

(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2007-68724

(P2007-68724A)

(43) 公開日 平成19年3月22日(2007.3.22)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 8/00 (2006.01)** A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2005-258093 (P2005-258093)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成17年9月6日(2005.9.6)	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100081411 弁理士 三澤 正義
		(72) 発明者	佐々木 琢也 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	川岸 哲也 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
		Fターム(参考)	4C601 BB03 BB16 EE11 JC37 KK15 KK21 KK24

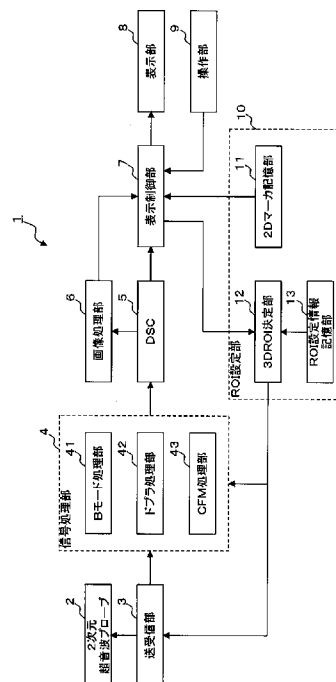
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】 3次元の関心領域を簡便に設定することが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 表示制御部7は、C面画像や断層像に2次元のマーカを重畳させて表示部8に表示させる。このマーカは、実空間上におけるC面上に設定される所定の範囲を表すマーカであり、表示部8上では移動及び変形が極座標系に制限されている。操作者は操作部9を用いてマーカを移動及び変形させ、所望の診断部位に一致させる。3DROI決定部12は、マーカが占める範囲を3次元関心領域の底面とし、ROI設定情報記憶部13に予め記憶されている高さ情報と形状を示す情報とに基づいて、3次元関心領域(3DROI)の範囲を決定する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波プローブと、  
 前記超音波プローブに超音波を送受信させる送受信部と、  
 前記超音波の送受信の結果得られたデータに基づいて画像データを生成する画像生成部と、  
 前記画像データに基づく画像を表示部に表示させるとともに、前記超音波の送受信方向に略直交する平面上における 2 次元の所定の範囲を示すマーカを前記画像に重畳させて前記表示部に表示させる表示制御部と、  
 前記 2 次元の所定の範囲が占める面を断面とする 3 次元空間の関心領域を求める関心領域決定部と、  
 を備え、  
 前記送受信部は、前記 3 次元の関心領域内を前記超音波プローブにスキャンさせることを特徴とする超音波診断装置。

10

## 【請求項 2】

超音波プローブと、  
 前記超音波プローブに超音波を送受信させる送受信部と、  
 前記超音波の送受信の結果得られたデータに基づいて画像データを生成する画像生成部と、  
 前記画像データに基づく画像を表示部に表示させるとともに、2 次元のマーカを前記画像に重畳させて前記表示部に表示させる表示制御部と、  
 前記 2 次元のマーカが示す範囲を、前記超音波の送受信方向に略直交する平面上における 2 次元の範囲とし、前記 2 次元の範囲が占める面を断面とする 3 次元空間の関心領域を求める関心領域決定部と、  
 を備え、  
 前記送受信部は、前記 3 次元の関心領域内を前記超音波プローブにスキャンさせることを特徴とする超音波診断装置。

20

## 【請求項 3】

前記関心領域決定部は、前記断面を底面とし、予め設定された長さを前記底面からの高さとする領域が占める空間を前記 3 次元空間の関心領域とすることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

## 【請求項 4】

前記表示制御部は、前記マーカを極座標系に従って移動可能に前記表示部に表示させることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

前記表示制御部は、前記マーカの形状を前記極座標系に従って変形可能に前記表示部に表示させることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記表示制御部は、前記マーカを直交座標系に従って移動可能に前記表示部に表示させることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

40

## 【請求項 7】

前記表示制御部は、前記マーカの形状を前記直交座標系に従って変形可能に前記表示部に表示させることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 8】

前記画像生成部は、前記超音波の送受信の結果得られたデータに基づいて、前記超音波の送受信方向に略直交する平面に沿った 2 次元の画像データを生成し、

前記表示制御部は、前記 2 次元の画像データに基づく 2 次元画像と前記マーカとを重畳させて前記表示部に表示させることを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

## 【請求項 9】

50

前記画像生成部は、前記超音波の送受信の結果得られたデータに基づいて、前記超音波の送受信方向に平行な平面に沿った２次元の画像データを生成し、

前記表示制御部は、前記２次元の画像データに基づく２次元画像と前記マーカとを重畳させて前記表示部に表示させることを特徴とする請求項１から請求項７のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項１０】

超音波プローブと、前記超音波プローブに超音波を送受信させる送受信部とを備えた超音波診断装置に、

前記超音波の送受信の結果得られるデータに基づいて画像データを生成する画像生成機能と、

前記画像データに基づく画像を表示部に表示させるとともに、前記超音波の送受信方向に略直交する平面上における２次元の所定の範囲を示すマーカを前記画像に重畳させて前記表示部に表示させる表示制御機能と、

前記２次元の所定の範囲を占める面を断面とする３次元空間の関心領域を求める関心領域決定機能と、

を実行させることを特徴とするプログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

この発明は、２次元超音波プローブを備えて被検体内に超音波を送信し、被検体内からの反射波に基づいて被検体内の診断情報を得る超音波診断装置に関する。特に、３次元空間における３次元の関心領域（以下、「３ＤＲＯＩ」と称する場合がある）の設定が容易な超音波診断装置に関する。

20

【背景技術】

【０００２】

超音波振動子が２次元的に配列された２次元超音波プローブを備えた超音波診断装置は、空間的にスキャンすることにより、３次元的な生体情報を収集して立体的な３次元画像などを表示することができる（例えば特許文献１）。

【０００３】

そして、所望の診断部位を観察するために、操作者によって関心領域（ＲＯＩ）が指定され、指定された関心領域に対して超音波を送受信することで、その関心領域内の画像（３次元画像、断層像、ドブラデータ又はカラーフローマッピングデータ（ＣＦＭデータ）など）を収集することが行われている。

30

【０００４】

ここで、従来技術に係る超音波診断装置の構成について図１０を参照しつつ説明する。図１０は、従来技術に係る一般的な超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【０００５】

２次元超音波プローブ２は、超音波振動子がマトリックス（格子）状に配置され、走査（スキャン）することによって３次元的に超音波を送信し、プローブ表面から放射状に広がる形状の３次元データをエコー信号として受信することができる。また、２次元超音波プローブ２は、２次元のスキャン面内をスキャンして２次元データをエコー信号として受信ことができ、そのスキャン面を傾斜してスキャンすることもできる。

40

【０００６】

ここで、２次元超音波プローブ２のスキャン可能な領域について図１１を参照しつつ説明する。図１１は、２次元超音波プローブがスキャンする実空間を示す図であって、スキャンする領域を説明するための模式図である。

【０００７】

図１１（ａ）に示すように、２次元超音波プローブ２がスキャンできる領域は、３次元的な空間である３次元スキャン領域３０である。超音波ビームを主走査方向Ｘに走査し、

50

さらに主走査方向 X に直交する方向を副走査方向 Y として、その副走査方向 Y に走査することで 3 次元スキャン領域 3 0 全体を走査する。

【 0 0 0 8 】

また、図 1 1 ( b ) に示すように、2 次元超音波プローブ 2 は、円錐状の 3 次元スキャン領域 3 1 をスキャンすることもできる。超音波ビームを主走査方向 X ( 図中、半径方向 ) に走査し、さらに円周方向を副走査方向 Y として走査することで 3 次元スキャン領域 3 1 全体を走査する。

【 0 0 0 9 】

送受信部 3 は、2 次元超音波プローブ 2 に電気信号を供給して超音波を発生させる送信部 ( 図示しない ) と、2 次元超音波プローブ 2 からの信号を受信する受信部 ( 図示しない ) とを備えて構成されている。

10

【 0 0 1 0 】

送受信部 3 の送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路である。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した個別経路 ( チャンネル ) の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスを発生し、2 次元超音波プローブ 2 の各超音波振動子に供給するようになっている。

【 0 0 1 1 】

また、送受信部 3 の受信部は、図示しないプリアンプ回路、A / D 変換回路、及び受信遅延・加算回路を備えている。プリアンプ回路は、2 次元超音波プローブ 2 の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A / D 変換回路は、増幅されたエコー信号を A / D 変換する。受信遅延・加算回路は、A / D 変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、送受信部 3 によって加算処理された信号を「RF データ ( または、生データ ) 」と称する。送受信部 3 から出力された RF データは、信号処理部 4 に出力される。

20

【 0 0 1 2 】

信号処理部 4 は、主に、B モード処理部 4 1、ドブラ処理部 4 2 及び CFM 処理部 4 3 を備えて構成されている。

30

【 0 0 1 3 】

B モード処理部 4 1 は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号から B モード超音波ラスタデータを生成する。具体的には、B モード処理部 4 1 は、送受信部 3 から送られる信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。

