

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 238890

(P2002 - 238890A)

(43)公開日 平成14年8月27日(2002.8.27)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マコ-ト* (参考)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 9 数)

(21)出願番号 特願2001 - 35351(P2001 - 35351)

(22)出願日 平成13年2月13日(2001.2.13)

(71)出願人 000005821

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006番地

(72)発明者 川端 章裕

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器
産業株式会社内

(74)代理人 100083172

弁理士 福井 豊明

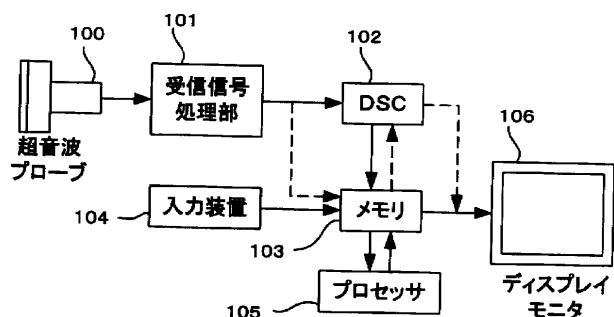
F タ-ム (参考) 4C301 BB02 EE07 EE10 JB21 JB50
KK16 KK30

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 歪みのない3次元画像を高速に生成する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 2次元エコー情報を直交座標系X-Yで表現された2次元画像に変換した後、該直交座標系X-Yの座標軸Yに平行な方向にレイキャスティング演算を施すことで3次元画像を生成する超音波診断装置を前提としている。ここで関心領域として機能する入力装置104は、上記3次元画像生成の対象領域である関心領域を、その境界線と上記レイキャスティング演算方向の直線とが1度または2度交差する限り任意の形状に設定する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 2 次元エコー情報を直交座標系 X - Y で表現された 2 次元画像に変換した後、該直交座標系 X - Y の座標軸 Y に平行な方向にレイキャスティング演算を施すことで 3 次元画像を生成する超音波診断装置において、

上記 3 次元画像生成の対象領域である関心領域を、その境界線と上記レイキャスティング演算方向の直線とが 1 度または 2 度交差する限り任意の形状に設定する関心領域設定手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 上記関心領域が、超音波の音線方向の線分を辺にもつ台形状である請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】 上記 2 次元エコー情報から 2 次元画像への変換と上記レイキャスティング演算とを複数フレーム単位に実行する請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】 上記 2 次元エコー情報から 2 次元画像への変換と上記レイキャスティング演算とを 1 フレーム単位に実行する請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】 2 次元エコー情報を直交座標系 X - Y で表現された 2 次元画像に変換した後、該直交座標系 X - Y の座標軸 Y に平行な方向にレイキャスティング演算を施すことで 3 次元画像を生成する超音波診断装置において、

上記レイキャスティング演算を施す順に上記 2 次元画像を再配置するデータ再配置手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】 上記 2 次元エコー情報から 2 次元画像への変換と上記レイキャスティング演算とを複数フレーム単位に実行する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】 上記 2 次元エコー情報から 2 次元画像への変換と上記レイキャスティング演算とを 1 フレーム単位に実行する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】 本発明は、超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 近年、人体に負担を与えることなく簡便に診断を行えることから、超音波を用いた診断技術が注目を集めている。

【0003】 以下、従来の超音波診断装置の一例として、特開平 09 - 299364 号公報に開示される超音波診断装置の構成を図 8 に従って説明する。

【0004】 まず、超音波を送受信する機能を備えた超音波プローブ 100 によって被検体 111 の断面情報を得る。すなわち、図 10 に示すように、被検体 111 の表面と平行に超音波プローブ 100 を移動させると、この超音波プローブ 100 によって受信された超音波信号

は後段の受信信号処理部 101 によって処理され、1 断面につき 1 フレームの 2 次元エコー情報が生成されるようになっている（図 9、ステップ S101 → S102）。

【0005】 そして、受信信号処理部 101 は、図 11 に示すように、上記のように生成した複数フレーム 1 ~ N の 2 次元エコー情報からなるボリュームデータをメモリ 103 に格納する（図 9、ステップ S103）。

【0006】 次いで、DSC（デジタルスキャンコンバータ）102 は、上記 2 次元エコー情報を画面表示フォーマットに変換してディスプレイモニタ 106 に表示する（図 9、ステップ S104）。これによって、操作者は、上記モニタ 106 を見ながら、3 次元画像生成の対象領域（以下「関心領域」という）の大きさと位置とを、例えばキーボードやマウス等の入力装置 104 を用いて設定する（図 9、ステップ S105）。

【0007】 ここで、超音波プローブ 100 には、コンベックス・セクタ・リニア等の種類がある。すなわち、コンベックスプローブやセクタプローブでは、曲線状に並んだ超音波振動素子を採用しているため、図 12（a）に示すように、超音波の音線が放射される領域は扇形になる。それに対し、リニアプローブでは、直線状に並んだ超音波振動素子を採用しているため、図 12（b）に示すように、超音波の音線が放射される領域は長方形になる。

