の一

50

例が示されている。走査面 4 8 が設定されて超音波ビームの送受波が行われると、B モード断層画像 6 0 が表示部 3 4 に表示される。図 5 には図示されていないが、B モード断層画像 6 0 には血管像が含まれている。ドブラ情報を得るために、B モード断層画像 6 0 に対してサンプルゲートが設定される。この設定のために、方位ラインマーカ 6 2 とゲートマーカ 6 4 が B モード断層画像 6 0 上に表示される。方位ラインマーカ 6 2 は、ドブラビーム方位を表すマーカであり、ゲートマーカ 6 4 は、サンプルゲートを表すマーカである。ゲートマーカ 6 4 が設定された位置にサンプルゲートが設定され、その位置におけるドブラ情報が取得される。方位ラインマーカ 6 2 は、B モード断層画像 6 0 上において矢印 A で示す方位方向に移動可能なマーカである。ゲートマーカ 6 4 は、方位ラインマーカ 6 2 上において矢印 B で示す深さ方向に移動可能なマーカである。ユーザは、入力部 4 2 を用いることにより、方位ラインマーカ 6 2 を方位方向に移動させ、ゲートマーカ 6 4 を深さ方向に移動させ、深さ方向におけるゲートマーカ 6 4 の幅を変えることができる。この操作により、ドブラビーム方位、サンプルゲートの位置及び幅が設定される。例えば、心臓の弁の出口付近等にサンプルゲートが設定される。また、補正角度（血流方向）が設定される。サンプルゲートが設定されると、一定の送受信シーケンスに従って、そのドブラビーム方位に対して超音波ビームの送受波が繰り返し行われる。これにより、そのサンプルゲート内のドブラ情報（例えば血流速度）が観測される。ドブラ波形生成部 3 0 では、観測された血流速度と補正角度とから実際の血流速度が演算され、これにより、実際の血流速度を示すドブラ波形が生成される。

10

20

【0044】

なお、上記の例では、2つの走査面（走査面 4 6，4 8）が設定され、関心領域とサンプルゲートが、それぞれ別々の B モード断層画像上に設定されている。別の例として、関心領域とサンプルゲートは、同一の B モード断層画像上に設定されてもよい。例えば、走査面 4 6 から取得された B モード断層画像上に、関心領域とサンプルゲートが設定されてもよい。プローブ 1 0 が 2 D アレイ振動子の代りに 1 D アレイ振動子を備えている場合、1つの走査面（例えば走査面 4 6）が設定され、その走査面から取得された B モード断層画像上に、関心領域とサンプルゲートが設定される。もちろん、プローブ 1 0 が 2 D アレイ振動子を備えている場合であっても、1つの B モード断層画像上に、関心領域とサンプルゲートが設定されてもよい。

30

【0045】

以下、図 6 を参照して、解析部 2 6 によるトラッキング処理について詳しく説明する。図 6 には、走査面 4 6 から取得された組織表示フレーム列 6 6 が示されている。走査面 4 6 に対する超音波ビームの送受波が繰り返されることにより、組織表示フレーム列 6 6 が生成される。組織表示フレーム列 6 6 は、時間軸上に並ぶ複数の組織表示フレーム（組織表示フレーム 6 6 a ~ 6 6 n）を含む。個々の組織表示フレームは B モード断層画像である。

【0046】

トラッキング処理は、時系列順に整列した組織表示フレーム列 6 6 における各組織表示フレームに対して実行される処理である。リアルタイムに取得される組織表示フレーム列 6 6 に対してトラッキング処理が適用されてもよいし、メモリ 2 2 に格納されている組織表示フレーム列 6 6 に対してトラッキング処理が適用されてもよい。ユーザが任意の時相を指定することにより、トラッキング処理を開始する最初の組織表示フレームである初期フレームを選択できるようにしてもよい。例えば、組織表示フレーム 6 6 a が初期フレームとして選択され、その組織表示フレーム 6 6 a に含まれる心臓像 5 2 に対して、2つの関心領域（関心領域 5 4，5 6）がトラッキング用のテンプレートとして設定されている。組織表示フレーム 6 6 a に対してテンプレートが設定されると、解析部 2 6 は、組織表示フレーム 6 6 a とその次のフレームである組織表示フレーム 6 6 b とを対象としてマッチング処理を実行する。これにより、組織表示フレーム 6 6 b において関心領域 5 4 内の画像部分に適合する参照エリア（画像部分）が特定され、同様に、組織表示フレーム 6 6 b において関心領域 5 6 内の画像部分に適合する参照エリア（画像部分）が特定される。