【 0 0 1 4 】

ドブラ処理部 4 2 は、パルスドブラ法 ( P W ドブラ法 ) 又は連続波ドブラ法 ( C W ドブラ法 ) により血流情報を生成する。例えば、パルスドブラ法によると、パルス波を用いているため、ある特定の深度のドブラ偏移周波数成分を検出することができる。このように距離分解能を有するため、特定部位の組織や血流の深度計測が可能となっている。ドブラ処理部 4 2 は、送受信部 3 から送られる信号に対して、所定の大きさを有する血流観測点内における受信信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分と取り出し、さらに FFT 処理を施して、所定の大きさを有する血流観測点内の血流速度を表すドブラ周波数分布を生成する。

40

【 0 0 1 5 】

また、連続波ドブラ法はパルスドブラ法と異なり、血流観測点で得られる主要なドブラ偏移周波数成分に加えて、超音波の送受信方向全てのドブラ偏移周波数成分が重畳されるが、高速血流計測に優れている。ドブラ処理部 4 2 は、送受信部 3 から送られる信号に対して、血流観測のサンプルライン上における受信信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、さらに FFT 処理を施して、サンプルライン上の血流速度を表

50

すドブラ周波数成分を生成する。

【0016】

C F M 処理部 4 3 は、動いている血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成する。血流情報には、速度、分散、パワーなどの情報があり、血流情報は 2 値化情報として得られる。具体的には、C F M 処理部 4 3 は、位相検波回路、M T I フィルタ、自己相関器、及び流速・分散演算器から構成されている。この C F M 処理部 4 3 は、組織信号と血流信号とを分離するためのハイパスフィルタ処理 ( M T I フィルタ処理 ) を行い、自己相関処理により血流の移動速度、分散、パワーなどの血流情報を多点について求める。その他、組織信号を低減及び削減するための非線形処理が行われる場合もある。

【0017】

D S C 5 ( デジタルスキャンコンバータ ) は、信号処理部 4 から出力された走査線信号列で表される信号処理後のデータを読み込んで、空間情報に基づいた座標系のデータに変換する ( スキャンコンバージョン処理 ) 。つまり、超音波走査に同期した信号列をテレビ走査方式の表示部 8 で表示できるようにするために、標準のテレビ走査に同期して読み出すことにより走査方式を変換している。

【0018】

3 D スキャンが実行された場合、D S C 5 は B モード断層像データをリサンプリング処理することによりボクセルデータ ( ボリュームデータ ) を生成し、そのボクセルデータを画像処理部 6 に出力する。

【0019】

B モード処理部 4 1 から出力された信号処理後のデータに対してスキャンコンバージョン処理が施されると、被検体の組織形状を表す B モード断層像データが得られる。また、ドブラ処理部 4 2 から出力された信号処理後のデータに対してスキャンコンバージョン処理が施されると、血流の速度情報などがドブラデータとして得られる。また、C F M 処理部 4 3 から出力された信号処理後のデータに対してスキャンコンバージョン処理が施されると、血流のカラー画像であるカラーフローマッピングデータ ( C F M 画像データ ) が得られる。

【0020】

なお、白黒の B モード断層像にカラーの血流情報 ( C F M 画像 ) を重ねて表示する方法をカラーフローマッピング又はカラードブラ断層法といい、ここではこれを C F M モードと称するものとする。この C F M モードは、通常一つの超音波プローブを用いて、超音波ビームを断層像生成のためとドブラ検波を得るためとに共用し、断層像の 1 フレーム抽出とドブラ検波を交互に行っている。そして、C F M モードでスキャンが行なわれた場合、D S C 5 にて B モード断層像データと C F M 画像データとが合成される。これにより、B モード断層像に C F M 画像が重ねられて表示部 8 に表示されることになる。

【0021】

画像処理部 6 は、スキャンによって得られた画像データに対して様々な画像処理を施す。例えば、ボリュームスキャン ( 3 D スキャン ) が行われた場合に、画像処理部 6 は、D S C 5 から出力されたボクセルデータ ( ボリュームデータ ) に対して画像処理を施す。例えば、画像処理部 6 は、ボクセルデータに対してボリュームレンダリング ( V o l u m e R e n d e r i n g ) を施して 3 次元画像データを生成する。このボリュームレンダリングは、超音波診断装置以外の X 線 C T 装置や M R I 装置などの医用画像診断装置においても広く用いられている 3 次元画像の表示手法である。

【0022】

このボリュームレンダリングは、ボクセルデータ ( ボリュームデータ ) に対して所定の視線方向 ( 投影光線の投影方向 ) を決めて、任意の視線から光線追跡処理を行い、視線上のボクセル値 ( 輝度値など ) の積分値や重み付き累積加算値を投影面上の画像ピクセルに出力することによって、臓器などを立体的に抽出して 3 次元画像データを生成するものである。

【0023】

10

20

30

40

50

また、画像処理部 6 は、ボリュームレンダリングの他に、MPR 画像処理などを施すことも可能である。ボクセルデータ（ボリュームデータ）を特定の平面（切断平面）で切断することによって得られる切断面により生成される任意断面の画像を、MPR（Multi Plane Reconstruction）画像と称する。

#### 【0024】

例えば、画像処理部 6 は、2次元超音波プローブ 2 の直下にある 2次元の平面からなる 2次元スキャン面に直交する 2次元の平面（以下、「C面」と称する場合がある）の画像データ（以下、「C面画像データ」と称する場合がある）を生成することができる。ここで、2次元スキャン面に直交する 2次元の平面について、図 12 を参照しつつ説明する。図 12 は、2次元超音波プローブがスキャンする実空間を示す図であって、3次元スキャン領域における C 面の位置を説明するための模式図である。

10

#### 【0025】

図 12 に示すように、2次元超音波プローブ 2 の直下にある 2次元スキャン面 32 に直交する 2次元の平面を C 面 33 とする。この C 面 33 は、超音波の送受信方向にほぼ直交する。この C 面 33 の位置は操作部 9 を用いて操作者によって指定される。例えば、2次元超音波プローブ 2 からの距離を指定することで、C 面の位置が指定される。

#### 【0026】

3D スキャンが行なわれると、DSC 5 でボクセルデータ（ボリュームデータ）が生成され、そのボクセルデータが DSC 5 から画像処理部 6 に出力される。画像処理部 6 は、そのボクセルデータに対して、操作者によって指定された C 面を切断し、その C 面の画像データ（C 面画像データ）を生成する。例えば、操作者によって C 面 33 が指定された場合は、画像処理部 6 は、ボクセルデータに基づいてそれら C 面に沿う画像データ（C 面画像データ）を生成する。このようにして生成された C 面画像データは、画像処理部 6 から表示制御部 7 に出力される。

20

#### 【0027】

表示制御部 7 は、DSC 5 から B モード断層像データなどを受けて、その B モード断層像データなどに基づく画像（B モード断層像など）を表示部 8 に表示させる。例えば CFM モードでスキャンが行なわれた場合、表示制御部 7 は、DSC 5 から B モード断層像データと CFM 画像データとが合成された画像データを受け、その画像データに基づく画像を表示部 8 に表示させる。これにより、B モード断層像に CFM 画像が重畳された画像が表示されることになる（カラーマッピング）。また、表示制御部 7 は、画像処理部 6 から 3次元画像データや C 面画像データなどを受けて、それら画像データに基づく 3次元画像や C 面画像などを表示部 8 に表示させる。

30

#### 【0028】

表示部 8 は CRT や液晶ディスプレイなどのモニタからなり、そのモニタ画面上に B モード断層像、3次元画像、又は C 面画像などが表示される。

#### 【0029】

操作部 9 は、超音波の送受信条件などに関する各種設定などを行うための入力装置である。例えば、操作者が操作部 9 を用いて、ボクセルデータ（ボリュームデータ）に対する投影光線の投影方向（視線方向）を指定する。具体的には操作部 9 は、ジョイスティックやトラックボールなどのポインティングデバイス、スイッチ、各種ボタン、マウス、キーボード又は TCS（Touch Command Screen）などで構成されている。

40

#### 【0030】

上記の構成を有する超音波診断装置によってボリュームスキャン（3D スキャン）が行なわれると、立体的な 3次元画像を表示部 8 に表示することができる。そして、従来においては、操作者が表示部 8 に表示されている 3次元画像を観察しながら 3次元の関心領域（3DROI）を指定していた。

#### 【0031】

【特許文献 1】特開 2004 - 275223 号公報

50

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0032】

しかしながら、立体的な3次元画像を表示装置に表示し、その3次元画像を観察しながら3次元関心領域(3DROI)を設定することは困難である。立体的な3次元画像は奥行きがあるため、モニタ画面に表示されている3次元画像を観察するだけでは、その3次元画像の奥行きを把握することが困難であり、直感的に3次元関心領域を設定することができない。

## 【0033】

スキャンを行なっている最中は、利き手(片手)で超音波プローブを持っているため、利き手ではない他方の手で超音波診断装置本体を操作して3次元関心領域(3DROI)を設定する必要がある。しかしながら、一度に超音波プローブの操作と3次元関心領域の設定を行うことは操作者にとって非常に困難な作業であり、これらの作業を同時に行うためには熟練を要する。特に利き手ではない手で、3次元空間の奥行きも考慮して3次元関心領域を設定する必要もあるため、簡便な手法で3次元関心領域を設定することができる超音波診断装置が望まれていた。

