

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5984262号  
(P5984262)

(45) 発行日 平成28年9月6日(2016.9.6)

(24) 登録日 平成28年8月12日(2016.8.12)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 10 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2012-253033 (P2012-253033)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成24年11月19日(2012.11.19)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2014-100215 (P2014-100215A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成26年6月5日(2014.6.5)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成27年8月19日(2015.8.19)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像処理装置および医用画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波振動子を介して被検体との間で超音波を送受信する送受信部と、  
前記送受信部からの出力に基づいてボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、

前記ボリュームデータにおいて、前記被検体の特定臓器の複数の内腔にそれぞれ対応する複数の内腔領域を、所定の閾値を用いて特定する特定部と、

前記内腔領域各々に包含される複数のボクセルの分布に基づいて、前記複数の内腔領域内に複数の視点をそれぞれ設定する設定部と、

前記所定の閾値より小さいボクセル値を有し前記視点から所定距離で離れた位置におけるボクセルの前記視点に対する方向と前記視点を原点とした視線方向とに基づいて決定された前記視点各々の移動方向に沿って、前記視点各々を移動させる視点移動部と、

前記視点各々と前記ボリュームデータとに基づいて、前記複数の視点にそれぞれ対応する複数のレンダリング画像を、前記視点各々の移動に応じて発生する画像発生部と、

前記複数のレンダリング画像を表示する表示部と、  
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記表示部は、前記複数の視点の移動にそれぞれ対応する複数の移動軌跡を表示すること、

を特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

10

20

## 【請求項 3】

前記特定部は、前記複数の内腔領域を含む断面に垂直な方向から前記移動軌跡を投影することにより前記移動軌跡の交点を特定し、

前記画像発生部は、前記交点と前記ポリウムデータとに基づいて、前記交点を含む直交 3 断面画像を発生し、

前記表示部は、前記直交 3 断面画像を表示すること、  
を特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記画像発生部は、前記ポリウムデータに基づいて発生した透視投影像に、前記移動軌跡を重畳した重畳画像を発生し、

前記表示部は、前記重畳画像を表示すること、  
を特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

前記ポリウムデータにおける前記移動軌跡の座標に基づいて、前記移動軌跡の一致の程度を表す軌跡一致指標を計算する指標計算部をさらに具備し、

前記表示部は、前記計算された軌跡一致指標を表示すること、  
を特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記指標計算部は、前記軌跡一致指標として、前記移動軌跡間の相関値を計算すること、  
を特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 7】

前記表示部は、  
前記軌跡一致指標と色相に対応した色相閾値とに基づいて前記移動軌跡の色相を決定し、  
前記決定された色相で前記移動軌跡を表示すること、  
を特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 8】

前記設定部は、前記複数のボクセルの分布に基づいて前記内腔領域にそれぞれ対応する複数の重心を決定し、前記重心に前記視点をそれぞれ設定すること、

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 9】

超音波振動子を介して受信された受信信号に基づいて発生されたポリウムデータを記憶する記憶部と、

前記ポリウムデータにおいて、被検体の特定臓器の複数の内腔にそれぞれ対応する複数の内腔領域を、所定の閾値を用いて特定する特定部と、

前記内腔領域各々に包含される複数のボクセルの分布に基づいて、前記複数の内腔領域内に複数の視点をそれぞれ設定する設定部と、

前記所定の閾値より小さいボクセル値を有し前記視点から所定距離で離れた位置におけるボクセルの前記視点に対する方向と前記視点を原点とした視線方向とに基づいて決定された前記視点各々の移動方向に沿って、前記視点各々を移動させる視点移動部と、

前記視点各々と前記ポリウムデータとに基づいて、前記複数の視点にそれぞれ対応する複数のレンダリング画像を、前記視点各々の移動に応じて発生する画像発生部と、

前記複数のレンダリング画像を表示する表示部と、  
を具備することを特徴とする医用画像処理装置。

## 【請求項 10】

コンピュータに、

超音波振動子を介して受信された受信信号に基づいて発生されたポリウムデータを記憶させ、

前記ポリウムデータにおいて、被検体の特定臓器の複数の内腔にそれぞれ対応する複

10

20

30

40

50

数の内腔領域を、所定の閾値を用いて特定させ、

前記内腔領域各々に包含される複数のボクセルの分布に基づいて、前記複数の内腔領域内に複数の視点をそれぞれ設定させ、

前記所定の閾値より小さいボクセル値を有し前記視点から所定距離で離れた位置におけるボクセルの前記視点に対する方向と前記視点を原点とした視線方向とに基づいて決定された前記視点各々の移動方向に沿って、前記視点各々を移動させ、

前記視点各々と前記ボリュームデータとに基づいて、前記複数の視点にそれぞれ対応する複数のレンダリング画像を、前記視点各々の移動に応じて発生させ、

前記複数のレンダリング画像を表示させること、

を特徴とする医用画像処理プログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、被検体内部の臓器を画像化する超音波診断装置、医用画像処理装置および医用画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置の特徴の一つは非侵襲性を有することである。このため、一般的な超音波診断装置の適用領域として産科が知られている。産科における超音波診断装置の使用により、胎児の様子を確実にとらえることができる。近年、胎児の様子を立体的に可視化することができる超音波診断装置は、胎児の表情および仕草などを妊婦に説明するため（胎児診断）に用いられている。従って、3次元超音波は一般的なものになりつつある。また、超音波診断装置は、被検体内の様々な器官の形状および血流などの情報を取得するものとして運用されている。以上のことから、超音波診断装置は、胎児の発育状態を取得するための唯一ともいえる装置である。

20

【0003】

上記のような超音波診断装置の役割を実際の産科医療から考えてみた場合、超音波診断装置は、例えば胎児の心疾患の診断のために用いられることがある。胎児及び小児（特に幼年期）の心疾患は、大人の心疾患と異なり、かつ心疾患の種類も非常に多い。心疾患を有する胎児の生命は、母体から栄養が供給されているため維持される。しかしながら、心疾患を有する胎児が母体から出産されると、程度にもよるが、心疾患は致命的なものとして現れる。このため、新生児の心疾患に対して、重要かつ早急な対処が必要となる。従って、超音波診断装置には、出産前に胎児の心疾患の状況を把握し、治療方針を明確にするためツールとして運用できることが要求されている。

30

【0004】

超音波診断装置の上記ツールとしての運用として、例えば、心臓における血流状態をカラーで表示できるカラードプラ法がある。この時、まず、Bモードにより心臓が描出される。次いで、カラードプラにより血流が描出される。Bモードにより発生された画像（以下、Bモード画像と呼ぶ）により心臓の形質的な異常の発見が可能となる。加えて、カラードプラにより発生された画像における血流の存在および血流方向などを観察することにより、心臓内外の血流が正常心では考えられない乱れがある場合、一見してBモード画像に形質的な異常が見当たらない場合であっても、正常心と一見して誤認する心疾患を検知することが可能となる。このような心疾患は、例えば、単室心などの形質異常および大血管転位症などの血管転置などである。このような心疾患のうち、例えば大血管転位症に関する画像を発生するために、心臓に接続される3種類の大血管、すなわち大動脈、大静脈、肺動脈の位置関係に着目した3次元構造物を簡便に表示する方法がある。

40

【0005】

上記3種類の大血管を簡便に表示する方法において、医師は、胎児の心臓が深刻な症状を有することを把握することが可能となる。しかしながら、上記心疾患の経過を考慮した場合、3種類の大血管を表示する方法では、具多的な治療方針を立てにくい問題がある。

50

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

目的は、被検体の特定臓器の診断、および治療方針の決定に参照される特定臓器の構造を容易に表示することができる超音波診断装置、医用画像処理装置および医用画像処理プログラムを提供することにある。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0007】

本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波振動子を介して被検体との間で超音波を送受信する送受信部と、前記送受信部からの出力に基づいてボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、前記ボリュームデータにおいて、前記被検体の特定臓器の複数の内腔にそれぞれ対応する複数の内腔領域を、所定の閾値を用いて特定する特定部と、前記内腔領域各々に包含される複数のボクセルの分布に基づいて、前記複数の内腔領域内に複数の視点をそれぞれ設定する設定部と、前記所定の閾値より小さいボクセル値を有し前記視点から所定距離で離れた位置におけるボクセルの前記視点に対する方向と前記視点を原点とした視線方向とに基づいて決定された前記視点各々の移動方向に沿って、前記視点各々を移動させる視点移動部と、前記視点各々と前記ボリュームデータとに基づいて、前記複数の視点にそれぞれ対応する複数のレンダリング画像を、前記視点各々の移動に応じて発生する画像発生部と、前記複数のレンダリング画像を表示する表示部と、を具備することを特徴とする。