40

50

その結果、関心領域 5 4 , 5 6 のそれぞれの移動先が特定される。解析部 2 6 は、組織表示フレーム列 6 6 に含まれる各組織表示フレームに対してマッチング処理を適用することにより、関心領域 5 4 , 5 6 のそれぞれの位置を追跡する。つまり、組織表示フレーム 6 6 a , 6 6 b , . . . , 6 6 m , 6 6 n のそれぞれにおいて、関心領域 5 4 , 5 6 のそれぞれの位置が特定される。解析部 2 6 は、個々の組織表示フレームにおける関心領域 5 4 と関心領域 5 6 との間の距離を、心臓の短軸長 (F S) として演算する。具体的には、解析部 2 6 は、組織表示フレーム 6 6 a , 6 6 b , . . . , 6 6 m , 6 6 n のそれぞれにおいて、関心領域 5 4 と関心領域 5 6 との間の距離を短軸長として演算する。その短軸長の時間変化を示す情報が、胎児の心臓の動きを表す運動情報に相当する。解析部 2 6 は、その短軸長の時間変化を表す運動グラフを運動情報として生成する。

10

【 0 0 4 7 】

図 7 には、その運動グラフ 6 8 が示されている。横軸は時間を示し、縦軸は心臓の短軸長 L (関心領域 5 4 と関心領域 5 6 との間の距離) を示している。運動グラフ 6 8 は、短軸長 L の時間変化を示すグラフであり、表示部 3 4 に表示される。

【 0 0 4 8 】

以下、図 8 を参照して、本実施形態に係る超音波診断装置による処理について説明する。図 8 には、その処理を示すフローチャートが示されている。一例として、プローブ 1 0 が 2 D アレイ振動子を有しているものとする。

【 0 0 4 9 】

まず、トラッキング用の B モード断層画像が生成されて表示される (S 0 1) 。具体的には、超音波ビームの送受波により、ゼロ度の偏向角度 θ , φ を持つ走査面 4 6 が形成され、トラッキング用の B モード断層画像 5 0 (組織表示フレーム) が走査面 4 6 から取得されて表示部 3 4 に表示される (図 2 , 3 参照) 。

20

【 0 0 5 0 】

次に、プローブ 1 0 の位置決めがなされる (S 0 2) 。具体的には、ユーザが、表示部 3 4 に表示されている B モード断層画像 5 0 を観察しながら、その B モード断層画像 5 0 に胎児の心臓が現れるようにプローブ 1 0 の位置及び姿勢を変える。この作業により、胎児の心臓を横切る走査面 4 6 が設定される (図 2 参照) 。

【 0 0 5 1 】

次に、サンプルゲート設定用の断面が設定され (S 0 3) 、その断面における B モード断層画像 (サンプルゲート設定用の断層画像) が表示される (S 0 4) 。具体的には、ユーザが、入力部 4 2 に設けられたツマミやトラックボールを操作することにより、電子的に偏向された走査面 4 8 が形成され、サンプルゲート設定用の B モード断層画像 6 0 (組織表示フレーム) が走査面 4 8 から取得されて表示部 3 4 に表示される (図 2 , 5 参照) 。ユーザは B モード断層画像 6 0 を観察しながら、B モード断層画像 6 0 に胎児の血管 (実際の血流方向) が現れるように走査面 4 8 の位置を調整する。

30

【 0 0 5 2 】

例えば、走査面 4 6 , 4 8 に対して交互に超音波ビームの送受波が行われ、走査面 4 6 , 4 8 から交互に B モード断層画像が取得される。走査面 4 6 から取得された B モード断層画像と走査面 4 8 から取得された B モード断層画像は、表示部 3 4 に並べて表示される。