10

## 【0034】

この発明は上記の問題を解決するものであり、3次元の関心領域(ROI)を簡便に設定することが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

20

## 【0035】

請求項1に記載の発明は、超音波プローブと、前記超音波プローブに超音波を送受信させる送受信部と、前記超音波の送受信の結果得られたデータに基づいて画像データを生成する画像生成部と、前記画像データに基づく画像を表示部に表示させるとともに、前記超音波の送受信方向に略直交する平面上における2次元の所定の範囲を示すマーカを前記画像に重畳させて前記表示部に表示させる表示制御部と、前記2次元の所定の範囲が占める面を断面とする3次元空間の関心領域を求める関心領域決定部と、を備え、前記送受信部は、前記3次元の関心領域内を前記超音波プローブにスキャンさせることを特徴とする超音波診断装置である。

## 【0036】

30

請求項2に記載の発明は、超音波プローブと、前記超音波プローブに超音波を送受信させる送受信部と、前記超音波の送受信の結果得られたデータに基づいて画像データを生成する画像生成部と、前記画像データに基づく画像を表示部に表示させるとともに、2次元のマーカを前記画像に重畳させて前記表示部に表示させる表示制御部と、前記2次元のマーカが示す範囲を、前記超音波の送受信方向に略直交する平面上における2次元の範囲とし、前記2次元の範囲が占める面を断面とする3次元空間の関心領域を求める関心領域決定部と、を備え、前記送受信部は、前記3次元の関心領域内を前記超音波プローブにスキャンさせることを特徴とする超音波診断装置である。

## 【0037】

請求項3に記載の発明は、請求項1又は請求項2のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記関心領域決定部は、前記断面を底面とし、予め設定された長さを前記底面からの高さとする領域が占める空間を前記3次元空間の関心領域とすることを特徴とするものである。

40

## 【0038】

請求項4に記載の発明は、請求項1から請求項3のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記表示制御部は、前記マーカを極座標系に従って移動可能に前記表示部に表示させることを特徴とするものである。

## 【0039】

請求項5に記載の発明は、請求項4に記載の超音波診断装置であって、前記表示制御部は、前記マーカの形状を前記極座標系に従って変形可能に前記表示部に表示させることを

50

特徴とするものである。

【0040】

請求項6に記載の発明は、請求項1から請求項3のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記表示制御部は、前記マーカを直交座標系に従って移動可能に前記表示部に表示させることを特徴とするものである。

【0041】

請求項7に記載の発明は、請求項6に記載の超音波診断装置であって、前記表示制御部は、前記マーカの形状を前記直交座標系に従って変形可能に前記表示部に表示させることを特徴とするものである。

【0042】

請求項8に記載の発明は、請求項1から請求項7のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記画像生成部は、前記超音波の送受信の結果得られたデータに基づいて、前記超音波の送受信方向に略直交する平面に沿った2次元の画像データを生成し、前記表示制御部は、前記2次元の画像データに基づく2次元画像と前記マーカとを重畳させて前記表示部に表示させることを特徴とするものである。

10

【0043】

請求項9に記載の発明は、請求項1から請求項7のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記画像生成部は、前記超音波の送受信の結果得られたデータに基づいて、前記超音波の送受信方向に平行な平面に沿った2次元の画像データを生成し、前記表示制御部は、前記2次元の画像データに基づく2次元画像と前記マーカとを重畳させて前記表示部に表示させることを特徴とするものである。

20

【0044】

請求項10に記載の発明は、超音波プローブと、前記超音波プローブに超音波を送受信させる送受信部とを備えた超音波診断装置に、前記超音波の送受信の結果得られるデータに基づいて画像データを生成する画像生成機能と、前記画像データに基づく画像を表示部に表示させるとともに、前記超音波の送受信方向に略直交する平面上における2次元の所定の範囲を示すマーカを前記画像に重畳させて前記表示部に表示させる表示制御機能と、前記2次元の所定の範囲を占める面を断面とする3次元空間の関心領域を求める関心領域決定機能と、を実行させることを特徴とするプログラムである。

30

【発明の効果】

【0045】

この発明によると、マーカが示す2次元の範囲に基づいて3次元関心領域(ROI)を自動的に決定することにより、操作者はそのマーカで所望の位置及び形状を指定するだけで簡便に3次元関心領域を設定することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0046】

この発明の実施形態に係る超音波診断装置について、図1から図9を参照しつつ説明する。この実施形態に係る超音波診断装置1は、Bモード断層像を表示するBモード、超音波ビーム方向の反射源の時間的位置変化を運動曲線として表示するMモード、血流情報を表示するドプラモード(パルスドプラ(PW)又は連続波ドプラ(CW))、血流情報を2次元的に表示するCFM(カラーフローマッピング)モードなどの既知のモードに応じて動作可能な装置である。

40

【0047】

(構成)

この発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成について図1を参照しつつ説明する。図1は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【0048】

この実施形態に係る超音波診断装置1は、ROI設定部10及び表示制御部7に特長があり、Bモード断層像、C面画像、又は3次元画像などに2次元のマーカを重畳させて表示し、その2次元のマーカの形状及び大きさを基準として3次元の関心領域(ROI)を

50

決定する。これにより、簡便に3次元関心領域（ROI）を設定することが可能となる。

【0049】

ROI設定部10及び表示制御部7以外の構成については、図10に基づいて説明した従来技術に係る超音波診断装置と同じ構成を有する。つまり、この実施形態に係る超音波診断装置1が備えている、2次元超音波プローブ2、送受信部3、DSC5、画像処理部6、表示部8及び操作部9は、既知の構成と同じ構成であり、同じ処理を実行することができる。

【0050】

以下、3次元の関心領域（3DROI）の設定に寄与するROI設定部10及び表示制御部7について説明する。

【0051】

ROI設定部10は、2Dマーカ記憶部11、3DROI決定部12、及びROI設定情報記憶部13を備えて構成され、スキャンで得られた断層像や3次元画像などを表示部8に表示させている状態で、それら画像に重ねて表示された2次元のマーカ（以下、「2Dマーカ」と称する）の形状及び大きさに基づいて3次元関心領域（3DROI）の形状及び大きさを決定する。

【0052】

2Dマーカ記憶部11には、3次元関心領域（3DROI）を決定する際に基準となる2次元のマーカデータ（以下、「2Dマーカデータ」と称する）が記憶されている。2Dマーカは、断層像や3次元画像などに重畳されて表示部8に表示される。この2Dマーカが占める範囲は、図12に示す実空間において、2次元超音波プローブ2の直下にある2次元スキャン面32に直交するC面上の所定の範囲に対応している。

【0053】

表示制御部7は、従来技術に係る表示制御部と同様に、Bモード断層像、3次元画像、MPR画像又はC面画像などを表示部8に表示させるとともに、2Dマーカ記憶部11から2Dマーカデータを読み込んで、3次元画像、MPR画像、Bモード断層像又はC面画像などに2Dマーカを重畳させて表示部8に表示させる。操作者は、操作部9を操作することにより、3次元画像上やMPR画像上で2Dマーカの位置、形状及び大きさを変えることができ、操作部9に設置されている確定ボタンなどを押すことで、2Dマーカの位置、形状及び大きさを確認することができる。表示制御部7は操作部9の指示に従って、2Dマーカ15を移動先の座標に移動させて表示部8に表示させ、また、2Dマーカ15を拡大又は縮小させて表示部8に表示させる。

【0054】

ここで、画像に重畳されて表示される2Dマーカの形状や、画像上での移動の制限について図3から図5を参照しつつ説明する。図3から図5は、C面画像に重畳された2Dマーカの表示例を示すモニタ画面の図である。

【0055】

ここでは、診断部位を心臓とし、C面画像上に2Dマーカを表示する場合について説明する。3Dスキャンを行うことによりボクセルデータ（ボリュームデータ）が生成され、画像処理部6はそのボクセルデータに基づいて、操作者によって指定されたC面に沿った画像データ（C面画像データ）を生成する。なお、操作者は操作部9を用いて2次元超音波プローブ2のからの距離（深さ）を指定することで、C面の位置を指定することができる。表示制御部7は画像処理部6からC面画像データを受けると、2Dマーカ記憶部11から2Dマーカデータを読み込んで、C面画像に2Dマーカを重畳させて表示部8に表示させる。

【0056】

図3(a)に示すように、表示制御部7は、表示部8のモニタ画面8a上に心臓のC面画像14を表示させるとともに、そのC面画像14上に所定の範囲を表す2Dマーカ15を重ねて表示させる。

【0057】

10

20

30

40

50

図3に示す例においては、2Dマーカ15は極座標系に従って移動、拡大及び縮小が可能となっている。換言すると、2Dマーカ15の移動、拡大及び縮小は、極座標上の移動、拡大及び縮小に制限されている。ここで、中心Oを極座標系の中心点とする。2Dマーカ15はこの中心Oを中心として、極座標系に従ってr方向（半径方向）及びθ方向（円周方向）に移動可能となっている。また、2Dマーカ15は、r方向及びθ方向に拡大又は縮小可能となっている。この例においては、2Dマーカ15は扇型の形状をなしている。