10

20

## 【図面の簡単な説明】

## 【0008】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係り、視点移動方向に関する図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係り、ボリュームデータにおける4つの内腔の一例を示す図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係り、内腔投影像の一例を模式的に示す模式図である。

【図5】図5は、第1の実施形態に係り、図3における3つの視点(A、B、C)にそれぞれ対応する3つの透視投影画像(Aa、Bb、Cc)の表示例を示す図である。

30

【図6】図6は、第1の実施形態に係り、心室中隔欠損を有する心臓において内腔投影像の一例を模式的に示す模式図である。

【図7】図7は、第1の実施形態に係り、図6における3つの視点(A、B、C)にそれぞれ対応する3つの透視投影画像(Aa、Bb、Cc)の表示例を示す図である。

【図8】図8は、第1の実施形態に係り、複数の視点各々の移動に伴って、複数の視点にそれぞれ対応する複数の透視投影画像を発生し、表示する複数視点画像表示処理の手順の一例を示すフローチャートである。

【図9】図9は、第1の実施形態の第1の変形例に係り、正常心臓の内腔投影画像に複数の視点の移動軌跡を重畳させた重畳画像の一例を示す図である。

【図10】図10は、第1の実施形態の第1の変形例に係り、中隔欠損を有する心臓の内腔投影画像に複数の視点の移動軌跡を重畳させた重畳画像の一例を示す図である。

40

【図11】図11は、第1の実施形態の第1の変形例に係り、内腔投影画像に移動軌跡投影画像を重畳した重畳画像を発生し、表示する重畳画像表示処理の手順の一例を示すフローチャートである。

【図12】図12は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

【図13】図13は、第2の実施形態に係り、視点移動軌跡の座標と色相閾値とに基づいて決定された色相で、卵円孔を有する内腔投影画像に視点移動軌跡を重畳した重畳画像の一例を示す図である。

【図14】図14は、第2の実施形態に係り、視点移動軌跡の座標と色相閾値とに基づいて決定された色相で、視点移動軌跡を、心室中隔欠損孔と卵円孔とを有する内腔投影画像

50

に重畳した重畳画像の一例を示す図である。

【図 1 5】図 1 5 は、第 2 の実施形態に係り、ボリュームデータにおける複数の視点移動軌跡各々の座標に基づいて計算された軌跡一致指標と色相閾値とを用いて視点移動軌跡各々の色相を決定する移動軌跡色相決定処理の手順の一例を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 0 9 】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わる超音波診断装置を説明する。なお、以下の説明において、略同一の構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【 0 0 1 0 】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成を示す構成図である。同図に示すように、超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 1 1 と、装置本体 1 3 と、表示部 1 5 と、装置本体 1 3 に接続され操作者からの各種指示・命令・情報を装置本体 1 3 に取り込むための入力部 1 7 とを有する。

【 0 0 1 1 】

超音波プローブ 1 1 は、複数の圧電振動子と、整合層と、複数の圧電振動子の背面側に設けられるバッキング材とを有する。複数の圧電振動子は、圧電セラミックス等の音響 / 電気可逆的変換素子である。複数の圧電振動子は並列され、超音波プローブ 1 1 の先端に装備される。なお、一つの圧電振動子が一チャンネルを構成するものとして説明する。圧電振動子は、後述する送受信部 2 0 から供給される駆動信号にตอบสนองして超音波を発生する。なお、超音波プローブ 1 1 は、被検体の腹部に当接して用いられる。なお、被検体が妊娠初期であって胎児が比較的小さい場合、超音波プローブ 1 1 として経膈プローブが用いられる。

【 0 0 1 2 】

超音波プローブ 1 1 を介して被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波（以下、送信超音波と呼ぶ）は、被検体内の生体組織における音響インピーダンスの不連続面で反射される。圧電振動子は、反射された超音波を受信し、エコー信号を発生する。エコー信号の振幅は、超音波の反射に関する不連続面を境界とする音響インピーダンスの差に依存する。また、送信超音波が移動している血流、および心臓壁等の表面で反射された場合のエコー信号の周波数は、ドブラ効果により、移動体（血流および心臓壁の表面）の超音波送信方向の速度成分に依存して偏移する。

【 0 0 1 3 】

以下、超音波プローブ 1 1 は、1次元アレイを複数の振動子の配列方向と直交する方向に揺動させて3次元走査を実行するメカニカル4次元プローブとして説明する。なお、超音波プローブ 1 1 は、メカニカル4次元プローブに限定されず、2次元アレイプローブであってもよい。すなわち、超音波プローブ 1 1 は、3次元的なエコー信号を取得することができるプローブである。

【 0 0 1 4 】

整合層は、被検体 P に対する超音波の送受信を効率よくするために、複数の圧電振動子の超音波放射面側に設けられる。バッキング材は、圧電振動子の後方への超音波の伝搬を防止する。

【 0 0 1 5 】

装置本体 1 3 は、送受信部 2 0 と、ボリュームデータ発生部 2 2 と、特定部 2 4 と、設定部 2 6 と、視点移動部 2 8 と、画像発生部 3 0 と、記憶部 3 2 と、画像合成部 3 4 と、インターフェース部 3 6 と、制御プロセッサ（中央演算処理装置：Central Processing Unit：以下 CPU と呼ぶ）3 8 とを有する。

【 0 0 1 6 】

送受信部 2 0 は、後述する CPU 3 8 による制御のもとで、超音波プローブ 1 1 における複数の圧電振動子各々に駆動信号を供給する。送受信部 2 0 は、各圧電振動子によって

10

20

30

40

50

発生された受信エコー信号に基づいて、受信信号を発生する。

【0017】

具体的には、送受信部20は、図示していないパルス発生器と、送信遅延回路と、パルサ回路と、プリアンプと、アナログディジタル(Analog to digital(以下、A/Dと呼ぶ))変換器と、受信遅延回路と、加算器とを有する。

【0018】

パルス発生器は、所定のレート周波数 $f_r$ Hz(周期:  $1/f_r$ 秒)で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。発生されたレートパルスは、チャンネル数に分配され、送信遅延回路に送られる。

【0019】

送信遅延回路は、複数のチャンネルごとに、送信超音波をビーム状に収束し、かつ送信指向性を決定するために必要な遅延時間(以下、送信遅延時間と呼ぶ)を、各レートパルスに与える。送信超音波の送信方向または送信遅延時間(以下、送信遅延パターンと呼ぶ)は、後述する記憶部32に記憶される。記憶部32に記憶された送信遅延パターンは、後述するCPU38により超音波の送信時に参照される。

【0020】

パルサ回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ11の圧電振動子ごとに電圧パルス(駆動信号)を印加する。これにより、超音波ビームが被検体に送信される。

【0021】

プリアンプは、超音波プローブ11を介して取り込まれた被検体Pからのエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅された受信エコー信号をディジタル信号に変換する。

【0022】

受信遅延回路は、ディジタル信号に変換された受信エコー信号に、受信指向性を決定するために必要な遅延時間(以下、受信遅延時間と呼ぶ)を与える。エコー信号の受信方向または受信遅延時間(以下、受信遅延パターンと呼ぶ)は、後述する記憶部32に記憶される。記憶部32に記憶された受信遅延パターンは、後述するCPU38により超音波の受信時に参照される。

【0023】

加算器は、遅延時間が与えられた複数のエコー信号を加算する。この加算により、送受信部20は、受信指向性に応じた方向からの反射成分を強調した受信信号(RF(radio frequency)信号ともいう)を発生する。この送信指向性と受信指向性とにより超音波送受信の総合的な指向性が決定される。この総合的な指向性により、超音波ビーム(いわゆる「超音波走査線」)が決まる。