【0008】 従って、超音波プローブ 100 としてコンベックスプローブやセクタプローブを採用した場合、上記ディスプレイモニタ 106 に表示される画面では、図 13（a）に示すように、超音波データが存在する領域 E1 および操作者が設定する関心領域 E2 は扇形である（ただし、これら領域 E1 および E2 は、内部的なデータ構造でいうと、図 13（b）に示すように長方形である）。

【0009】 次いで、プロセッサ 105 は、ボリュームデータのうち、上記のように設定された関心領域 E2 に含まれるデータをメモリ 103 から読み出す。そして、このデータに対し、ボリュームレンダリング法に基づいて超音波の音線方向にレイキャスティング演算を施すことによって 3 次元画像を生成し、メモリ 103 に書き込む（図 9、ステップ S106）。

【0010】 最後に、DSC 102 は、上記 3 次元画像をメモリ 103 から読み出し、画面表示フォーマットに変換したうえでディスプレイモニタ 106 に表示する（図 9、ステップ S107）。

【0011】

【発明が解決しようとする課題】 上記したように、従来は、複数フレーム 1 ~ N の 2 次元エコー情報からなるボリュームデータに対し、超音波の音線方向にレイキャスティング演算を施すことによって 3 次元画像を生成するのが一般的であった。

【0012】しかしながら、このような手法によると、超音波プローブ100としてコンベックスプローブやセクタプローブを採用した場合、生成される3次元画像に歪みが生じるという問題があった。これは、被検体111の表面に垂直な方向（すなわち、被検体111を真っ直ぐに眺める視線方向）から見た3次元画像を生成すべきところ、図13（a）に示すように、超音波の音線方向（すなわち、視線方向とは異なる方向）にレイキャスティング演算を施すようになっているためである。

【0013】そこで、特開平11-113902号公報 10
に開示される超音波診断装置では、まず、DSC102によって、直交座標系X-Y（後述する）で表現された2次元画像に2次元エコー情報を変換し、複数フレームの2次元画像からなるボリュームデータをメモリ103に格納する。そして、このボリュームデータに対し、図14に示すように、直交座標系X-Yの座標軸Yに平行な方向（すなわち、視線方向と一致する方向）にレイキャスティング演算を施すことで、上記歪みの問題を解決している。

【0014】しかしながら、この超音波診断装置による 20
と、レイキャスティング演算の処理速度が低下するという課題があった（レイキャスティング演算は計算量の大きい処理であり、高速に実行されることが要求されている）。これは、長方形や円などの特定形状しか設定できない入力装置104を採用している関係上、図14に示すように、レイキャスティング演算方向の線分とこれに垂直な方向の線分とからなる長方形しか、関心領域E2として設定できないためである。

【0015】すなわち、上記長方形の関心領域E2では、超音波データが存在する領域E1からはみ出すこと 30
なく任意の部分を選択することができない場合があり、その場合は、超音波データが存在しない領域についてもレイキャスティング演算を施すことになるため、処理速度の低下を招く。

【0016】本発明は、上記従来の事情に基づいて提案されたものであって、歪みのない3次元画像を高速に生成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。

【0017】

【課題を解決するための手段】本発明は、上記目的を達 40
成するために以下の手段を採用している。すなわち、本発明は、図1に示すように、2次元エコー情報を直交座標系X-Yで表現された2次元画像に変換した後、該直交座標系X-Yの座標軸Yに平行な方向にレイキャスティング演算を施すことで3次元画像を生成する超音波診断装置を前提としている。

【0018】ここで、関心領域設定手段として機能する入力装置104は、上記3次元画像生成の対象領域である関心領域を、その境界線と上記レイキャスティング演算方向の直線とが1度または2度交差する限り任意の形 50

状に設定する。

【0019】このようにすれば、超音波データが存在する領域からはみ出すことなく関心領域を設定することが可能となるため、超音波データが存在しない領域についてもレイキャスティング演算を施すという不具合は生じない。また、視線方向にレイキャスティング演算を施すようにしているため、生成する3次元画像に歪みが生じることもない。すなわち、本発明によれば、歪みのない3次元画像を高速に生成することが可能である。

【0020】なお、上記関心領域は、超音波の音線方向の線分を辺にもつ台形状であるのが好ましい。このように単純な形状を関心領域として設定しておけば、3次元画像生成の処理量を抑えることができるからである。

【0021】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面に従って詳細に説明する。

（第1の実施の形態）図1は、第1の実施の形態における超音波診断装置のブロック図であり、以下その構成を動作とともに説明する。

【0022】まず、2次元エコー情報が生成されるまでの動作は上記従来と同じである。

【0023】すなわち、図10に示すように、被検体111の表面と平行に超音波プローブ100を移動させると、この超音波プローブ100によって受信された超音波信号は後段の受信信号処理部101によって処理され、1断面につき1フレームの2次元エコー情報が生成されるようになっている（図2、ステップS1→S2）。