**【0058】**

図3(b)に示すように、2Dマーカ15は、r方向（半径方向）についてはr1方向とr1方向の反対方向であるr2方向に拡大又は縮小可能となっており、θ方向（円周方向）についてはθ1方向とθ1方向の反対方向であるθ2方向に拡大又は縮小可能となっている。この拡大及び縮小によって、扇型の2Dマーカ15の形状を変形させることが可能となっている。

10

**【0059】**

2Dマーカ15の移動、拡大及び縮小の操作は、操作部9に設置されているポインティングデバイスやマウスなどを用いて行われる。表示制御部7は、操作部9の指示に従って、2Dマーカ15を移動先の座標に移動させて表示部8に表示させ、また、2Dマーカ15を拡大又は縮小させて表示部8に表示させる。このとき、2Dマーカ15の移動、拡大及び縮小は、極座標上での移動、拡大及び縮小に制限される。

**【0060】**

以上のように、表示部8にC面画像を表示することで、実空間である3次元空間の奥行きを把握することができるため、そのC面画像上に3次元関心領域(3DROI)を決定する際の基準となる2Dマーカを表示させることにより、奥行き方向について適切に所望の関心領域の位置を指定することが可能となる。

20

**【0061】**

また、2Dマーカ15の操作を極座標系に従って移動及び変形可能とすることにより、心臓の形状に2Dマーカ15の形状を簡便に一致させることができる。例えば、図3(b)に示すように、心臓の一部分14aである冠動脈は、C面画像では円形状に近い形状となっている。2Dマーカ15は極座標系に制限されて移動可能であり、また、r1方向、r2方向、θ1方向及びθ2方向に制限されて拡大及び縮小可能であるため、円形状に近い心臓の一部分14a(冠動脈)に、2Dマーカ15の形状を一致させやすくなる。

30

**【0062】**

例えば、扇型の形状をなす2Dマーカ15の拡大及び縮小の操作を極座標系に制限し、2Dマーカ15をr方向及びθ方向に拡大又は縮小することにより、2Dマーカ15の形状を心臓の一部分14a(冠動脈)の形状に一致させやすくなる。また、移動の方向についてもr方向又はθ方向に制限することにより、心臓の一部分14a(冠動脈)の形状に沿って2Dマーカ15を移動させることが可能となるため、所望の部位に2Dマーカ15を移動させやすくなる。

**【0063】**

このように、2Dマーカ15の移動及び変形の操作が、極座標の座標系に制限されることで、利き手ではない手であってもそのような移動及び変形のための操作が容易になる。自由に2Dマーカ15の移動及び変形が可能の場合よりも、ある程度、移動方向及び形状変化に制限があった方が操作者にとって操作しやすい。特に、聞き手ではない片手で操作する場合は、その効果は顕著になる。このとき、2Dマーカ15の移動及び変形の方向が、診断部位の形状に沿って移動及び変形可能であれば、さらに操作しやすくなる。上述したように、心臓、特に冠動脈の場合は、2Dマーカ15の移動及び変形を極座標系に制限することで、冠動脈の形状に2Dマーカ15の形状を一致せやすくなるため、関心領域の設定を簡便に行うことが可能となる。

40

**【0064】**

また、2Dマーカに移動及び変形の基準となる極座標系の中心Oは、任意の方向に移動

50

可能となっている。例えば、図4に示すように、中心OをC面画像14上で平行移動させて中心O1にすることができる。この場合、移動先の中心O1が新たな極座標系の中心となり、新たな極座標系に従って2Dマーカ15は移動及び変形が可能となる。極座標系の中心Oの移動は、操作者が操作部9を用いて指示することができる。表示制御部7は、新たな中心O1を中心とした極座標系に従って2Dマーカ15を表示部8に表示させ、移動及び形状変化の指示に従って2Dマーカ15を移動及び形状変化させて表示部8に表示させる。

**【0065】**

また、2Dマーカを直交座標系上で移動、拡大及び縮小させても良い。2Dマーカを直交座標系上で移動及び変形させる場合について図5を参照しつつ説明する。図5(a)及び(b)に示すように、2Dマーカ16は矩形状の形状を有している。そして、互いに直交するX方向及びY方向に移動可能となっている。また、2Dマーカ16は、X方向及びY方向に拡大又は縮小可能となっている。このように2Dマーカ16は、直交座標系に制限されて移動、拡大及び縮小が可能となっている。

10

**【0066】**

2Dマーカ16の移動、拡大及び縮小の操作は、操作部9に設置されているポインティングデバイスやマウスなどを用いて行われる。表示制御部7は、操作部9の指示に従って、2Dマーカ16を移動先の座標に移動させて表示部8に表示させ、また、2Dマーカ16を拡大又は縮小させて表示部8に表示させる。このとき、2Dマーカ16の移動、拡大及び縮小は、直交座標上での移動、拡大及び縮小に制限される。

20

**【0067】**

2Dマーカ15又は2Dマーカ16を表示部8のモニタ画面8a上で所望の位置に移動させ、そして、2Dマーカ15又は2Dマーカ16の形状及び大きさを、観察したい診断部位の形状及び大きさに合わせると、操作者は操作部9に設定されている確定ボタンを押下する。これにより、3次元関心領域(3DROI)を決定する際の基準となるマーカ(範囲)が決定され、表示制御部7は、2Dマーカの位置(座標)を示す情報を3DROI決定部12に出力するとともに、2Dマーカの形状及び大きさを示す情報を3DROI決定部12に出力する。

**【0068】**

3DROI決定部12は、決定された2Dマーカの位置(座標)、形状及び大きさを示す情報を表示制御部7から受けると、その情報に基づいて3次元関心領域(3DROI)の範囲を決定する。この決定に用いられる情報が、ROI設定情報記憶部13に予め記憶されている。ROI設定情報記憶部13には、3次元関心領域の高さを示す情報と、3次元関心領域の形状を示す情報が記憶されている。高さを示す情報と形状を示す情報は、予め設定されて記憶されている情報であり、操作者が予め任意に設定することができる。

30

**【0069】**

3DROI決定部12は、表示制御部7から出力された2Dマーカが占める範囲を断面とする3次元関心領域(3DROI)を決定する。例えば、3DROI決定部12は、2Dマーカが占める範囲を断面とし、予め設定されてROI設定情報記憶部13に記憶されている高さ情報を3次元関心領域の高さとし、予め設定された形状に合わせて3次元関心領域を決定する。

40

**【0070】**

ここで、2Dマーカに基づく3次元関心領域(3DROI)の決定手法について図6を参照しつつ説明する。図6は、2次元超音波プローブがスキャンする実空間を示す図であって、2Dマーカの形状及び大きさに基づいて3次元関心領域(3DROI)を決定するための処理を説明するための模式図である。

**【0071】**

ここでは、極座標系上で2Dマーカが設定された場合について説明する。図6(a)及び(b)に3次元関心領域(3DROI)の一例を示す。図6(a)に示す3次元関心領域(3DROI)18、及び、図6(b)に示す3次元関心領域(3DROI)19は、

50

操作者によって決定された2Dマーカ15が占める範囲を底面17としている。2次元超音波プローブ2から底面17までの距離(深さ)は、2次元超音波プローブ2からC面までの距離(深さ)に等しい。2次元超音波プローブ2からC面までの距離(深さ)は、C面画像を生成するとき操作者によって指定されるパラメータである。

【0072】

設定された2Dマーカ15の形状が扇型の形状をなしているため、3次元関心領域(3DROI)18及び19の底面17も扇型の形状をなしている。また、3次元関心領域(3DROI)18及び19の高さを高さhとしている。2Dマーカの位置、形状及び大きさを示す情報は、上述したように表示制御部7から3DROI決定部12に出力され、高さhを示す情報はROI設定情報記憶部13に予め記憶されている。

10

【0073】

そして、3DROI決定部12は、ROI設定情報記憶部13に予め記憶されている3次元関心領域の形状を示す情報に従って、3次元関心領域(3DROI)18及び19の形状を決定する。

【0074】

図6(a)に示す3次元関心領域(3DROI)18は、円錐状の形状に沿った形状をなし、図6(b)に示す3次元関心領域(3DROI)19は、柱状の形状に沿った形状をなしている。

【0075】

例えば、ROI設定情報記憶部13に円錐状の形状を示す情報を予め記憶させていた場合、3DROI決定部12は、その円錐状の形状を示す情報に従って、求めるべき関心領域の範囲を、図6(a)に示す3次元関心領域(3DROI)18に決定する。2Dマーカ15の形状が扇型をなしているため、3次元関心領域(3DROI)18の底面17の形状は扇型となり、さらに、高さ方向における任意の位置の断面も扇型となっている。つまり、3次元関心領域(3DROI)18の断面の形状は、扇型の相似形を保っている。また、円錐状の形状条件に従って、3次元関心領域(3DROI)18は、2次元超音波プローブ2に近づくにつれて断面積が徐々に小さくなっている。