【0024】

ボリュームデータ発生部22は、図示していないBモード処理部とドブラ処理部とを有する。Bモード処理部は、送受信部20から出力された受信信号に基づいて、Bモードデータを発生する。ボリュームデータ発生部22は、Bモードデータに基づいて、Bモードに関するボリュームデータ(以下、Bモードボリュームデータと呼ぶ)を発生する。ドブラ処理部は、送受信部20から出力された受信信号に基づいて、ドブラデータを発生する。ボリュームデータ発生部22は、ドブラデータに基づいて、ドブラモードに関するボリュームデータ(以下、ドブラボリュームデータと呼ぶ)を発生する。以下、Bモードボリュームデータとドブラデータとをまとめて、ボリュームデータと呼ぶ。

【0025】

Bモード処理部は、図示していない包絡線検波器、対数変換器などを有する。包絡線検波器は、送受信部20から出力された受信信号に対して包絡線検波を実行する。包絡線検波器は、包絡線検波された信号を、後述する対数変換器に出力する。対数変換器は、包絡線検波された信号に対して対数変換して弱い信号を相対的に強調する。Bモード処理部は、対数変換器により強調された信号に基づいて、各走査線における深さごとの信号値(B

10

20

30

40

50

モードデータ)を発生する。

【0026】

ボリュームデータ発生部22は、被走査領域におけるアジマス(Azimuth)方向、エレベーション(Elevation)方向、深さ方向(以下レンジ(Range)方向と呼ぶ)にそれぞれ対応付けて配列された複数の信号値に基づいて、Bモードボリュームデータを発生する。レンジ方向とは、走査線上の深さ方向である。アジマス方向とは例えば、1次元超音波振動子の配列方向に沿った電子走査方向である。エレベーション方向とは、1次元超音波振動子の機械的揺動方向である。Bモードボリュームデータは、複数の画素値または複数の輝度値などを、走査線に沿って、アジマス方向、エレベーション方向、レンジ方向にそれぞれ対応付けて配列させたデータであってもよい。

10

【0027】

ドブラ処理部は、図示していないミキサー、低域通過フィルタ(Low Pass Filter:以下LPFと呼ぶ)、速度/分散/Power演算デバイス等を有する。ミキサーは、送受信部20から出力された受信信号に、送信周波数と同じ周波数 $f_0$ を有する基準信号を掛け合わせる。この掛け合わせにより、ドブラ偏移周波数 $f_d$ の成分の信号と $(2f_0 + f_d)$ の周波数成分を有する信号とが得られる。LPFは、ミキサーからの2種の周波数成分を有する信号のうち、高い周波数成分 $(2f_0 + f_d)$ の信号を取り除く。ドブラ処理部は、高い周波数成分 $(2f_0 + f_d)$ の信号を取り除くことにより、ドブラ偏移周波数 $f_d$ の成分を有するドブラ信号を発生する。

【0028】

20

なお、ドブラ処理部は、ドブラ信号を発生するために、直交検波方式を用いてもよい。このとき、受信信号(RF信号)は、直交検波されIQ信号に変換される。ドブラ処理部は、IQ信号を複素フーリエ変換することにより、ドブラ偏移周波数 $f_d$ の成分を有するドブラ信号を発生する。ドブラ信号は、例えば、血流、組織、造影剤によるドブラ成分である。

【0029】

速度/分散/Power演算デバイスは、図示していないMTI(Moving Target Indicator)フィルタ、LPFフィルタ、自己相関演算器等を有する。なお、自己相関演算器の代わりに相互相関演算器を有していてもよい。MTIフィルタは、発生されたドブラ信号に対して、臓器の呼吸性移動や拍動性移動などに起因するドブラ成分(クラッタ成分)を除去する。MTIフィルタは、ドブラ信号から血流に関するドブラ成分(以下、血流ドブラ成分と呼ぶ)を抽出するために用いられる。LPFは、ドブラ信号から組織の移動に関するドブラ成分(以下、組織ドブラ成分と呼ぶ)を抽出するために用いられる。

30

【0030】

自己相関演算器は、血流ドブラ成分及び組織ドブラ成分に対して自己相関値を算出する。自己相関演算器は、算出された自己相関値に基づいて、血流および組織の平均速度値、分散値、ドブラ信号の反射強度(パワー)等を算出する。速度/分散/Power演算デバイスは、複数のドブラ信号に基づく血流および組織の平均速度値、分散値、ドブラ信号の反射強度等に基づいて、被走査領域の各位置におけるカラードブラデータを発生する。以下、ドブラ信号とカラードブラデータとをまとめて、ドブラデータと呼ぶ。

40

【0031】

ボリュームデータ発生部22は、被走査領域におけるアジマス方向、エレベーション方向、レンジ方向と呼ぶ)にそれぞれ対応付けて配列されたドブラデータに基づいて、ドブラボリュームデータを発生する。

【0032】

特定部24は、発生されたボリュームデータにおいて、被検体の特定臓器の複数の内腔にそれぞれ対応する複数の内腔領域を、所定の閾値を用いて特定する。被検体の特定臓器とは、例えば、被検体内の胎児の心臓である。また、特定臓器が心臓の場合、複数の内腔とは、例えば、右心房、右心室、左心房、左心室である。なお、単心室症である場合、心

50

室の数は一つとなる。以下、説明を簡単にするために特定臓器は心臓とする。所定の閾値とは、内腔周囲の壁または弁の代表的なボクセル値である。所定の閾値は、例えば、後述する記憶部 32 に記憶される。

#### 【0033】

具体的には、特定部 24 は、Bモードボリュームデータにおける複数の内腔領域を、所定の閾値を用いて特定する。所定の閾値は、例えば、内腔を囲む壁および弁の代表的なボクセル値に対応する。なお、特定部 24 は、特定臓器の大きさに対する複数の内腔領域各々の大きさ（例えば、体積）の割合に基づいて、複数の内腔各々の名称を特定してもよい。特定部 24 は、Bモードボリュームデータにおいて特定された複数の内腔領域を、後述する設定部 26 に出力する。なお、特定部 24 は、Bモードボリュームデータにおける複数の内腔領域にそれぞれ接続された複数の管腔領域（例えば、大動脈、大静脈、肺動脈、肺静脈など）を、ドブラボリュームデータ及び所定の閾値に基づいて特定してもよい。

10

#### 【0034】

なお、特定部 24 は、まず、ドブラボリュームデータを用いて、Bモードボリュームデータにおける血流が存在する領域（以下、血流存在領域と呼ぶ）を特定し、次いで、血流存在領域のうち、複数の内腔領域を所定の閾値により特定してもよい。また、特定部 24 は、後述する入力部 17 を介した操作者による指示により、複数の内腔領域を特定してもよい。

#### 【0035】

また、特定部 24 は、Bモードボリュームデータにおいて、特定された複数の内腔領域を含む断面（以下、内腔断面と呼ぶ）を特定する。特定部 24 は、特定された内腔断面に垂直な方向を投影方向として特定する。

20

#### 【0036】

設定部 26 は、特定部 24 において特定された複数の内腔領域内の複数のボクセルの空間的分布に基づいて、複数の内腔領域に複数の視点をそれぞれ設定する。具体的には、設定部 26 は、特定された内腔領域における複数のボクセルにそれぞれ対応する複数の位置座標を用いて、内腔領域の重心を計算する。設定部 26 は、複数の内腔領域各々の重心位置に、視点を設定する。なお、設定部 26 は、入力部 17 を介した操作者の指示により、複数の内腔領域各々に、視点を設定してもよい。

#### 【0037】

また、設定部 26 は、視点の設定後に、視点を原点として視線方向を設定する。具体的には、設定部 26 は、例えば、視点において血流が流れる方向（以下、血流方向と呼ぶ）に視線を設定する。なお、視線方向は、入力部 17 を介した操作者の指示により任意に設定可能である。設定部 26 は、設定した視点の位置情報を、後述する画像発生部 30 に出力する。