【0024】ここで、上記受信信号処理部101によって生成されたフレーム1～Nの2次元エコー情報は1フレームずつDSC102で処理され、直交座標系X-Yで表現された2次元画像が生成される（図2、ステップS3）。なお、この2次元画像は画面表示フォーマットであることが好ましい。

【0025】これによって、図11に示すように、フレーム1～Nの2次元画像からなるボリュームデータがメモリ103に格納されると、DSC102は、このメモリ103から2次元画像を読み出してディスプレイモニタ106に表示する（図2、ステップS4→S5）。もちろん、メモリ103から読み出した2次元画像が画面表示フォーマットでない場合は、このDSC102によって、当該フォーマットへの変換が行われるようになっている。

【0026】ここで、操作者は、上記従来と同様、関心領域設定手段として機能する入力装置104を用いて関心領域E2を設定する（図2、ステップS6）。ただし、ここで設定可能な関心領域E2の形状は、図3（a）に示すように、その境界線とレイキャスティング演算方向の直線とが1度または2度交差する限り任意の形状とする。すなわち、図3（b）に示すように、関心

領域 E 2 の境界線とレイキャスティング演算方向の直線とが 3 度以上交差する場合は、レイキャスティング演算処理が途中で停止してしまうので（レイキャスティング演算では演算開始点と演算終了点の 2 点を指定する必要がある）、このような形状の関心領域 E は設定できないようになっている。

【0027】このようにすれば、超音波データが存在する領域 E 1 からはみ出すことなく関心領域 E 2 を設定することが可能となるため、上記従来のように、超音波データが存在しない領域についてもレイキャスティング演算を施すという不具合は生じない。

【0028】ここで、上記「レイキャスティング演算方向の直線と 1 度または 2 度交差する限り任意の形状」としては、図 4 (a) に示すように、音線方向（音線方向はプローブの種類で決まる）の辺をもつ台形状を採用するのが好ましい。このように単純な形状を関心領域 E 2 として設定しておけば、3 次元画像生成の処理量を抑えることができるからである。

【0029】関心領域 E 2 を設定した後の動作は上記従来と同じである。

【0030】すなわち、プロセッサ 105 は、ボリュームデータのうち、上記のように設定された関心領域 E 2 に含まれるデータをメモリ 103 から読み出す。そして、このデータに対し、ボリュームレンダリング法に基づいて視線方向にレイキャスティング演算を施すことによって 3 次元画像を生成し、メモリ 103 に書き込む（図 2、ステップ S 7）。

【0031】最後に、DSC 102 は、上記 3 次元画像をメモリ 103 から読み出し、画面表示フォーマットに変換したうえでディスプレイモニタ 106 に表示する（図 9、ステップ S 8）。

【0032】以上のように、本発明によれば、超音波データが存在する領域 E 1 からはみ出すことなく関心領域 E 2 を設定することが可能となるため、超音波データが存在しない領域についてもレイキャスティング演算を施すという不具合は生じない。また、視線方向にレイキャスティング演算を施すようにしているため、生成する 3 次元画像に歪みが生じることもない。すなわち、本発明によれば、歪みのない 3 次元画像を高速に生成することが可能である。

【0033】なお、図 4 (a) ではコンベックスプローブの場合を例示しているが、セクタプローブの場合も上記と同様である。それに対し、リニアプローブの場合は、音線放射領域が長方形になるため、関心領域 E 2 の形状も図 4 (b) に示すように長方形でよい。

【0034】また、上記のように設定した関心領域 E 2 は、フレーム 1 ~ N すべての 2 次元画像に適用してもよいが、2 次元画像のフレーム番号の範囲を入力装置 104 から設定するようにし、ここで設定されたフレームだけに関心領域 E 2 の適用範囲を限定してもよい。このよ

うに 3 次元画像生成の対象となるフレームを限定できる構成によれば、より高速に 3 次元画像を生成することが可能である。

【0035】更に、ここでは、図 1 に実線矢印で示すデータパスを備えた構成について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、図 1 に破線矢印で示すデータパスを追加するようにしてもよい。このようにすれば、以下に説明するように、2 次元エコー情報から直交座標系 X - Y で表現された 2 次元画像への変換とレイキャスティング演算とを 1 フレーム単位にまとめて実行することも可能となる。

【0036】すなわち、まず、受信信号処理部 101 で生成されたフレーム 1 ~ N の 2 次元エコー情報はメモリ 103 に格納されるようになっている。次いで、このメモリ 103 から 2 次元エコー情報の 1 フレームを読み出して DSC 102 で処理し、これによって生成された 2 次元画像をディスプレイモニタ 106 に表示した状態で関心領域 E 2 を設定する。そして、この 2 次元画像のうち関心領域 E 2 に含まれるデータに対してレイキャスティング演算を施し、3 次元画像の 1 ラインを生成する。