40

【 0 0 5 3 】

次に、トラッキング用の B モード断層画像 5 0 上に関心領域が設定される (S 0 5) 。心臓の短軸長の時間変化を運動情報として取得する場合、B モード断層画像 5 0 に含まれる心臓像 5 2 に対して関心領域 5 4 , 5 6 が設定される (図 3 参照) 。例えば、ユーザが B モード断層画像 5 0 を観察しながら、入力部 4 2 を用いて関心領域 5 4 , 5 6 の位置、形状及び大きさを指定する。別の例として、心臓像 5 2 の輝度の時間変化が運動情報として用いられる場合、心臓像 5 2 内に又は心臓像 5 2 の全体を囲むように関心領域 5 8 が設定される (図 4 参照) 。

【 0 0 5 4 】

50

次に、サンプルゲート設定用の B モード断層画像 60 上にサンプルゲートが設定される (S06)。例えば図 5 に示すように、B モード断層画像 60 上に、方位ラインマーカ 62 とゲートマーカ 64 が表示される。ユーザは、入力部 42 を用いることにより、B モード断層画像 60 上において、ドブラ波形の観測対象の位置にゲートマーカ 64 を設定する。これにより、観測対象の部位にサンプルゲートが設定される。例えば、心臓の弁の出口付近等にサンプルゲートが設定される。

【0055】

関心領域とサンプルゲートが設定されると、計測が実行される (S07)。具体的には、短軸長の時間変化を表す運動グラフが運動情報として生成されるとともに、サンプルゲート内の血流速度を示すドブラ波形が生成される。運動グラフとドブラ波形は、表示部 34 に並べて表示される (S08)。別の例として、心臓像 52 に対して設定された関心領域 58 内の輝度の時間変化が演算され、その時間変化を表す運動グラフが運動情報として生成されてもよい。

【0056】

以下、図 9 を参照して、計測時における超音波ビームの送受波シーケンスについて詳しく説明する。図 9 には、そのシーケンスの一例が示されている。図 9 中の符号 D は、ドブラモードでの超音波ビームの送受波を示している。符号 D で示すタイミングにおいては、ドブラ情報を取得するための超音波ビームの送受波、つまり、ドブラビーム方位への超音波ビームの送受波が行われる。図 9 中の符号 B1 は、B モードでの超音波ビームの送受波を示している。符号 B1 で示すタイミングにおいては、トラッキング用の走査面 46 への超音波ビームの送受波が行われる。図 9 中の符号 B2 は、B モードでの超音波ビームの送受波を示している。符号 B2 で示すタイミングにおいては、サンプルゲート設定用の走査面 48 への超音波ビームの送受波が行われる。本実施形態に係るシーケンスにおいては、ドブラビーム方位への超音波ビームの送受波 (符号 D)、走査面 46 への超音波ビームの送受波 (符号 B1)、走査面 48 への超音波ビームの送受波 (符号 B2) が、その順番で繰り返し実行される。もちろん、この順番は変更されてもよい。例えば、符号 B1、B2、D の順番で送受波が行われてもよい。

【0057】

ドブラビーム方位への超音波ビームの送受波 (符号 D) が繰り返し実行されることにより、ドブラ波形生成部 30 にてドブラ波形が生成される。

【0058】

トラッキング用の走査面 46 に対する超音波ビームの送受波が繰り返し実行されることにより、その走査面 46 における組織表示フレーム列 66 が生成される (図 6 参照)。解析部 26 は、組織表示フレーム列 66 に含まれる各組織表示フレームに対してマッチング処理を適用することにより、関心領域 54、56 のそれぞれの位置を追跡し、個々の組織表示フレームにおける関心領域 54 と関心領域 56 との間の距離を、心臓の短軸長 (FS) として演算する。その短軸長の時間変化を示す情報が、胎児の心臓の動きを表す運動情報に相当し、その時間変化を表す運動グラフが生成される (図 7 参照)。