30

#### 【0038】

視点移動部 28 は、複数の内腔領域にそれぞれ設定された視点を移動させる。具体的には、視点移動部 28 は、視線方向を中心とする所定の角度範囲、および視点から所定距離で離れた位置であって、所定の閾値より小さいボクセル値を有する複数のボクセルを特定する。所定距離は、例えば、設定された視点から内腔領域を囲む壁面までの距離の内、最短距離を用いるものとする。複数の内腔領域の重心および大きさが複数の内腔領域でそれぞれ異なるため、複数の視点に関する複数の所定距離は、それぞれ異なる。視点移動部 28 は、特定された複数のボクセル各々への視点からの方向と視線方向との角度を計算する。視点移動部 28 は、計算された角度が最小のボクセル（以下、最小角度ボクセルと呼ぶ）を特定する。視点移動部 28 は、視点から最小角度ボクセルへ向かう方向を、視点を移動させる方向（以下、視点移動方向と呼ぶ）として決定する。視点移動部 28 は、視点移動方向に沿って、所定移動距離だけ視点を移動させる。所定移動距離とは、所定距離以下の距離である。なお、視点移動部 28 は、視点移動方向に沿って、所定距離だけ視点を移動させてもよい。視点の移動は、複数の視点のうち少なくとも一つがBモードボリュームデータの端部に到達すると停止される。

40

50

## 【 0 0 3 9 】

図2は、視点移動方向に関する図である。図2における記号は、所定の角度範囲を示している。所定の角度範囲は、例えば、後述する画像発生部30においてレンダリング処理が実行される範囲である。図2における斜線のボクセルは、所定の閾値より小さいボクセル値を有するボクセルである。図2において、斜線の矩形は、特定された複数のボクセルを示している。図2における矢印aは、視線方向を示している。図2における矢印bは、視点移動方向を示している。

## 【 0 0 4 0 】

画像発生部30は、図示していないデジタルスキャンコンバータ(Digital Scan Converter:以下DSCと呼ぶ)と、画像メモリとを有する。画像発生部30は、DSCに対して、座標変換処理(リサンプリング)を実行する。座標変換処理とは、例えば、Bモードデータおよびドプラデータからなる超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換する処理である。画像発生部30は、座標変換処理により、表示画像としての超音波画像を生成する。具体的には、画像発生部30は、Bモードデータに基づいて、Bモード画像を発生する。画像発生部30は、ドプラデータに基づいて、平均速度画像、分散画像、パワー画像などのドプラ画像を発生する。

## 【 0 0 4 1 】

画像発生部30は、複数の視点各々と視点に対応する視線方向と、Bモードボリュームデータとに基づいて、透視投影によるレンダリング処理により、複数の視点にそれぞれ対応する複数のレンダリング画像(透視投影画像)を発生する。以下、レンダリング処理は、サーフェスレンダリング処理とする。なお、サーフェスレンダリング処理の代わりにボリュームレンダリング処理であってもよい。また、レンダリング処理は、透視投影の代わりに平行投影によるレンダリング処理であってもよい。以下、レンダリング画像は、透視投影により発生された透視投影画像として説明する。画像発生部30は、複数の視点の移動に伴って、移動された複数の視点にそれぞれ対応する複数の透視投影画像を発生する。画像発生部30は、発生した複数の透視投影画像を、後述する画像合成部34に出力する。画像発生部30は、Bモードボリュームデータと特定された投影方向、内腔領域とに基づいて、内腔断面に関する投影画像(以下、内腔投影画像)を発生してもよい。

## 【 0 0 4 2 】

図3は、Bモードボリュームデータにおける4つの心腔の一例を示す図である。より詳細には、図3は、Bモードボリュームデータを用いてボリュームレンダリング処理を実行し、心腔を有する断面画像の一例を示す図である。図3の視点Aにおける矢印aは、右心房に対応する心腔領域に設定された視点における視線方向を示している。図3の視点Bにおける矢印bは、右心室に対応する心腔領域に設定された視点における視線方向を示している。図3の視点Cにおける矢印cは、左心室に対応する心腔領域に設定された視点における視線方向を示している。

## 【 0 0 4 3 】

図4は、内腔投影画像の一例を模式的に示す模式図である。図4に示すように、右心房、右心室、左心房、左心室各々は、壁および弁により独立した内腔領域を有する。例えば、右心室と左心室とは、心室中隔を介して隣接している。右心房と右心室とは、三尖弁を介して隣接している。左心房と左心室とは、僧帽弁を介して隣接している。右心房と左心房とは、心房中隔を介して隣接している。なお、胎児の心臓において、心房中隔には卵円孔が存在する。なお、新生児、乳児、幼児における正常心において、卵円孔は、閉鎖される。図4における内腔投影画像において、正常心であれば、大動脈と肺動脈とは交差する。大動脈と肺動脈とは、3次的にはねじれの位置関係を有する。

## 【 0 0 4 4 】

画像メモリは、発生された超音波画像(Bモード画像、ドプラ画像、内腔投影画像、透視投影画像)に対応するデータ(以下、画像データと呼ぶ)を記憶する。画像メモリに記憶された画像データは、後述する入力部17を介した操作者の指示により、読み出される

10

20

30

40

50

。画像メモリは、例えば、フリーズする直前の複数のフレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。このシネメモリに記憶されている画像を連続表示（シネ表示）することで、超音波動画像を後述する表示部 15 に表示することも可能である。

【 0 0 4 5 】

記憶部 32 は、フォーカス深度の異なる複数の受信遅延パターンおよび複数の送信遅延パターン、診断プロトコル、送受信条件等の各種データ群を記憶する。記憶部 32 は、ボリュームデータ発生部 22 で発生されたボリュームデータ、画像発生部 30 で発生された B モード画像、ドプラ画像、内腔投影画像および透視投影画像を記憶する。記憶部 32 は、本超音波診断装置 1 の制御プログラム、特定部 24 で実行される心腔領域および管腔領域を特定するための領域特定プログラム、設定部 26 で実行される視点設定のための視点設定プログラム、視点移動部 28 で実行される視点移動のための視点移動プログラム、各種レンダリング処理に関するレンダリングプログラムなどを記憶する。

10

【 0 0 4 6 】

画像合成部 34 は、B モード画像、ドプラ画像、内腔投影画像、透視投影画像などに、種々のパラメータ、文字情報、目盛等を合成する。画像合成部 34 は、種々のパラメータ、文字情報、目盛等を合成した B モード画像、ドプラ画像、内腔投影画像、透視投影画像などを表示部 15 に出力する。

【 0 0 4 7 】

インターフェース部 36 は、入力部 17、ネットワーク、図示していない外部記憶装置および生体信号計測部に関するインターフェースである。装置本体 13 によって得られた超音波画像等のデータおよび解析結果等は、インターフェース部 36 とネットワークとを介して他の装置に転送可能である。なお、インターフェース部 36 は、ネットワークを介して、図示していない他の医用画像診断装置で取得された被検体に関する医用画像を、ダウンロードすることも可能である。加えて、インターフェース部 36 には、心電計、心音計、脈波計、呼吸センサに代表される図示していない生体信号計測部が接続されてもよい。

20

【 0 0 4 8 】

CPU 38 は、操作者により入力部 17 を介して入力されたフレームレート、被走査深度、送信開始・終了に基づいて、記憶部 32 に記憶された送信遅延パターン、受信遅延パターンと装置制御プログラムとを読み出し、これらに従って装置本体 13 および超音波プローブ 11 を制御する。CPU 38 は、領域特定プログラムを記憶部 32 から読み出し、特定部 24 を制御する。CPU 38 は、視点設定プログラムを記憶部 32 から読み出し、設定部 26 を制御する。CPU 38 は、視点移動プログラムを記憶部 32 から読み出し、視点移動部 28 を制御する。CPU 38 は、レンダリングプログラムを記憶部 32 から読み出し、画像発生部 30 を制御する。

30

【 0 0 4 9 】

表示部 15 は、画像合成部 34 からの出力に基づいて、B モード画像、ドプラ画像、内腔投影画像、透視投影画像などを表示する。なお、表示部 15 は、表示された画像に対して、ブライトネス、コントラスト、ダイナミックレンジ、補正などの調整および、カラーマップの割り当てを実行してもよい。表示部 15 は、複数の視点にそれぞれ対応する複数の透視投影画像を、視点の移動に応じて表示する。表示部 15 は、表示されていた複数の透視投影画像を、視点の移動に伴って新たに発生された複数の透視投影画像に置換して、新たに発生された複数の透視投影画像を表示する。