【0037】以降は、上記 2 次元画像への変換とレイキャスティング演算とをまとめて実行することを 1 フレームずつ繰り返すことによって 3 次元画像の全ラインを生成するようになっている。

【0038】一般的に、直交座標系 X - Y で表現された 2 次元画像が画面表示フォーマットである場合は、この 2 次元画像のデータサイズより 2 次元エコー情報のデータサイズの方が小さい。従って、上記のように 2 次元画像ではなく 2 次元エコー情報をメモリ 103 に格納する構成を採用すれば、必要なメモリ 103 の容量を抑えることができる。

（第 2 の実施の形態）上記第 1 の実施の形態では、メモリ 103 に格納されているボリュームデータに対してレイキャスティング演算を施すこととしているが、このボリュームデータのデータ配置方向（順序）とレイキャスティング演算を施す方向（順序）とは一致しない。すなわち、図 14 を用いて説明すると、ボリュームデータのデータ配置方向は座標軸 X に平行な方向であるのに対し、レイキャスティング演算を施す方向は座標軸 Y に平行な方向である。

【0039】以下、図 5 に従って本実施の形態を動作とともに説明する。なお、関心領域 E 2 を設定するまでの動作（図 6、ステップ S 10 ~ S 15）は上記第 1 の実施の形態と同じであるため、ここでは説明を省略する。

【0040】まず、データ再配置手段 109 は、ボリュームデータのうち関心領域 E 2 に含まれるデータの全部をメモリ 103 から読み出し、図 7 に示すように、レイキャスティング演算を施す順序に再配置して一旦メモリ 107 に書き込む（図 6、ステップ S 16）。このデータ再配置手段 109 は、DMA (Direct Memory Acces

s)等によってメモリ103からメモリ107へ高速にデータを転送できるハードウェアとして実装されていることが好ましい。

【0041】これによって、プロセッサ105は、上記メモリ107に書き込まれたデータを、キャッシュメモリ108を介して読み出す(図6、ステップS17)。そして、このデータに対し、ボリュームレンダリング法に基づいてレイカスティング演算を施して3次元画像を生成した後、この3次元画像を、キャッシュメモリ108を介してメモリ103に書き込む(図6、ステップS18→S19)。

【0042】最後に、DSC102は、上記3次元画像をメモリ103から読み出し、画面表示フォーマットに変換したうえでディスプレイモニタ106に表示する(図6、ステップS20)。

【0043】以上のように、本実施の形態では、ボリュームデータのデータ配置順序をレイカスティング演算を施す順序に再配置するようにしている。このようにすれば、レイカスティング演算を施すデータに対して連続的にアクセス可能となるため、キャッシュメモリ108が有効に活用される結果、レイカスティング演算が高速化される。

【0044】また、本実施の形態は、同一のボリュームデータに基づいて、条件を変えた複数の3次元画像を生成する場合により効果的である。これは、キャッシュメモリ108の同一領域に対して複数回アクセスすることになるため、キャッシュメモリ108をより有効に活用できるからである。

【0045】なお、ここでは、プロセッサ105とは別体のデータ再配置手段109を例示しているが、このデータ再配置手段109にはプロセッサ105を用いるようにしてもよい。この場合は、データ再配置のオーバーヘッドと処理の高速化とのトレードオフとなるが、3次元画像を多数生成するほど、処理が高速化されることになり効果的である(3次元画像を多数生成する場合でもデータ再配置は1回であるため)。

【0046】また、ここでは、ボリュームデータの全部をデータ再配置手段109がメモリ103から読み出す動作を例示しているが、本発明はこれに限定されるものではない。

【0047】すなわち、メモリ107の容量が、関心領域E2に含まれるデータの全部を格納するのに十分な容量でない場合、データ再配置手段109は、関心領域E2に含まれるデータの一部をメモリ103から読み出し、上記のように再配置してメモリ107に書き込む。そして、プロセッサ105は、このデータに対して3次元画像を生成する。これを繰り返すことによって、3次元画像生成の対象となる領域の全ボリュームデータを処理するようになっている。

【0048】更に、ここでは、メモリ103とメモリ107

*07とが別体の場合を例示しているが、これらメモリ103・107は、論理的に分かれているだけであって物理的には同一でもよい。物理的に同一のメモリを採用すれば、構成が単純になることはもちろん、メモリ103からメモリ107へのデータ転送のオーバーヘッドも小さくなる。

【0049】更に、以下に説明するように、2次元エコー情報から2次元画像への変換とレイカスティング演算とを1フレーム単位にまとめて実行することも上記と同じ構成で実現可能である。