20

【0076】

一方、ROI設定情報記憶部13に柱状の形状を示す情報を予め記憶させていた場合、3DROI決定部12は、その柱状の形状を示す情報に従って、求めるべき関心領域の範囲を、図6(b)に示す3次元関心領域(3DROI)19に決定する。この3次元関心領域(3DROI)19は、柱状の形状を示す情報に従って決定されているため、任意の高さにおける断面の形状は底面17の形状と同じ扇型をなし、高さによって断面の形状は変わらず柱状の領域となっている。

30

【0077】

また、図5に示すように、直交座標系で表される2Dマーカ16により所望の位置を指定した場合も、3DROI決定部12は、2Dマーカ16の形状及び大きさと、ROI設定情報記憶部13に記憶されている高さ及び形状を示す情報とに基づいて、3次元関心領域(3DROI)の形状及び大きさを決定する。この場合、2Dマーカ16の形状は矩形形状となっているため、3DROI決定部12は、その矩形の範囲を底面とする直方体又は立方体の形状からなる領域を3次元関心領域(3DROI)と決定する。

40

【0078】

以上のように、3次元関心領域(3DROI)の範囲が決定すると、3DROI決定部12は、決定した3次元関心領域の座標を示す情報を送受信部3に出力するとともに、3次元関心領域の形状及び大きさを示す情報を送受信部3に出力する。

【0079】

送受信部3は、3DROI決定部12から出力された、3次元関心領域(3DROI)の座標情報、形状及び大きさを示す情報を受けて、その座標に対応する位置にある3次元の関心領域が占める範囲に対して超音波の送受信を行うように、2次元超音波プローブ2の制御を行なう。例えば、CFMモードでスキャンを行なうことによりカラーフローマッ

50

ピングデータ（CFM画像データ）が得られ、3次元関心領域内にある血管の立体的なカラー画像が得られる。

【0080】

2次元超音波プローブ2は、送受信部3の制御に従って上記の位置にある部位に対して超音波を送信し、反射を受信して送受信部3に送る。このスキャンにより、3次元関心領域（3DROI）内の画像データが収集される。例えば、CFMモードでスキャンすることにより、カラーフローマッピングデータ（CFM画像データ）が収集され、3次元関心領域内にある血管の立体的なカラー画像が得られる。

【0081】

例えば3次元関心領域として、図6（a）及び（b）に示す3次元関心領域（3DROI）18又は19が決定された場合、CFMモードでスキャンすることにより、CFM画像データが収集され、3次元関心領域（3DROI）18又は19内にある血管の立体的なカラー画像が得られる。

10

【0082】

なお、上記の例では、2Dマーカの範囲を3次元関心領域（3DROI）の底面としたが、任意の位置における断面としても良い。この場合、3次元関心領域（3DROI）の高さが全体として高さhとなれば良い。例えば、2Dマーカが占める範囲を、3次元関心領域（3DROI）の中心の断面としても良い。

【0083】

また、C面画像に、C面上に設定される所定の範囲を表す2Dマーカを重畳させた場合について説明したが、C面画像以外の画像上に、C面上に設定される所定の範囲を表す2Dマーカを表示しても良い。例えば、C面画像に直交する断層像上に2Dマーカを表示して2Dマーカの位置、形状及び大きさを決定しても良い。この場合の表示例について図7を参照しつつ説明する。図7は、断層像に重畳された2Dマーカの表示例を示すモニタ画面の図である。

20

【0084】

ここでは、図12に示す2次元スキャン面32に沿った面の断層像上に2Dマーカを表示させる。この2次元スキャン面32は2次元超音波プローブ2の直下にあるスキャン面であり、実空間の3次元空間内においてC面に直交する平面である。

【0085】

例えば、2次元スキャン面32上をBモードで2Dスキャンすることにより、その面のBモード断層像データを生成する。表示制御部7は、DSC5からBモード断層像データを受けると、2Dマーカ記憶部11から2Dマーカデータを読み込んで、Bモード断層像に2Dマーカを重畳させて表示部8に表示させる。

30

【0086】

また、3Dスキャンを行なった場合は、得られたボリュームデータに基づいて、画像処理部6が2次元スキャン面32に沿った面のBモード断層像データを生成し、表示制御部7に出力する。表示制御部7は画像処理部6からBモード断層像データを受けると、2Dマーカ記憶部11から2Dマーカデータを読み込んで、Bモード断層像に2Dマーカを重畳させて表示部8に表示させる。

40

【0087】

図7（a）に示すように、表示制御部7は、断層像20を表示部8のモニタ画面8a上に表示させる。この断層像20は、実空間においてC面に直交する面に沿った2次元画像である。表示制御部7は、この断層像20にC面を表す面21と2Dマーカ22を重畳させて表示させる。

【0088】

2Dマーカ22は、実空間におけるC面上に設定される所定の範囲を表すマーカである。C面と断層像20とは直交するため、C面上に設定される所定の範囲を表す2Dマーカを断層像に重ねて表示するために、C面を表す面と2Dマーカを斜めにして断層像20に重ねて表示させる。

50

## 【 0 0 8 9 】

このように斜めに表示されたC面と2Dマーカの例を図7(a)に示す。図7(a)に示す面21は、実空間におけるC面を斜めに表示した面であり、2Dマーカ22は、実空間におけるC面上に設定される所定の範囲を表すマーカである。表示制御部7は、傾斜したC面を表す面21上に2Dマーカ22を表示部8に表示させる。C面を表す傾斜した面21の面データと、傾斜した2Dマーカの2Dマーカデータは、予め設定されて2Dマーカ記憶部11に記憶されている。表示制御部7は、Bモード断層像データを受けると、2Dマーカ記憶部11から面データと2Dマーカデータを読み出して、断層像にC面を傾斜して表す面と傾斜した2Dマーカとを重畳させて表示部8に表示させる。また、面21の中心の位置が実空間におけるC面の2次元超音波プローブ2からの距離(深さ)に対応する。C面の位置が操作者によって指定されると、表示制御部7は、指定された位置に面21を表示させる。

10

## 【 0 0 9 0 】

面21は、操作者が操作部9を用いることによって、断層像20上で上下方向及び左右方向に移動可能となっている。この面21の位置は、実空間上におけるC面の位置を表しているため、面21を上下方向に移動させることにより、2次元超音波プローブ2からC面までの距離(深さ)を変えることが可能となる。これにより、2次元超音波プローブ2からC面までの距離(深さ)を指定することができる。

## 【 0 0 9 1 】

また、2Dマーカ22は、傾斜して表示されている面21内に制限されて移動、拡大及び縮小が可能となっている。このとき、2Dマーカ22は、中心O2を中心とした極座標の座標系に従って移動、拡大及び縮小が可能となっている。なお、2Dマーカは、直交座標系に従って移動、拡大及び縮小が可能であっても構わない。

20

## 【 0 0 9 2 】

以上のように、断層像20上にC面を表す面21と2Dマーカ22とを表示することにより、2次元超音波プローブ2から指定されたC面までの距離(深さ)を操作者は視覚的に認識することができるため、3次元空間に設定される関心領域の深さ方向の位置を直感的に把握することが可能となる。

## 【 0 0 9 3 】

そして、操作者は、面21を断層像20上で上下方向及び左右方向に移動させて実空間上におけるC面の位置を決定し、さらに、2Dマーカ22を極座標系に従って所望の位置に移動させ、さらに2Dマーカ22の形状を極座標系に従って変形させて所望の診断部位の形状に一致させる。このように2Dマーカ22によって所定の範囲が指定されることで、求めるべき3次元関心領域(3DROI)の断面が決定される。

30

## 【 0 0 9 4 】

また、表示制御部7は、図7(b)に示すように、C面を表す面23とその面23内で移動などが可能な2Dマーカを縮小させて表示部8に表示させても良い。この場合も、面23は断層像20上で上下方向及び左右方向に移動可能となっている。

## 【 0 0 9 5 】

以上のように断層像20上に2Dマーカを表示させて所望の位置を指定した場合も、C面画像上に2Dマーカを表示させた場合と同様に、3次元関心領域(3DROI)を簡便に決定することが可能である。斜めに表示された面21の中心の位置が、実空間上における2次元超音波プローブ2からC面までの距離(深さ)を示しており、斜めに表示された2Dマーカ22の形状及び大きさが3次元関心領域(3DROI)の断面の形状及び大きさとなる。3DROI決定部12は、例えば、2Dマーカ22が占める範囲を底面とし、ROI設定情報記憶部13に記憶されている高さ情報に従って、3次元関心領域(3DROI)を決定する。このとき、3DROI決定部12は、ROI設定情報記憶部13に記憶されている形状を示す情報に従って、3次元関心領域(3DROI)の形状を決定する。例えば、極座標系に従って2Dマーカが決定された場合は、円錐状又は柱状の形状に従って3次元関心領域(3DROI)の形状が決定される。

40

50

## 【0096】

なお、C面画像又は断層像以外の3次元画像などに2Dマーカを重畳して表示させ、その3次元画像などを観察しながら2Dマーカを移動及び形状変化させることにより、3次元関心領域(3DROI)を決定する際の基準の面を決定しても良い。