40

【 0 0 5 0 】

図 5 は、表示部 15 における表示画面において、図 3 での 3 つの視点 A、B、C にそれぞれ対応する 3 つの透視投影画像 A a、B b、C c の表示例を示す図である。図 5 における透視投影画像 A a は、右心房から大静脈に向かう方向を視線方向とした透視投影画像である。図 5 における透視投影画像 B b は、右心室から肺動脈に向かう方向を視線方向とした透視投影画像である。図 5 における透視投影画像 C c は、左心室から大動脈に向かう方向を視線方向とした透視投影画像である。

50

## 【 0 0 5 1 】

図 6 は、心室中隔欠損を有する心臓において、内腔投影画像の一例を模式的に示す模式図である。図 6 に示すように、視点 B における視線方向は、心室中隔欠損の方向を向いている。これにより、視点 B は、視点移動部 2 8 により、心室中隔欠損孔に突入する可能性がある。

## 【 0 0 5 2 】

図 7 は、表示部 1 5 における表示画面において、図 6 における 3 つの視点 ( A 、 B 、 C ) にそれぞれ対応する 3 つの透視投影画像 ( A a 、 B b 、 C c ) の表示例を示す図である。図 7 における透視投影画像 A a は、右心房から大静脈に向かう方向を視線方向とした透視投影画像である。図 7 における透視投影画像 B b は、右心室から左心室に向かう方向を視線方向とした透視投影画像である。図 7 における透視投影画像 C c は、左心室から大動脈に向かう方向を視線方向とした透視投影画像である。透視投影画像 B b は、視点の移動に伴って、時間差で透視投影画像 C c と略同一な画像となる可能性がある。

10

## 【 0 0 5 3 】

入力部 1 7 は、インターフェース部 3 6 に接続され操作者からの各種指示・命令・情報・選択・設定を装置本体 1 3 に取り込む。入力部 1 7 は、図示していないトラックボール、スイッチボタン、マウス、キーボード等の入力デバイスを有する。入力デバイスは、表示画面上に表示されるカーソルの座標を検出し、検出した座標を後述する C P U 3 8 へ出力する。なお、入力デバイスは、表示画面を覆うように設けられたタッチコマンドスクリーンでもよい。この場合、入力部 1 7 は、電磁誘導式、電磁歪式、感圧式等の座標読み取り原理でタッチ指示された座標を検出し、検出した座標を C P U 3 8 へ出力する。また、操作者が入力部 1 7 の終了ボタンまたはフリーズボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、装置本体 1 3 は一時停止状態となる。

20

## 【 0 0 5 4 】

また、入力部 1 7 は、操作者の指示により、ボリュームデータに対して、複数の心腔領域を入力してもよい。入力部 1 7 は、操作者の指示により、入力された複数の心腔領域に複数の視点と、複数の視点にそれぞれ対応する複数の視線方向位とを入力することも可能である。

## 【 0 0 5 5 】

( 複数視点画像表示機能 )

30

複数視点画像表示機能とは、複数の内腔領域各々に設定された視点を移動し、視点の移動に伴って複数の視点にそれぞれ対応する複数の透視投影画像を発生し、表示する機能である。以下、複数視点画像表示機能に関する処理 ( 以下、複数視点画像表示処理と呼ぶ ) について説明する。

## 【 0 0 5 6 】

図 8 は、複数の視点各々の移動に伴って、複数の視点にそれぞれ対応する複数の透視投影画像を発生し、表示する複数視点画像表示処理の手順の一例を示すフローチャートである。

## 【 0 0 5 7 】

被検体に対する超音波の送受信により、ボリュームデータが発生される ( ステップ S a 1 ) 。複数の内腔領域 ( 心腔領域 ) が、所定の閾値を用いて、ボリュームデータに対して特定される ( ステップ S a 2 ) 。なお、複数の内腔領域は、操作者により入力部 1 7 を介して特定されてもよい。複数の内腔領域に含まれる複数のボクセルの分布に基づいて、複数の内腔領域各々の重心が決定される ( ステップ S a 3 ) 。複数の内腔領域各々の重心に視点および視線方向が設定される ( ステップ S a 4 ) 。なお、複数の内腔領域にそれぞれ対応する複数の視点、および複数の視点にそれぞれ対応する複数の視線方向は、操作者により入力部 1 7 を介して設定されてもよい。

40

## 【 0 0 5 8 】

視線と視線方向とボリュームデータとに基づいて、複数の視点にそれぞれ対応する複数の透視投影画像が発生される ( ステップ S a 5 ) 。発生された複数の透視投影画像が、表

50

示部 15 の表示画面に同時に表示される（ステップ S a 6）。複数の視点のうち少なくとも一つの視点が、ボリュームデータの端部に到達していなければ（ステップ S a 7）、複数の視点各々の移動方向が決定される（ステップ S a 8）。具体的には、所定の閾値より小さいボクセル値を有し、移動前の視点から所定距離離れた位置におけるボクセルが特定される。視点から特定されたボクセルに向けての方向と視線方向とに基づいて、視点各々の移動方向が決定される。決定された視線の移動方向と所定移動距離とを用いて、視点各々が移動される（ステップ S a 9）。

【 0 0 5 9 】

移動された視点と視点の移動方向とボリュームデータとに基づいて、移動された複数の視点にそれぞれ対応する複数の透視投影画像が発生される（ステップ S a 5）。表示されていた複数の透視投影画像が、新たに発生された複数の透視投影画像に更新され、表示される（ステップ S a 6）。少なくとも一つの視点がボリュームデータの端部に視点の移動により到達すれば、複数視点画像表示処理は終了される。いずれの視点もボリュームデータの端部に到達していなければ、ステップ S a 5 乃至ステップ S a 9 の処理が繰り返される。

10

【 0 0 6 0 】

（第 1 の変形例）

第 1 の実施形態との相違は、視点の移動軌跡を内腔投影画像に重畳した重畳画像を発生し、表示することにある。

記憶部 32 は、視点の移動に対応する軌跡（以下、視点移動軌跡と呼ぶ）を記憶する。具体的には、記憶部 32 は、視点移動部 28 により移動された複数の視点にそれぞれ対応する複数の視点移動軌跡を、ボリュームデータにおける座標とともに記憶する。

20

【 0 0 6 1 】

画像発生部 30 は、視点移動軌跡と投影方向とに基づいて、視点移動軌跡を投影方向に投影した移動軌跡投影画像を発生する。なお、投影方向は、操作者の指示により入力部 17 を介して任意に設定可能である。

【 0 0 6 2 】

画像合成部 34 は、内腔投影画像に移動軌跡投影画像を重畳した重畳画像を発生する。重畳画像は、例えば、ボリュームデータに基づいて発生された 3 次元透過像に、3 次元的な視点移動軌跡が実線として重畳された画像であってもよい。

30

【 0 0 6 3 】

表示部 15 は、重畳画像を表示する。なお、表示部 15 は、重畳画像を、複数の透視投影画像とともに表示してもよい。また、表示部 15 は、移動軌跡投影画像を表示してもよい。また、表示部 15 は、移動軌跡投影画像を複数の透視投影画像とともに表示してもよい。

【 0 0 6 4 】

図 9 は、正常心の内腔投影画像に複数の視点の移動軌跡を重畳させた重畳画像の一例を示す図である。図 9 に示すように、正常心において、視点移動軌跡 b と視点移動軌跡 c とは、交差する。加えて、視点移動軌跡 b と視点移動軌跡 c とにおける移動方向は重ならない。すなわち、大動脈と肺動脈とは血流の移動方向が異なる。

40

【 0 0 6 5 】

図 10 は、第 1 の実施形態の第 1 の変形例に係り、心室中隔欠損を有する心臓の内腔投影画像に複数の視点の移動軌跡を重畳させた重畳画像の一例を示す図である。図 10 において、視点移動軌跡 b は、右心室に設定された視点が心室中隔欠損孔を經由して左心室に突入し、さらに大動脈に移動された場合の軌跡を示している。このとき、視点移動軌跡 b と視点移動軌跡 c とは、大動脈内において重なる。