【0050】すなわち、超音波プローブ100によって受信した超音波信号を受信信号処理部101によって処理することで2次元エコー情報を1フレーム取得する度、この2次元エコー情報をDSC102で処理して直交座標系X-Yで表現された2次元画像を生成し、メモリ103に書き込む。そして、データ再配置手段109は、この2次元画像のうち関心領域E2に含まれるデータをレイカスティング演算を施す順に再配置して一旦メモリ107に書き込む。これによって、プロセッサ105は、上記メモリ107に書き込まれたデータをキャッシュメモリ108を介して読み出す。そして、このデータに対してレイカスティング演算を施して3次元画像の1ラインを生成し、キャッシュメモリ108を介してメモリ103に書き込む。

【0051】以上の処理を1フレームずつ繰り返し実行する構成によれば、キャッシュメモリ108を有効に活用してレイカスティング演算を施すことができ、処理が高速化される結果、リアルタイムに3次元画像を生成することも可能となる。

【0052】なお、この場合の関心領域E2は、前処理で予め或いはリアルタイムに入力装置104を用いて設定されるようになっている。

【0053】

【発明の効果】以上のように、本発明によれば、超音波データが存在する領域からはみ出すことなく関心領域を設定することが可能となるため、超音波データが存在しない領域についてもレイカスティング演算を施すという不具合は生じない。また、視線方向にレイカスティング演算を施すようにしているため、生成する3次元画像に歪みが生じることもない。すなわち、本発明によれば、歪みのない3次元画像を高速に生成することが可能である。

【0054】更に、ボリュームデータのデータ配置順序をレイカスティング演算を施す順序に再配置する構成によれば、レイカスティング演算を施すデータに対して連続的にアクセス可能となるため、キャッシュメモリが有効に活用される結果、レイカスティング演算が高速化される。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1の実施の形態における超音波診断装置のブ

ロック図

【図2】第1の実施の形態における処理のフローチャート

【図3】本発明における関心領域の説明図

【図4】本発明における関心領域の説明図

【図5】第2の実施の形態における超音波診断装置のブロック図

【図6】第2の実施の形態における処理のフローチャート

【図7】本発明におけるデータ再配置の説明図

【図8】従来の超音波診断装置のブロック図

【図9】従来の処理のフローチャート

【図10】超音波プローブによる断面情報取得についての説明図

【図11】ボリュームデータの説明図

【図12】各種プローブの超音波音線放射についての説*

*明図

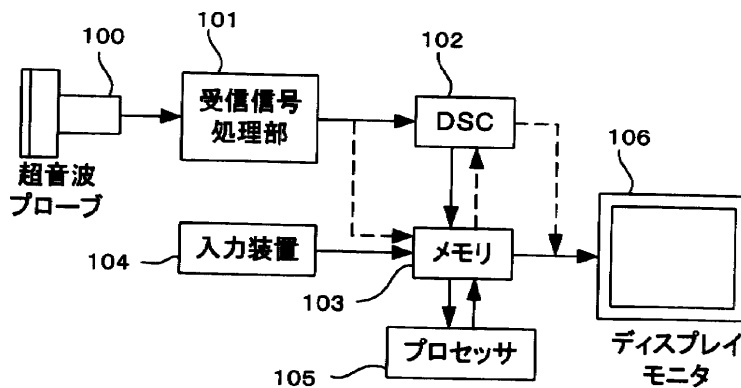
【図13】従来の関心領域の説明図

【図14】従来の関心領域の説明図

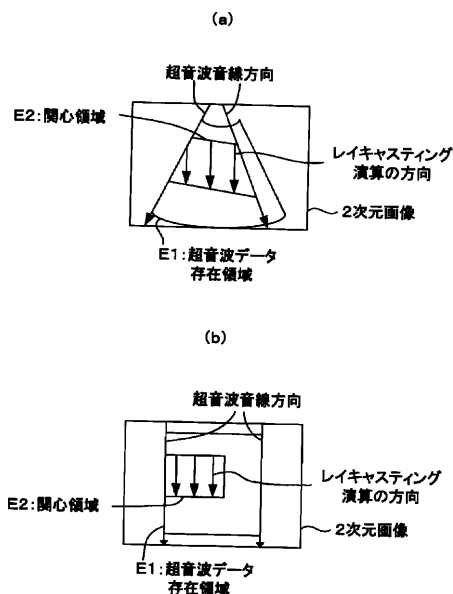
【符号の説明】

100	超音波プローブ
101	受信信号処理部
102	DSC
103	メモリ
104	入力装置（関心領域設定手段）
105	プロセッサ
106	ディスプレイモニタ
107	メモリ
108	キャッシュメモリ
109	データ再配置手段
E1	超音波データ存在領域
E2	関心領域