## 【0097】

超音波診断装置1は図示しない制御部を備えている。制御部は、超音波診断装置1の各部に接続され、超音波診断装置1の各部を制御する。また、制御部にはROM又はRAMなどのメモリからなる記憶装置(図示しない)が接続されている。その記憶装置には、超音波診断装置1の各部を制御するための制御プログラムが記憶されている。制御部は例えばCPUで構成され、記憶装置に記憶されている制御プログラムを実行することにより、超音波診断装置1の各部を制御して、送受信部3の機能、信号処理部4の機能、DSC5の機能、画像処理部6の機能、表示制御部7の機能、及びROI設定部10の機能を実行させる。操作部9で入力された情報又は命令は制御部に出力され、制御部はその命令に従って処理を行う。

10

## 【0098】

(作用)

次に、この発明の実施形態に係る超音波診断装置1の動作について、図2を参照しつつ説明する。図2は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の動作を順番に示すフローチャートである。ここでは、被検体の心臓を映像化する場合について説明する。

## 【0099】

まず、超音波診断装置1によりBモードで2Dスキャンを行なって、2次元のBモード断層像を表示部8に表示し、所望の診断部位(この例では心臓)の位置を探索する。このとき、図12に示す2次元スキャン面32をスキャンすることで、Bモード断層像データを収集し、そのデータに基づく断層像を表示部8に表示する。

20

## 【0100】

そして、所望の診断部位(心臓)の位置に2次元超音波プローブ2を移動し、超音波診断装置1により3Dスキャンを実行して、被検体内のボリュームデータを収集する(ステップS01)。具体的には、送受信部3は2次元超音波プローブ2に電気信号を供給して超音波を発生させ、被検体内に超音波を送信させる。例えば、図11(a)及び(b)に示すように、送受信部3は3次元スキャン領域30や3次元スキャン領域31などの3次元空間内を2次元超音波プローブ2に走査(スキャン)させる。

30

## 【0101】

DSC5は、信号処理部4から出力された信号処理後のデータに基づいてボクセルデータ(ボリュームデータ)を生成し、そのボクセルデータを画像処理部6に出力する。

## 【0102】

画像処理部6は、DSC5からボクセルデータを受けると、操作者によって決定された手法によって画像処理を施す。ここでは、C面画像データを生成する場合について説明する。C面画像データを生成する場合、操作者は操作部9を用いてC面の位置を指定する。具体的には、2次元超音波プローブ2からの距離(深さ)を指定する。画像処理部6は、ボクセルデータに基づいて、操作者によって指定されたC面に沿った画像データ(C面画像データ)を生成する(ステップS02)。このC面画像データは表示制御部7に出力され、表示制御部7はそのC面画像データに基づくC面画像を表示部8に表示させる。

40

## 【0103】

このとき表示制御部7は、2Dマーカ記憶部11に記憶されている2Dマーカデータを読み込んで、C面画像に2Dマーカを重畳させて表示部8に表示させる(ステップS03)。この2Dマーカは、実空間のC面上に設定される所定の範囲を示すマーカであり、C面上で移動、拡大及び縮小が可能となっている。図3に示すように、表示制御部7は、C面画像14上に2Dマーカ15を重ねて表示部8に表示させる。ここでは、2Dマーカ15は極座標系に従って移動、拡大及び縮小が可能である。なお、図5に示すように、直交座標系に従って2Dマーカを移動、拡大及び縮小させても良い。

50

## 【0104】

そして、表示部8のモニタ画面8a上に2Dマーカ15を表示させている状態で、操作者が操作部9のマウスなどを用いて観察したい部位に2Dマーカ15を移動させ、その観察したい部位の形状に2Dマーカ15の形状及び大きさを合わせる(ステップS04)。

## 【0105】

例えば、心臓を映像化する場合、図3(b)に示すように心臓の一部分14a(冠動脈)の形状は円形状となっているため、極座標系に従って2Dマーカ15を移動、拡大又は縮小させることにより、2Dマーカ15をその心臓の一部分14a(冠動脈)の形状に一致させやすくなる。特に、利き手で2次元超音波プローブ2を持って検査を行っている最中に、もう一方の手で関心領域の設定を行う場合は、2Dマーカ15の移動などが極座標系に制限されることで、簡便に関心領域の形状や位置などを設定することができる。

10

## 【0106】

そして、操作者が操作部9に設定されている確定ボタンを押すことにより、2Dマーカ15の位置、形状及び大きさが確定される。この確定された2Dマーカの位置(座標)、形状及び大きさを示す情報が、表示制御部7から3DROI決定部12に出力される。

## 【0107】

3DROI決定部12は表示制御部7から2Dマーカの位置(座標)、形状及び大きさを示す情報を受けると、2Dマーカの形状及び大きさに基づいて、目的とする3次元の関心領域(3DROI)の形状及び大きさを決定する(ステップS05)。

## 【0108】

3DROI決定部12は、ROI設定情報記憶部13から3次元関心領域の高さ情報、及び形状を示す情報を読み込み、それらの情報と2Dマーカの位置、形状及び大きさを示す情報とに基づいて3次元関心領域(3DROI)の範囲を決定する。

20

## 【0109】

例えば図6(a)に示すように、3DROI決定部12は、設定された2Dマーカが占める面を底面17とし、高さを予め設定された高さhとする。さらに、形状を円錐状に沿った形状とする。そして、3DROI決定部12は、底面17、その底面17から高さhの位置にある上面、及び側面で囲まれる範囲を3次元関心領域(3DROI)18と決定する。操作者により指定された2Dマーカの形状は扇型であるため、底面17も扇型の形状をなしている。また、円錐状の形状に従って3次元関心領域(3DROI)が形成されるため、相似形を保って2次元超音波プローブ2に近づくほど徐々に断面積が小さくなっている。

30

## 【0110】

そして、3DROI決定部12は、決定した3次元関心領域(3DROI)18の位置(座標)、形状及び大きさを示す情報を送受信部3に出力する。3次元関心領域の形状を柱状として、図6(b)に示す柱状の3次元関心領域(3DROI)19が決定された場合も、その3次元関心領域(3DROI)19の位置(座標)、形状及び大きさを示す情報が送受信部3に出力される。

## 【0111】

送受信部3は、3DROI決定部12から3次元関心領域(3DROI)18又は19の座標、形状及び大きさを示す情報を受けると、2次元超音波プローブ2にその3次元関心領域内をスキャンさせる(ステップS06)。例えば、CFMモードでスキャンすることにより、カラーフローマッピングデータ(CFM画像データ)が収集され、3次元関心領域(3DROI)18又は19内にある血管の立体的なカラー画像が得られる。そして、表示制御部7は、この3Dスキャンによって得られた画像データに基づく画像を表示部8に表示させる(ステップS07)。

40

## 【0112】

従来技術と同様に、3Dスキャンにより得られたデータをCFM処理部43で処理することにより、カラードプラ画像データ(カラーフローマッピングデータ)を生成し、表示部8にカラードプラ画像(カラーフローマッピングデータ)を表示する。CFM画像デー

50

タによると、3次元関心領域内の血管のカラー画像が立体的に表示されることになる。

【0113】

以上のように、C面画像上に、実空間のC面上に設定される所定の範囲を示す2Dマーカを表示し、その2Dマーカによって3次元関心領域(3DROI)の断面を指定することにより、3次元空間の奥行き方向の把握が容易になり、さらに、2次元画面上で2次元のマーカを設定すれば済むため、簡便に3次元関心領域(3DROI)を設定することが可能となる。

【0114】

また、2Dマーカの移動及び変形の操作が、極座標の座標系に制限されているため、利き手ではない手であってもその移動及び変形のための操作が容易になる。さらに、心臓のように円形状の診断部位を撮像する場合は、2Dマーカの移動及び変形を極座標系に制限することで、円形状の診断部位の形状に2Dマーカの形状を一致させやすくなり、関心領域の設定が更に簡便になる。

10

【0115】

上記の例においては、操作者によって指定された2Dマーカの範囲を3次元関心領域(3DROI)の底面としたが、3次元関心領域(3DROI)の任意の断面としても良い。例えば、指定された2Dマーカが占める範囲を、3次元関心領域(3DROI)の深さ方向における中心の断面としても良い。この場合、深さ方向における断面の位置は、予め設定された高さhの中心の位置( $h/2$ )になる。このように3次元関心領域(3DROI)を決定しても、操作者は2Dマーカによって所望の位置を指定すれば良いため、簡便に3次元関心領域を設定することができる。

20

【0116】

また、図7に示すように、C面と直交する断層像20上にC面と2Dマーカとを斜めに表示し、斜めに表示された2Dマーカによって3次元関心領域を決定する際の基準となる範囲を決定しても、同じ作用及び効果を奏することができる。断層像20上にC面を表示することで、2次元超音波プローブ2から指定されたC面までの距離(深さ)を操作者は認識することができるため、3次元空間に設定される関心領域の深さ方向の位置を直感的に把握することが可能となる。

【0117】

また、この実施形態では極座標系に従った2Dマーカに基づいて3次元関心領域(3DROI)を決定する場合について説明したが、図5に示すように、直交座標系に従った2Dマーカに基づいても簡便に3次元関心領域を設定することができる。この場合も、2Dマーカが占める範囲を底面(断面)とし、ROI設定情報記憶部13に予め記憶されている高さ情報と、形状を示す情報とに従って、3次元関心領域(3DROI)の形状及び大きさを決定する。この場合、直交座標系に従って決定される2Dマーカの形状は矩形状をなしているため、その2Dマーカが占める範囲を底面(断面)とすると、3次元関心領域(3DROI)の形状は直方体や立方体などになる。