【 0 0 6 6 】

なお、重畳画像は、入力部 17 を介して操作者の指示に伴って任意に回転させて表示されてもよい。

【 0 0 6 7 】

50

## (重畳画像表示機能)

重畳画像表示機能とは、内腔投影画像に移動軌跡投影画像を重畳した重畳画像を発生し、表示する機能である。以下、重畳画像表示機能に関する処理（以下、重畳画像表示処理と呼ぶ）について説明する。

## 【0068】

図11は、内腔投影画像に移動軌跡投影画像を重畳した重畳画像を発生し、表示する重畳画像表示処理の手順の一例を示すフローチャートである。

ボリュームデータにおいて、内腔領域と管腔領域とが、所定の閾値を用いて特定される（ステップS b 1）。内腔断面に垂直な投影方向が決定される。ボリュームデータと投影方向と特定された内腔領域とに基づいて、内腔投影画像が発生される（ステップS b 2）。複数の視点にそれぞれ対応する複数の視点移動軌跡が、記憶部32から読み出される（ステップS b 3）。内腔投影画像の投影方向と、複数の視点にそれぞれ対応する複数の視点移動軌跡とに基づいて、移動軌跡投影画像が発生される（ステップS b 4）。内腔投影画像に移動軌跡投影画像を重畳した重畳画像が発生される（ステップS b 5）。重畳画像が、表示部15に表示される。

## 【0069】

## (第2の変形例)

第1の実施形態および第1の変形例との相違は、移動軌跡投影画像における視点移動軌跡の交点を特定し、特定した交点を含む直交3断面を表示することにある。

## 【0070】

特定部24は、移動軌跡投影画像における移動軌跡の交点を特定する。

## 【0071】

画像発生部30は、ボリュームデータと特定された交点とに基づいて、交点を含む直交3断面の画像（以下、直交3断面画像と呼ぶ）を発生する。

## 【0072】

表示部15は、直交3断面画像を表示する。

## 【0073】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本実施形態の超音波診断装置1によれば、特定臓器の複数の内腔領域にそれぞれ設定された複数の視点の移動に伴って、複数の視点にそれぞれ対応する複数の透視投影画像を一画面に表示することができる。これにより、複数の内腔領域および複数の管腔領域における短絡の有無、管腔領域の転位の有無、内腔領域から管腔領域に至る壁面及び弁、管腔領域の走向状態等を同時に表示することができる。加えて、複数の内腔領域管の中隔欠損孔の程度なども、表示することができる。

## 【0074】

また、本実施形態の超音波診断装置1によれば、特定臓器が被検体の心臓であって正常心である場合、大動脈と肺動脈とが3次元的なねじれ（ひねり）が、表示される。被検体の心臓において、中隔欠損（心房中隔欠損（卵円孔など）、心室中隔欠損など）がある場合、複数の透視投影画像のうち少なくとも二つの透視投影画像において、時間差を置いて同じ内腔および管腔が表示される。大血管同士（例えば、大動脈と肺動脈など）が癒着し短絡が生じている場合、複数の透視投影画像のうち少なくとも二つの透視投影画像において、時間差を置いて同じ内腔および管腔が表示される。被検体の心臓において、弁などにおいて狭窄および閉塞がある場合、複数の透視投影画像のうち少なくとも一つの透視投影画像において、管腔が表示されずに内腔が表示されることがある。また、被検体の心臓が大血管転位症を有する場合、複数の透視投影画像のうち少なくとも二つの透視投影画像において、3次元的なねじれは表示されない。また、本実施形態の超音波診断装置によれば、右心房に視点がされると、視点の移動を、右心房から卵円孔を経由して左心房に移動させ肺静脈までの透視投影画像を表示することも可能となる。

また、本実施形態の第1の変形例の超音波診断装置1によれば、内腔投影画像に視点移動軌跡投影画像を重畳した重畳画像を表示することができる。これにより、複数の視点移動軌

10

20

30

40

50

跡の相対的な位置関係を表示することができる。また、例えば、入力部 17 を介した操作者の指示により、任意の方向からの重畳画像を表示することができる。

【0075】

また、本実施形態の第2の変形例の超音波診断装置1によれば、移動軌跡投影画像における視点移動軌跡の交点を特定し、特定した交点を含む直交3断面を表示することができる。これにより、交点近傍のより詳細な超音波画像を表示することができる。

【0076】

以上のことから、本実施形態における超音波診断装置1によれば、複数の視点各々の移動に伴って、複数の視点にそれぞれ対応する複数の透視投影画像を表示することにより、より正確な胎児の心臓の状況を操作者に提示することが可能となる。すなわち、本超音波診断装置1は、簡便に心臓の血管走向を表示することができ、検査効率と検査精度とが向上する。これにより、本実施形態によれば、胎児および小児における心臓の診断および治療方針に必要な心臓構造を容易に表示することができ、胎児および小児における心疾患に対する予後を改善することができる。

【0077】

(第2の実施形態)

第1の実施形態との相違は、ポリウムデータにおける視点移動軌跡の座標に基づいて、視点移動軌跡間の一致の程度を示す指標(以下、軌跡一致指標と呼ぶ)を計算し、表示することにある。

【0078】

図12は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

指標計算部40は、ポリウムデータにおける視点移動軌跡の座標を、記憶部32から読み出す。指標計算部40は、視点移動軌跡各々における座標に基づいて、視点移動軌跡間の軌跡一致指標を計算する。指標計算部40は、計算した軌跡一致指標を画像合成部34に出力する。

【0079】

具体的には、指標計算部40は、複数の視点移動軌跡から、所定範囲にある2つの視点移動軌跡を抽出する。所定範囲とは、例えば、隣接するまたは近傍の2つの管腔領域の直径の和である。指標計算部40は、抽出された2つの視点移動軌跡各々のポリウムデータにおける座標を、記憶部32から読み出す。指標計算部40は、読み出した2つの視点移動軌跡各々の座標を用いて、2つの視点移動軌跡間の相関値を計算する。なお、相関値の代わりに、2つの視点移動軌跡間の類似度を計算してもよい。以下、説明を簡単にするために、軌跡一致指標は、相関値であるものとする。なお、所定範囲外の2つの視点移動軌跡間の相関値は、最低値が割り当てられる。

【0080】

画像合成部34は、指標計算部により計算された軌跡一致指標(相関値)を、複数の透視投影画像、内腔投影画像、または重畳画像に合成する。画像合成部34は、合成した画像を、表示部15に出力する。なお、画像合成部34は、軌跡一致指標(相関値)を表示部15に出力してもよい。

【0081】

表示部15は、指標計算部40により計算された相関値を表示する。なお、表示部15は、色相に対応する閾値(以下、色相閾値と呼ぶ)と相関値とに基づいて、表示される複数の視点移動軌跡各々の色相を決定してもよい。この時、表示部15は、決定された色相で、複数の移動軌跡を表示する。色相閾値とは、例えば、相関の有無を判定するための閾値である。色相閾値より大きい相関値に関する2つの視点移動軌跡は、同色で表示される。色相閾値より小さい相関値を有する2つの視点移動軌跡は、異なる色相で表示される。なお、色相閾値は、入力部17を介した操作者の指示により、適宜変更可能である。

【0082】

記憶部32は、色相閾値を記憶する。なお、記憶される色相閾値は、複数であってもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 3 】

入力部 17 は、操作者の指示に応じて、色相閾値を変更した値を入力する。

## 【 0 0 8 4 】

図 13 は、視点移動軌跡の座標と色相閾値とに基づいて決定された色相で、卵円孔を有する内腔投影画像に視点移動軌跡を重畳した重畳画像の一例を示す図である。図 13 において、色相の違いは、視点移動軌跡の線種の違い（実線、鎖線、一点鎖線）で示されている。図 13 から明らかなように、3つの視点移動軌跡は、それぞれ関連していないことが示されている。図 13 において、3つの視点移動軌跡に関する相関値は、色相閾値より小さいため、3つの視点移動軌跡は、それぞれ異なる色相（例えば、赤、青、黄）で表示される。

10

## 【 0 0 8 5 】

図 14 は、視点移動軌跡の座標と色相閾値とに基づいて決定された色相で、視点移動軌跡を、心室中隔欠損と卵円孔とを有する内腔投影画像に重畳した重畳画像の一例を示す図である。図 14 において、色相の違いは、視点移動軌跡の線種の違い（実線、鎖線）で示されている。図 14 から明らかなように、視点移動軌跡 A と視点移動軌跡 B は、色相閾値より高い相関値が計算されたため、同色（図 14 においては、同じ線種（実線））で表示される。