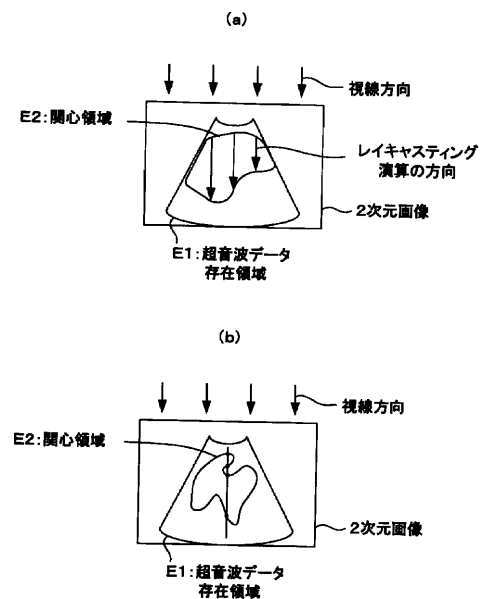
【図1】



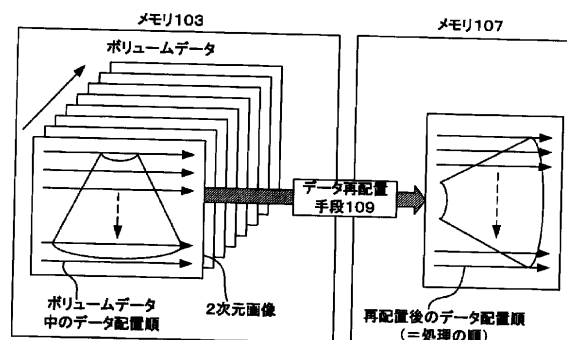
【図4】



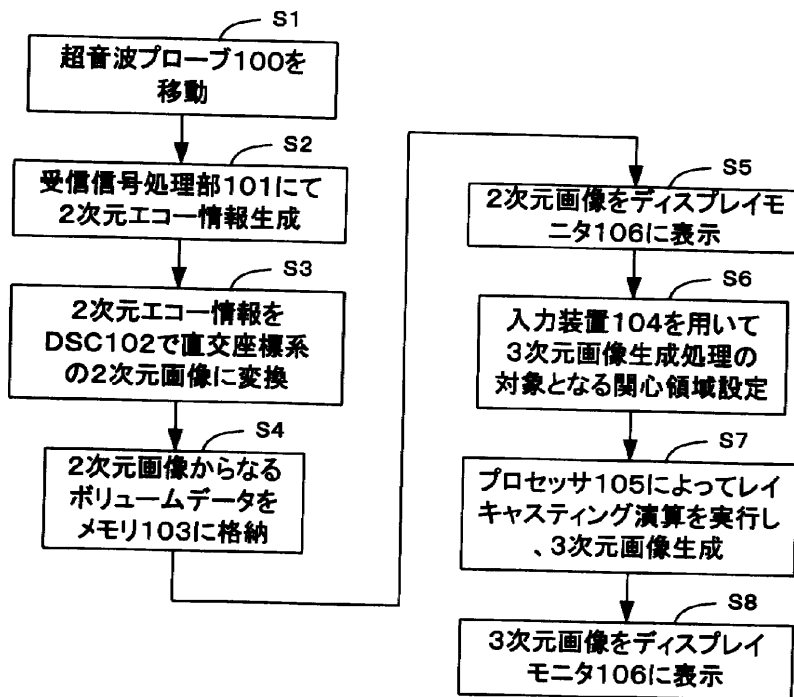
【図3】



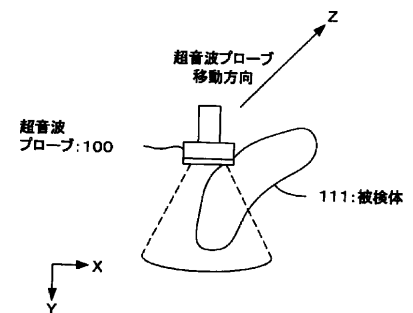
【図7】



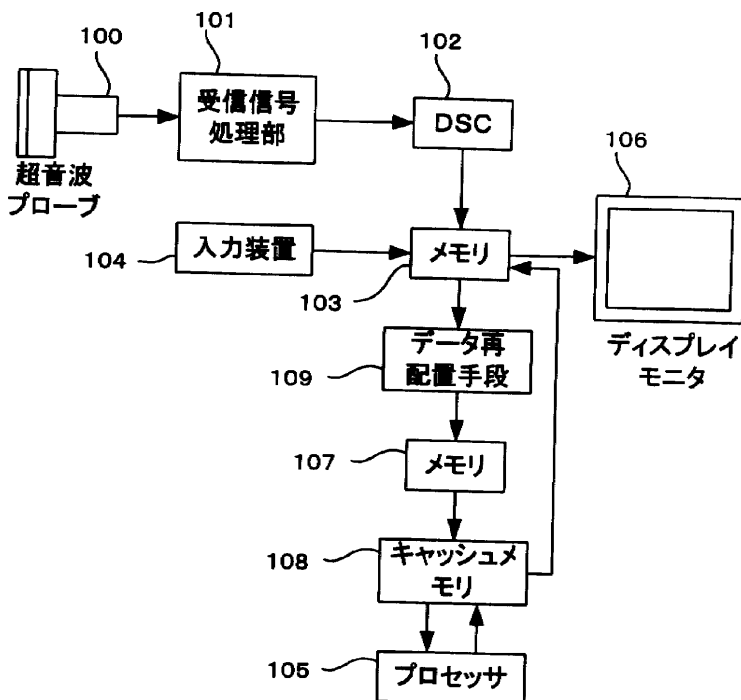
【図2】



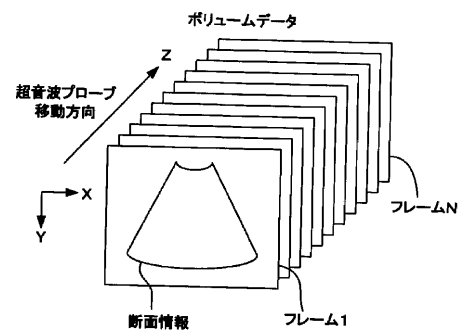
【図10】