【0059】

サンプルゲート設定用の走査面 48 に対する超音波ビームの送受波が繰り返し実行されることにより、その走査面 48 における組織表示フレーム列が生成される。

【0060】

運動グラフの生成、ドブラ波形の生成、走査面 46 からの B モード断層画像の取得、及び、走査面 48 からの B モード断層画像の取得は、リアルタイムで実行され、それらは表示部 34 に並べて表示される。リアルタイム処理により、ドブラ波形の取得と B モード断層画像の取得がほぼ同時に実行され、ドブラ波形と運動グラフがほぼ同時に生成される。これにより、両者の時間軸がほぼ一致するドブラ波形と運動グラフが生成される。

【0061】

なお、図 8 に示す例では、トラッキング用の走査面 46 が先に設定され、その後に、サンプルゲート設定用の走査面 48 が設定されているが、その順番は逆であってもよい。つ

10

20

30

40

50

まり、サンプルゲート設定用の走査面 4 8 が先に設定され、トラッキング用の走査面 4 6 が後に設定されてもよい。別の例として、トラッキング用の B モード断層画像 5 0 上に関心領域 5 4 , 5 6 が設定された後に、サンプルゲート設定用の走査面 4 8 が設定されて、サンプルゲート設定用の B モード断層画像 6 0 上にサンプルゲートが設定されてもよい。もちろん、その順番は逆であってもよい。

【 0 0 6 2 】

上記の処理は、リアルタイムで実行されずに事後的に実行されてもよい。事後処理においては、まず、サンプルゲート設定用の走査面 4 8 が設定され、その走査面 4 8 から取得された B モード断層画像 6 0 が表示部 3 4 に表示される。その B モード断層画像 6 0 上においてサンプルゲートが設定される。次に、送受信部 1 6 の作用により、ドプラビーム方位への超音波ビームの送受波と、胎児の心臓を含む三次元領域への超音波ビームの送受波と、が繰り返し実行される。これにより、ドプラ波形が生成されるとともに、時間軸上に並ぶ複数のボリウムデータが生成される。複数のボリウムデータはボリウムデータ列を構成し、メモリ 2 2 に格納される。ドプラ波形の取得とボリウムデータ列の取得はほぼ同時に実行される。ユーザによりトラッキング用の断面が指定されると、断層画像生成部 2 0 は、その断面におけるデータをメモリ 2 2 から取得し、そのデータに基づいてトラッキング用の表示組織フレーム (B モード断層画像) を生成する。その B モード断層画像は表示部 3 4 に表示され、その B モード断層画像上に関心領域 5 4 , 5 6 が設定される。断層画像生成部 2 0 は、ボリウムデータ列に基づいて、トラッキング用断面における表示組織フレーム列 (B モード断層画像列) を生成する。解析部 2 6 は、その表示組織フレーム列にトラッキング処理を適用することにより、関心領域 5 4 , 5 6 の移動先を追跡し、心臓の短軸長の時間変化を示す運動グラフを生成する。ドプラ波形の取得とボリウムデータ列の取得がほぼ同時に実行されているので、両者の時間軸がほぼ一致するドプラ波形と運動グラフが生成される。

【 0 0 6 3 】

以下、図 1 0 を参照して、表示部 3 4 に表示される画像等について説明する。図 1 0 には、その画像等が示されている。表示部 3 4 の画面 7 0 には、B モード断層画像 7 2 , 7 4、運動グラフ 7 6 及びドプラ波形 7 8 が表示される。B モード断層画像 7 2 は、トラッキング用の走査面 4 6 から取得された画像であり、B モード断層画像 7 4 は、サンプルゲート設定用の走査面 4 8 から取得された画像である。運動グラフ 7 6 は、例えば、心臓の短軸長の時間変化を示すグラフである。ドプラ波形 7 8 は、ドプラ波形生成部 3 0 により生成された波形である。