## 【 0 0 8 6 】

（移動軌跡色相決定機能）

移動軌跡色相決定機能とは、ボリュームデータにおける複数の視点移動軌跡各々の座標に基づいて計算された軌跡一致指標と色相閾値とを用いて、表示される視点移動軌跡の色相を決定する機能である。以下、移動軌跡色相決定機能に関する処理（以下、移動軌跡色相決定処理と呼ぶ）について説明する。

20

## 【 0 0 8 7 】

図 15 は、ボリュームデータにおける複数の視点移動軌跡各々の座標に基づいて計算された軌跡一致指標と色相閾値とを用いて視点移動軌跡各々の色相を決定する移動軌跡色相決定処理の手順の一例を示すフローチャートである。

## 【 0 0 8 8 】

複数の視点移動軌跡が、記憶部 32 から読み出される（ステップ S c 1）。ボリュームデータ内の視点移動軌跡各々の座標を用いて、視点移動軌跡間の軌跡一致指標が計算される（ステップ S c 2）。計算された軌跡一致指標と色相閾値とに基づいて、複数の視点移動軌跡にそれぞれ対応する色相が決定される（ステップ S c 3）。決定された色相で、視点移動軌跡が表示される（ステップ S c 4）。

30

## 【 0 0 8 9 】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本実施形態の超音波診断装置 1 によれば、複数の視点移動軌跡間の相関値と色相閾値とに基づいて、相関値の高い複数の視点移動軌跡を同色で表示することができる。これにより、卵円孔、心室中隔欠損孔により同一の管腔領域に視点が移動したか否かを判定する指標を、操作者に提示することができる。また、被検体の心臓が大血管転位症であるか否かの指標としても、操作者に提示することができる。これらのことから、本実施形態の超音波診断装置 1 によれば、操作者にある程度の疾病リスクを提示することができる。

40

## 【 0 0 9 0 】

以上のことから、本実施形態の超音波診断装置 1 によれば、被検体の心臓に接続される血管走向、および複数の管腔領域の構造を、操作者に簡便に表示することができる。これにより、検査効率および検査精度が向上する。また、胎児および小児に対する予後が改善される。

## 【 0 0 9 1 】

また、上記実施形態の変形例として、本超音波診断装置 1 の技術的思想を医用画像処理装置で実現する場合には、例えば図 1 の構成図における破線内の構成要素を有するものとなる。この時、複数視点画像表示処理は、ステップ S a 2 からステップ S a 9 の処理に対

50

応する。これらの処理については、実施形態と同様である。なお、ステップ S a 2 におけるボリュームデータは、予め記憶部 3 2 に記憶される。また、医用画像処理装置において、超音波診断装置から出力された D I C O M ファイル（例えば、ボリュームデータなど）を読み込んで、上記処理を実行することも可能である。

【 0 0 9 2 】

加えて、実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（C D - R O M、D V D など）、半導体メモリなどの記憶媒体に格納して頒布することも可能である。

10

【 0 0 9 3 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

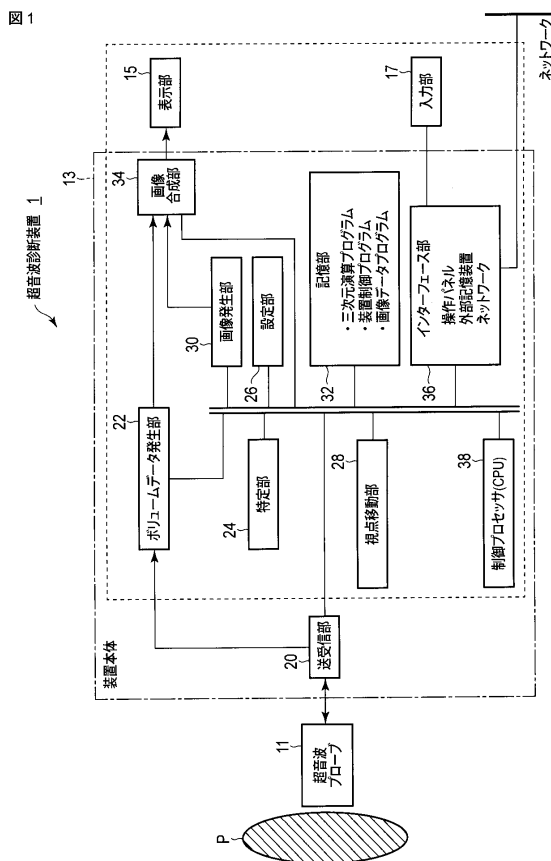
【 符号の説明 】

【 0 0 9 4 】

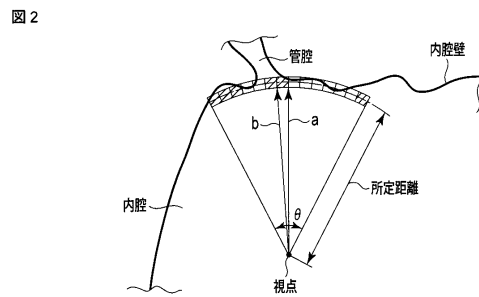
1 ... 超音波診断装置、 1 1 ... 超音波プローブ、 1 3 ... 装置本体、 1 5 ... 表示部、 1 7 ... 入力部、 2 0 ... 送受信部、 2 2 ... ボリュームデータ発生部、 2 4 ... 特定部、 2 6 ... 設定部、 2 8 ... 視点移動部、 3 0 ... 画像発生部、 3 2 ... 記憶部、 3 4 ... 画像合成部、 3 6 ... インターフェース部、 3 8 ... 制御プロセッサ（C P U）、 4 0 ... 指標計算部