30

【0118】

なお、極座標系に従って表示部8に2Dマーカを表示させて、2Dマーカの位置、形状及び大きさを決定し、その2Dマーカが占める範囲を基準として3次元関心領域(3DROI)を決定する場合であって、極座標系に従って2次元超音波プローブ2が3次元空間内をスキャンする場合は、設定された3次元関心領域の座標系とスキャンの座標系とが一致しているため、3DROI決定部12から送受信部3に出力する3次元関心領域の座標を座標変換する必要がない。これと同様に、直交座標系に従って表示部8に2Dマーカを表示させて、2Dマーカの位置、形状及び大きさを決定し、その2Dマーカが占める範囲を基準として3次元関心領域(3DROI)を決定する場合であって、直交座標系に従って2次元超音波プローブ2が3次元空間内をスキャンする場合は、3次元関心領域の座標を座標変換する必要がない。

40

【0119】

これに対して、極座標系に従って表示部8に2Dマーカを表示させて、2Dマーカの位

50

置、形状及び大きさを決定し、その2Dマーカが占める範囲を基準として3次元関心領域(3DROI)を決定する場合であって、直交座標系に従って2次元超音波プローブ2が3次元空間内をスキャンする場合は、設定された3次元関心領域の座標系とスキャンの座標系とが一致していないため、3次元関心領域の座標を座標変換する必要がある。これと同様に、直交座標系に従って表示部8に2Dマーカを表示させて、2Dマーカの位置、形状及び大きさを決定し、その2Dマーカが占める範囲を基準として3次元関心領域(3DROI)を決定する場合であって、極座標系に従って2次元超音波プローブ2が3次元空間内をスキャンする場合は、設定された3次元関心領域の座標系とスキャンの座標系が一致しないため、3次元関心領域の座標を座標変換する必要がある。

#### 【0120】

ここで、2Dマーカを設定する際の座標系と実際のスキャンの座標系との関係について図8及び図9を参照しつつ説明する。図8及び図9は、2次元超音波プローブから見た(トップビュー)図であって、2Dマーカの座標系とスキャンの座標系との関係を説明するための図である。

#### 【0121】

まず、3DROI決定部12で決定された3次元関心領域の座標系と実際のスキャンの座標系とが一致する場合について図8を参照しつつ説明する。図8(a)に、極座標系に従ってスキャンを行ない、さらに、極座標系に従って2Dマーカを設定する場合における、座標系の関係を示す。例えば、図11(b)に示すように、超音波ビームを主走査方向X(半径方向)に走査し、さらに円周方向を副走査方向Yとして走査することで、円錐状の3次元スキャン領域31内をスキャンする。2次元超音波プローブ2から見た場合、このスキャンの範囲は、図8(a)に示すように、円形状のスキャン範囲24となる。このスキャンの座標系は極座標系で表される。また、2Dマーカ15の設定も極座標系で表されるため、これらの座標系は一致し、極座標系で設定した3次元関心領域の座標を座標変換する必要がない。

#### 【0122】

また、図8(b)に、直交座標系でスキャンを行ない、さらに、直交座標系に従って2Dマーカを設定する場合における、座標系の関係を示す。例えば、図11(a)に示すように、超音波ビームを主走査方向Xに走査し、さらに主走査方向Xに直交する方向を副走査方向Yとして走査することで、3次元スキャン領域30内をスキャンする。2次元超音波プローブ2から見た場合、このスキャンの範囲は、図8(b)に示すように、矩形状のスキャン範囲25となる。このスキャンの座標系は直交座標系で表される。また、2Dマーカ16の設定も直交座標系で表されるため、これらの座標系は一致し、直交座標系で設定した3次元関心領域の座標を座標変換する必要がない。

#### 【0123】

次に、3DROI決定部12で決定された3次元関心領域の座標系と実際のスキャンの座標系とが一致しない場合について図9を参照しつつ説明する。図9(a)に、直交座標系でスキャンを行ない、極座標系に従って2Dマーカを設定する場合の、座標系の関係を示す。例えば、図11(a)に示すように3次元スキャン領域30内をスキャンする場合、2次元超音波プローブ2から見た場合、このスキャンの範囲は、図9(a)に示すように、矩形状のスキャン範囲25となる。このスキャンの座標系は直交座標系で表される。これに対して、2Dマーカ15の設定は極座標系で表されるため、これらの座標系は一致せず、極座標系で設定した3次元関心領域の座標を直交座標系に変換する必要がある。

#### 【0124】

この場合、3DROI決定部12が、表示制御部7から2Dマーカの座標、形状及び大きさを示す情報を受けたときに、極座標系で2Dマーカが設定された場合は、所定の変換式に従って座標を極座標系から直交座標系に変換して、変換後の3次元関心領域(3DROI)の座標、形状及び大きさを示す情報を送受信部3に出力する。

#### 【0125】

また、図9(b)に、極座標系に従ってスキャンを行ない、直交座標系に従って2Dマ

10

20

30

40

50

一カを設定する場合の、座標系の関係を示す。例えば、図 11 (b) に示すように円錐状の 3 次元スキャン領域 31 内をスキャンする場合、2 次元超音波プローブ 2 から見た場合、このスキャンの範囲は、図 9 (b) に示すように、円形状のスキャン範囲 24 となる。このスキャンの座標系は極座標系で表される。これに対して、2 D マーカ 16 の設定は直交座標系で表されるため、これらの座標系は一致せず、直交座標系で設定した 3 次元関心領域の座標を極座標系に変換する必要がある。

【0126】

この場合、3 D R O I 決定部 12 が、表示制御部 7 から 2 D マーカの座標、形状及び大きさを示す情報を受けたときに、直交座標系で 2 D マーカが設定された場合は、所定の変換式に従って座標を直交座標系から極座標系に変換して、変換後の 3 次元関心領域 (3 D R O I) の座標、形状及び大きさを示す情報を送受信部 3 に出力する。

10

【0127】

以上のように、2 D マーカの設定の座標系と、実際のスキャンの座標系とが一致する場合は、3 D R O I 決定部 12 で決定された 3 次元関心領域 (3 D R O I) の座標を座標変換する必要がなく、送受信部 3 はその 3 次元関心領域 (3 D R O I) 内を 2 次元超音波プローブ 2 にスキャンさせる。一方、2 D マーカの設定の座標系と、実施のスキャンの座標系とが一致しない場合は、3 D R O I 決定部 12 で決定された 3 次元関心領域 (3 D R O I) の座標を座標変換し、送受信部 3 は座標変換後の 3 次元関心領域 (3 D R O I) 内を 2 次元超音波プローブ 2 にスキャンさせる。

【図面の簡単な説明】

20

【0128】

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

【図 2】この発明の実施形態に係る超音波診断装置の動作を順番に示すフローチャートである。

【図 3】C 面画像に重畳された 2 D マーカの表示例を示すモニタ画面の図である。

【図 4】C 面画像に重畳された 2 D マーカの表示例を示すモニタ画面の図である。

【図 5】C 面画像に重畳された 2 D マーカの表示例を示すモニタ画面の図である。

【図 6】2 次元超音波プローブがスキャンする実空間を示す図であって、2 D マーカの形状及び大きさに基づいて 3 次元の関心領域 (3 D R O I) を決定するための処理を説明するための模式図である。

30

【図 7】断層像に重畳された 2 D マーカの表示例を示すモニタ画面の図である。

【図 8】2 次元超音波プローブから見た (トップビュー) 図であって、2 D マーカの座標系とスキャンの座標系との関係を説明するための図である。

【図 9】2 次元超音波プローブから見た (トップビュー) 図であって、2 D マーカの座標系とスキャンの座標系との関係を説明するための図である。

【図 10】従来技術に係る一般的な超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 11】2 次元超音波プローブがスキャンする実空間を示す図であって、スキャンする領域を説明するための模式図である。

【図 12】2 次元超音波プローブがスキャンする実空間を示す図であって、3 次元スキャン領域における C 面の位置を説明するための模式図である。

40

【符号の説明】

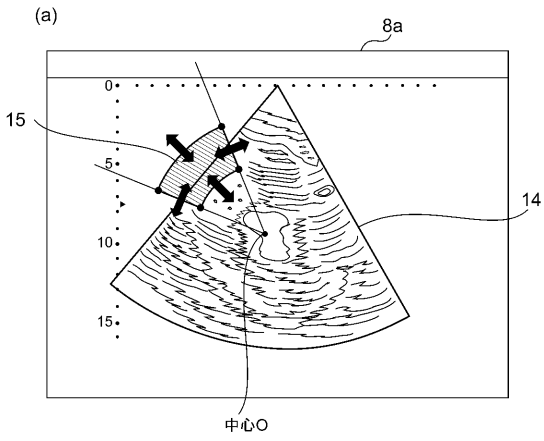
【0129】

- 1 超音波診断装置
- 2 2 次元超音波プローブ
- 3 送受信部
- 4 信号処理部
- 5 D S C
- 6 画像処理部
- 7 表示制御部
- 8 表示部