【 0 0 6 4 】

表示処理部 3 2 は、運動グラフ 7 6 とドプラ波形 7 8 とを両者の時間軸を揃えつつ並べた状態で表示部 3 4 に表示させる。図 1 0 に示す例では、運動グラフ 7 6 とドプラ波形 7 8 は、上下方向に並べられた状態で表示されている。左右方向が時間軸に相当する。運動グラフ 7 6 とドプラ波形 7 8 には、バー状のカーソル 8 0 が重畳して表示されている。カーソル 8 0 は時間軸上の時相を示しており、左右方向に移動可能な像である。例えば、カーソル 8 0 は、時間軸に沿って左側から右側へ自動的に移動する。また、ユーザが入力部 4 2 を用いることにより、カーソル 8 0 の位置を指定してもよい。カーソル 8 0 が示す時相において取得された B モード断層画像 7 2 , 7 4 が表示される。カーソル 8 0 を時間軸に沿って自動的に移動させることにより、各時相において取得された B モード断層画像 7 2 , 7 4 が動画像として表示される。

【 0 0 6 5 】

B モード断層画像 7 2 には、右上隅にマーカ 8 2 が設けられており、B モード断層画像 7 4 には、右上隅にマーカ 8 4 が設けられている。マーカ 8 2 は、B モード断層画像 7 2 が取得された走査面 4 6 を識別するためのマーカであり、マーカ 8 4 は、B モード断層画像 7 4 が取得された走査面 4 8 を識別するためのマーカである。画面 7 0 には、3 D マーカ 8 6 が表示されている。3 D マーカ 8 6 は三次元の画像であり、例えば、プローブマーカ、胎児像及び 2 つの断面マーカを含む。プローブマーカは、プローブ 1 0 を模式的に示

す画像である。胎児像は、実際に撮影された胎児の三次元画像であってもよいし、三次元のモデル画像であってもよい。一方の断面マーカは、Bモード断層画像72が取得された走査面46を模式的に表す画像であり、他方の断面マーカは、Bモード断層画像74が取得された走査面48を模式的に表す画像である。一方の断面マーカはマーカ82に対応するマーカを含み、他方の断面マーカはマーカ84に対応するマーカを含む。3Dマーカ86に、走査面46, 48に対応する断面マーカが含まれ、各断面マーカに、マーカ82, 84に対応するマーカが含まれている。それ故、三次元空間における走査面46, 48の位置及び方向を容易に把握することが可能となる。

【0066】

上述した実施形態によると、心臓の動きを表す運動グラフとドブラ波形の両方が時間軸を揃えて表示される。それ故、運動グラフとドブラ波形に基づいて総合的な診断が可能となる。例えば、ドブラ波形単独では時相を正確に判読できない場合であっても、運動グラフに基づいて心臓の収縮末期や拡張末期等の時相を特定し、それとの関係でドブラ波形中の異常部分の時相を指定することが可能となる。例えば、短軸長(FS)を示す運動グラフにおいて、短軸長が最大となる時相が拡張末期に相当し、短軸長が最小となる時相が収縮末期に相当する。それ故、ドブラ波形単独からでは拡張末期や収縮末期を特定することが困難な場合であっても、短軸長を示す運動グラフを参照することにより、それらを特定することが可能となる。

【0067】

なお、ドブラ波形78上に運動グラフ76が重畳して表示されてもよい。これにより、運動グラフ76から判読可能な時相と、その時相に対応するドブラ波形78上の部分との対応関係をより簡便に把握することが可能となる。

【0068】

トラッキング用の走査面46を設定した後に、サンプルゲート設定用の走査面48を設定することにより、サンプルゲートの設定が工程の後の方に行われる。これにより、プローブ10の位置ずれ等の影響をできるだけ受けずに、精度の高いドブラ波形を取得することが可能となる。

【0069】

なお、カラー血流画像が取得されてもよい。この場合、サンプルゲート設定用のBモード断層画像74上にカラー血流画像が重畳して表示される。サンプルゲート設定用の走査面48への超音波ビームの送受波が行われなくてもよい。つまり、図9中の符号B2で示す送受波が行われなくてもよい。この場合、符号D, B1で示す送受波が繰り返し行われ、トラッキング用のBモード断層画像72、運動グラフ76及びドブラ波形78が表示部34に表示され、サンプルゲート設定用のBモード断層画像74は表示されない。