20

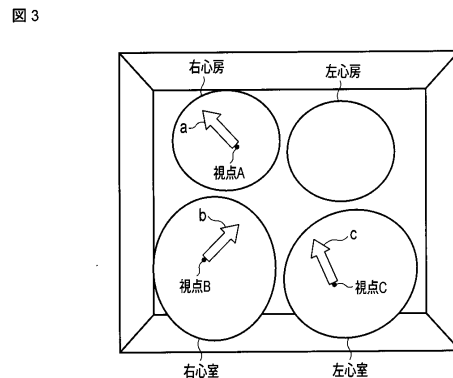
【 図 1 】



【 図 2 】

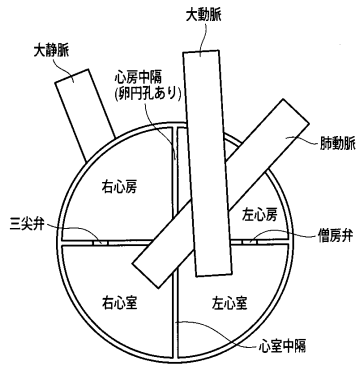


【 図 3 】



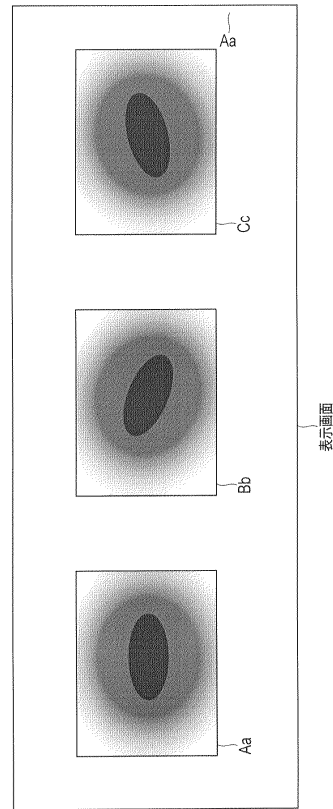
【 図 4 】

図 4



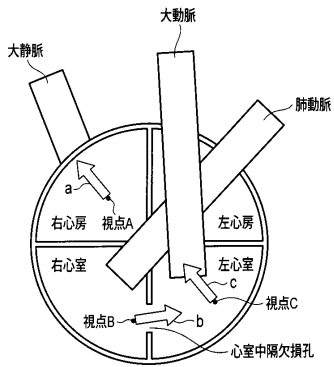
【 図 5 】

図 5



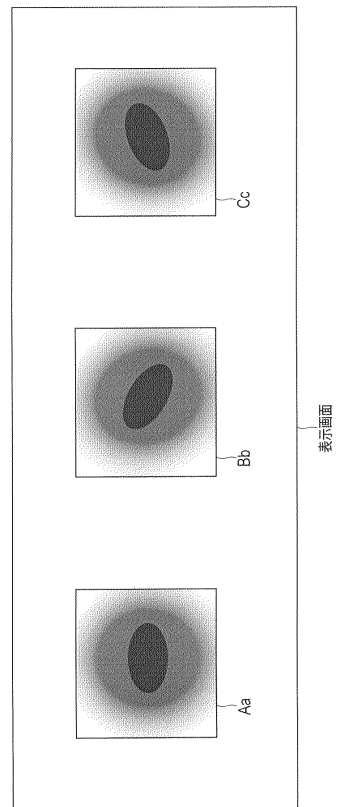
【 図 6 】

図 6



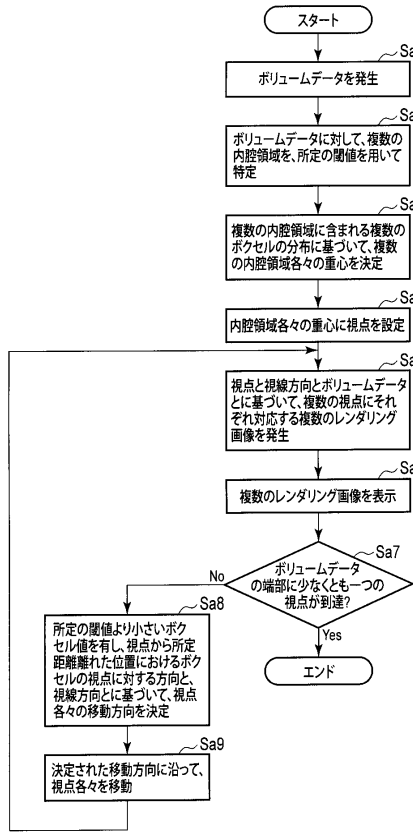
【 図 7 】

図 7



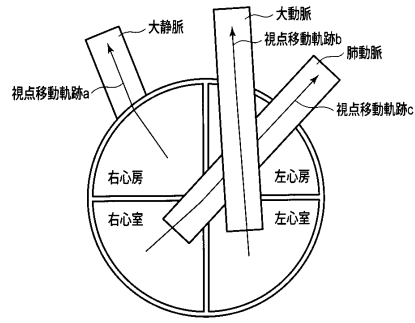
【 図 8 】

図 8



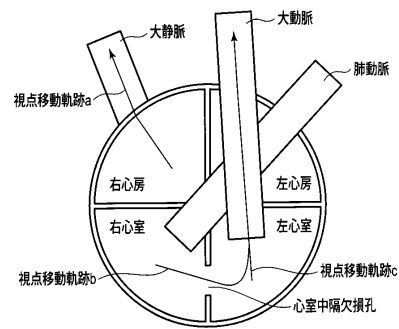
【 図 9 】

図 9



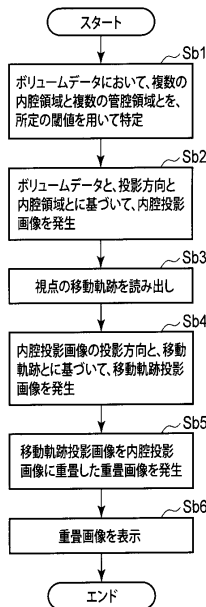
【 図 10 】

図 10



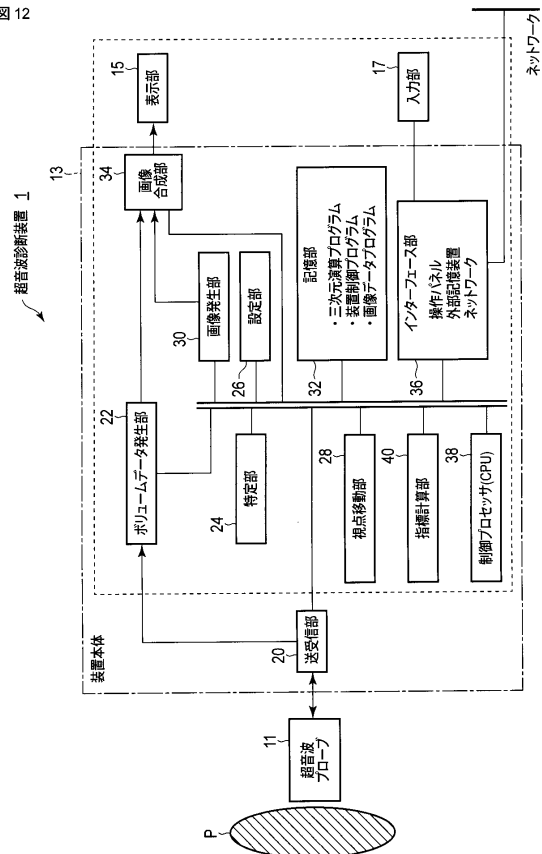
【 図 11 】

図 11



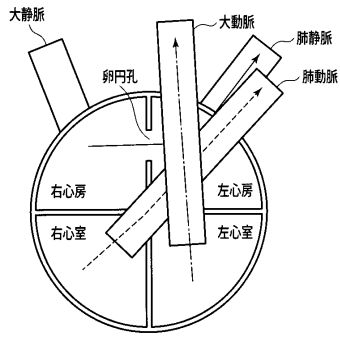
【 図 12 】

図 12



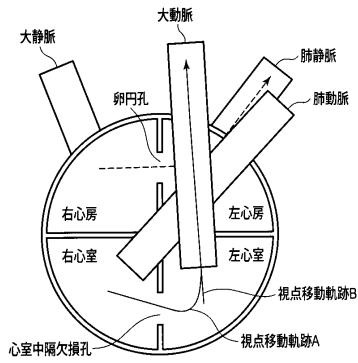
【図13】

図13



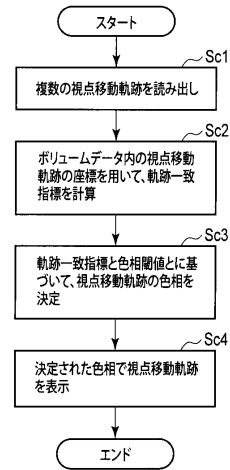
【図14】

図14



【図15】

図15



## フロントページの続き

- (74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805  
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580  
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062  
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子
- (72)発明者 藤井 友和  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 大森 慈浩  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 星野 伸一  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

審査官 樋熊 政一

- (56)参考文献 特開平09-270029(JP,A)  
特開2009-022411(JP,A)  
特開平11-313824(JP,A)  
特開平09-131339(JP,A)

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15  
A61B 6/00 - 6/14  
A61B 5/055

专利名称(译)	超声波诊断装置，医学图像处理装置和医学图像处理程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP5984262B2</a>	公开(公告)日	2016-09-06
申请号	JP2012253033	申请日	2012-11-19
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	藤井友和 大森慈浩 星野伸一		
发明人	藤井友和 大森慈浩 星野伸一		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/JB41 4C601/JC11 4C601/KK21 4C601/KK24		
代理人(译)	中村诚 河野直树 井上正 冈田隆		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2014100215A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

(经修改) 要解决的问题: 提供一种能够容易地显示受试者的特定器官的结构 的超声诊断设备。甲在通过使用预定的阈值通过超声波振子中, 多个被检体的特定器官的管腔面积, 鉴定并从物体发射和接收超声波所获得的体积数据识别单元24, 其基于多个分别包括在管腔面积, 用于设定多个视点成多个内腔区域的设定单元26的体素的分布, 比规定的阈值更小的体素值是并且除了通过从视点的预定距离, 以在所述位置上的视点的体素的方向, 沿着的视点的移动方向的视点的每个基于与所述视点的原点的观看方向移动的每个移动单元28的角度确定表如果, 每体积的数据, 用于显示多个渲染对应于多个视点, 图像生成单元30的图像, 用于响应产生于每个视点的移动的多个渲染图像的视点的基础上一部分15 包括。点域1