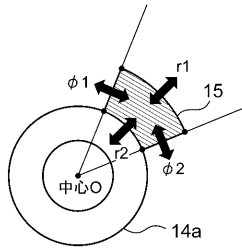
50



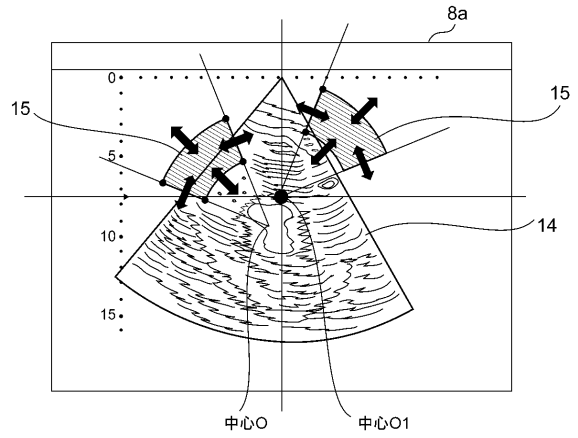
【 図 3 】



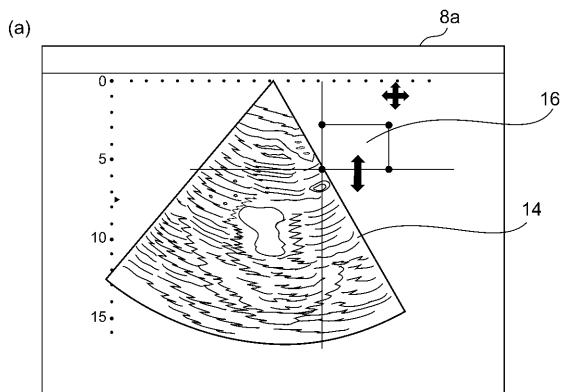
(b)



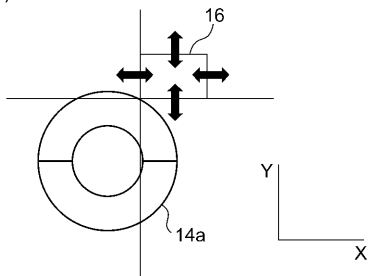
【 図 4 】



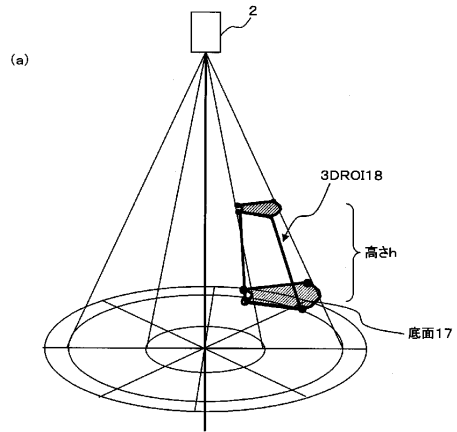
【 図 5 】



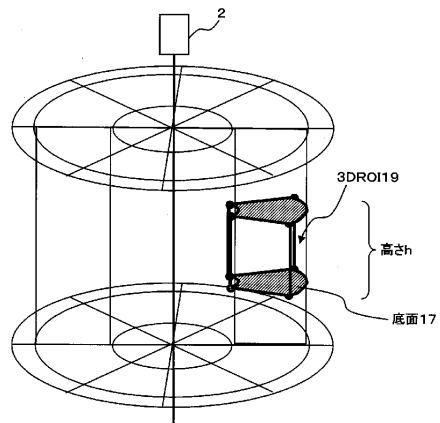
(b)



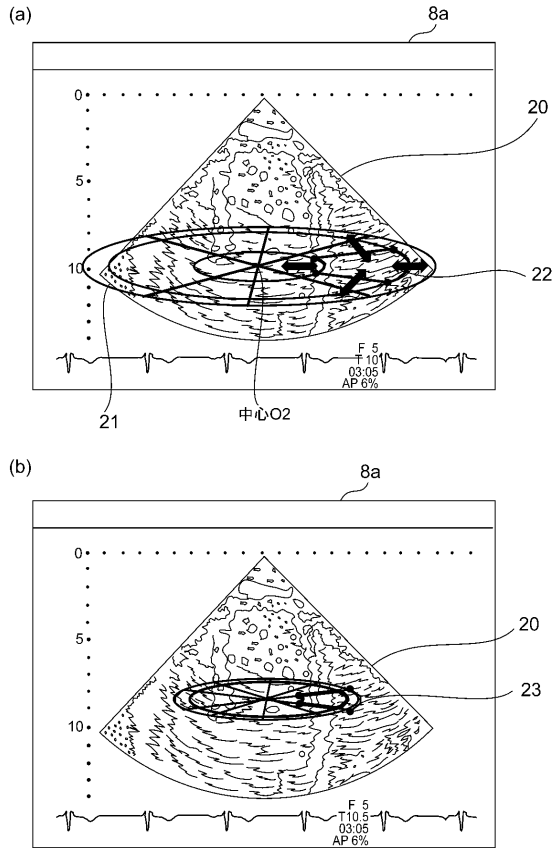
【 図 6 】



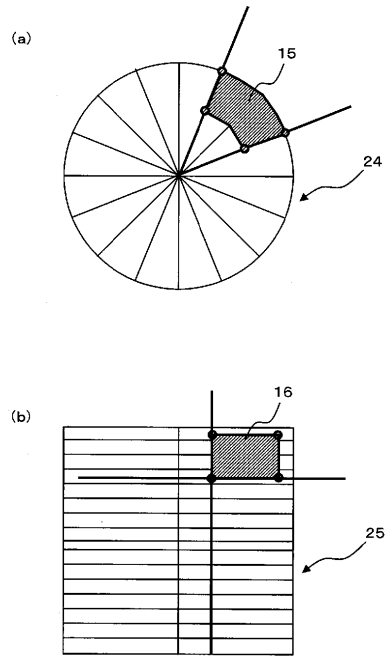
(b)



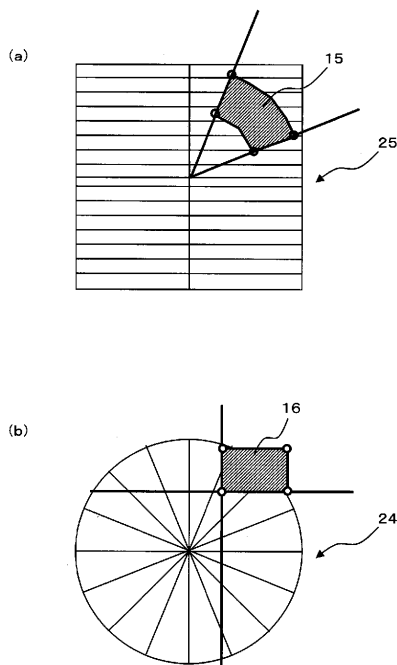
【図7】



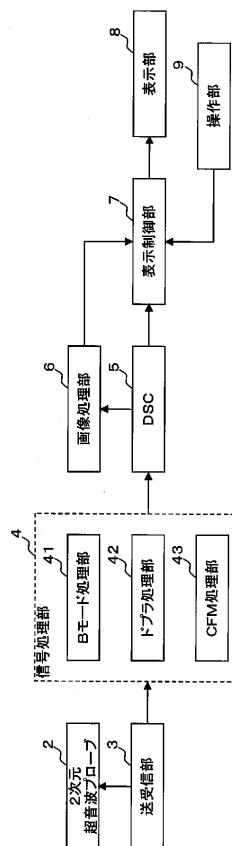
【図8】



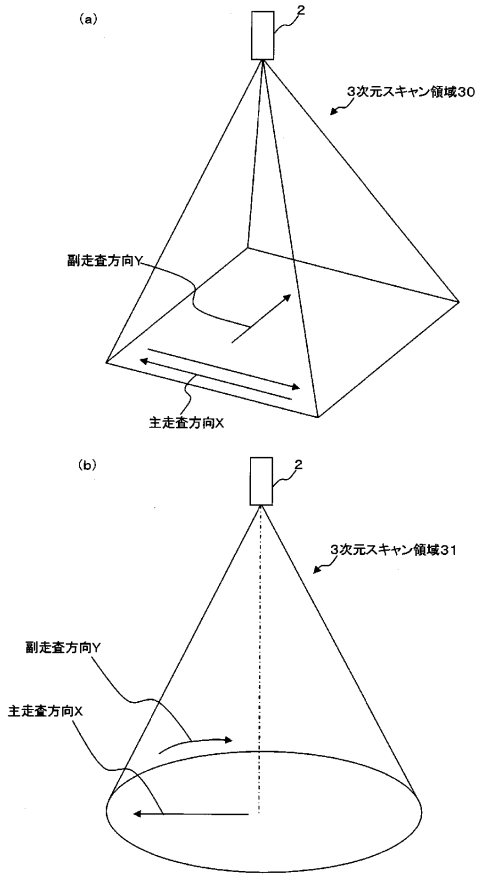
【図9】



【図10】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】