【0070】

上述した実施形態では、2Dアレイ振動子を備えたプローブ10が用いられているが、1Dアレイ振動子を備えたプローブ10が用いられてもよい。この場合、1つのBモード断層画像上に、関心領域とサンプルゲートが設定される。例えば、走査面46が設定され、その走査面46から取得されたBモード断層画像上に関心領域とサンプルゲートが設定される。関心領域とサンプルゲートを同一のBモード断層画像上に設定することにより、複数の走査面に対して超音波ビームを送受波せずに済むので、フレームレートの点で有利である。一方、関心領域とサンプルゲートをそれぞれ異なるBモード断層画像上に設定することにより、それぞれ異なる走査面から得られた運動グラフとドブラ波形とを対比して総合的な診断が可能となる。

【符号の説明】

【0071】

20 断層画像生成部、26 解析部、30 ドブラ波形生成部、38 関心領域設定部、40 サンプルゲート設定部。

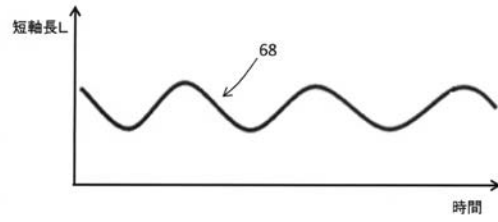
10

20

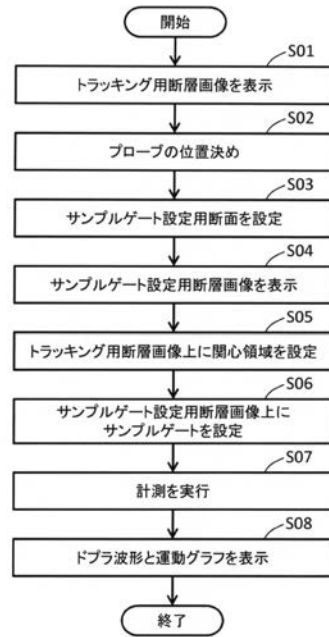
30

40

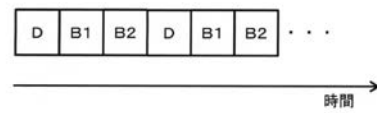
【図 7】



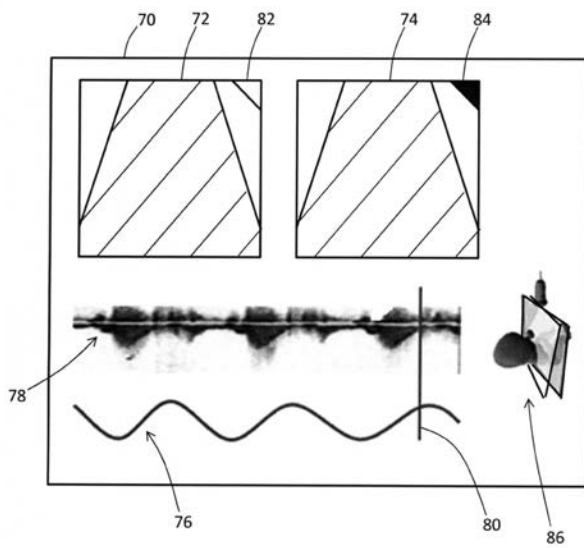
【図 8】



【図 9】



【図 10】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2017127528A	公开(公告)日	2017-07-27
申请号	JP2016009866	申请日	2016-01-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	笠原英司		
发明人	笠原 英司		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/JC16 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK32		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够尽可能精确地指定胎心时间相的超声诊断设备。用于多普勒信息观察的样本门设置在包括胎儿心脏的三维空间中。通过超声波发送和接收从采样门获取多普勒信息，并且通过多普勒信息的频率分析产生多普勒波形78。设置穿过胎儿心脏的扫描平面，并且通过相对于扫描平面的超声波发送/接收从扫描平面生成组织显示帧序列（B模式断层图像序列）。通过分析组织显示帧序列，生成表示胎儿心脏运动的运动图76。移动图76和多普勒波形78与两个时间轴对齐并行显示。The 10