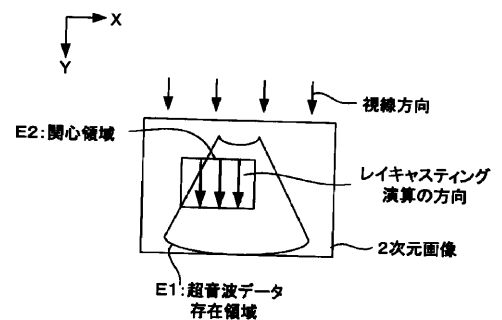
【図5】



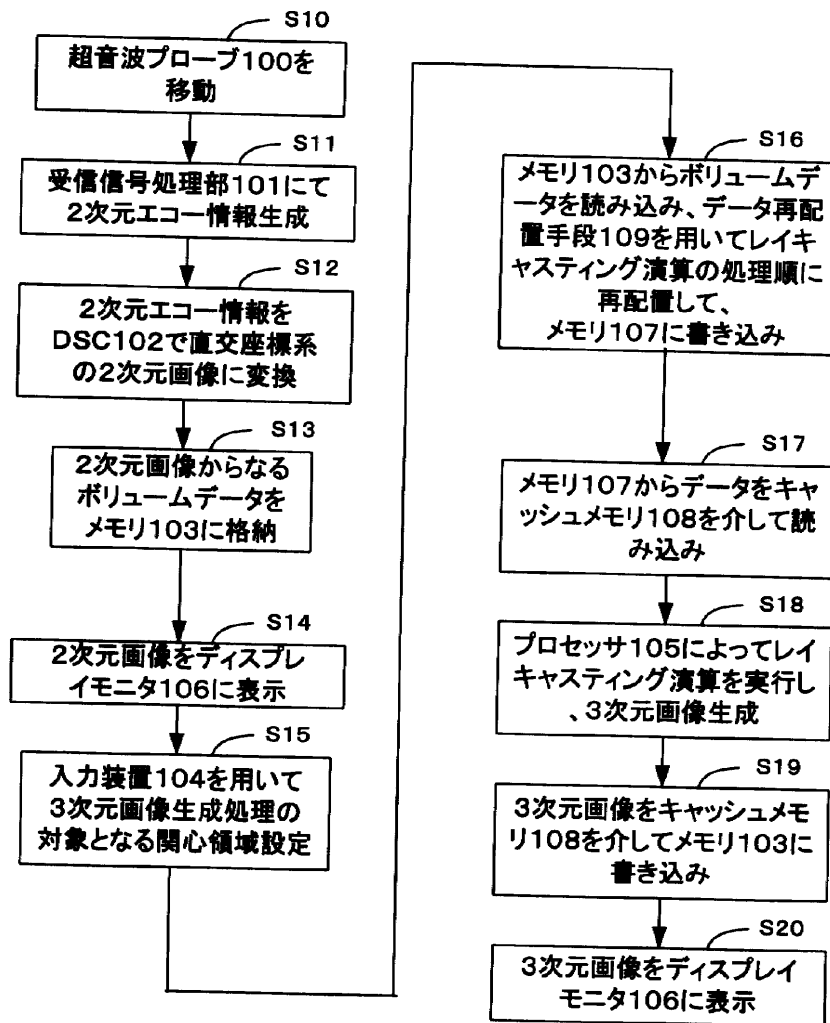
【図11】



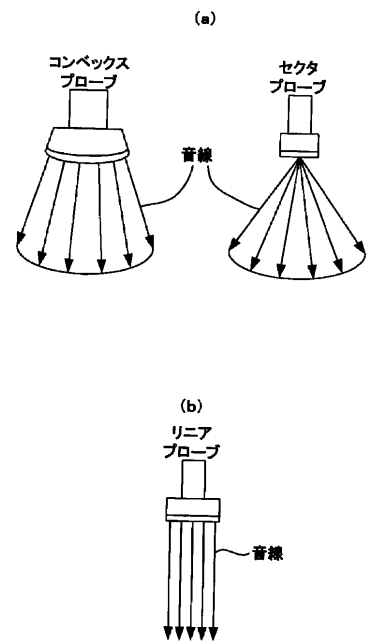
【図14】



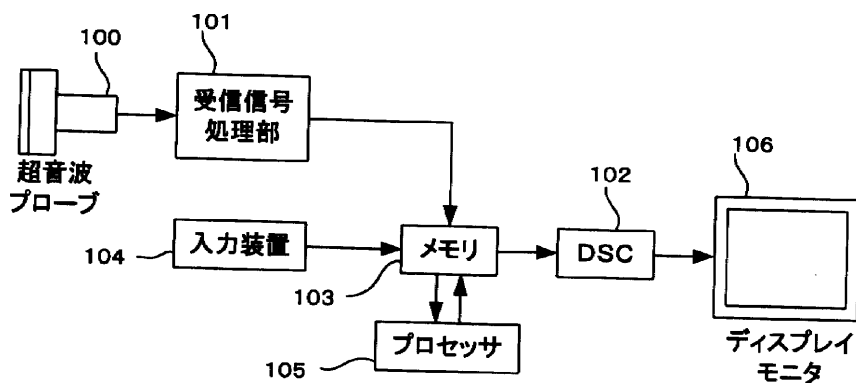
【図6】



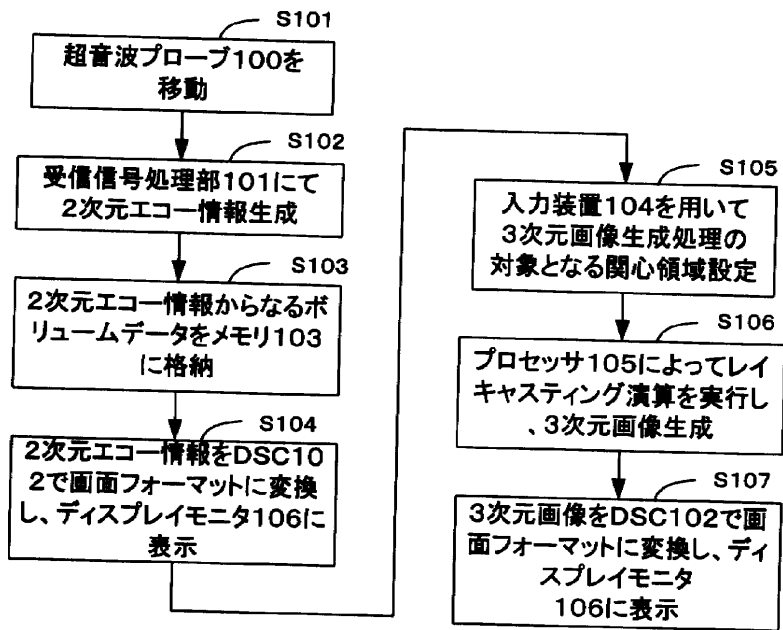
【図12】



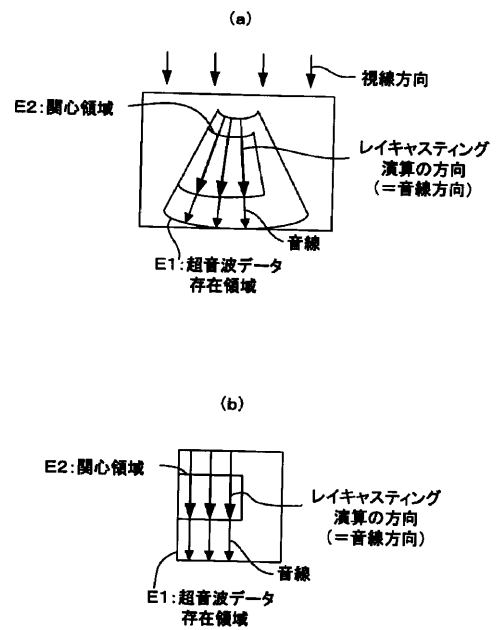
【図8】



【図9】



【図13】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2002238890A	公开(公告)日	2002-08-27
申请号	JP2001035351	申请日	2001-02-13
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	川端章裕		
发明人	川端 章裕		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/BB02 4C301/EE07 4C301/EE10 4C301/JB21 4C301/JB50 4C301/KK16 4C301/KK30 4C601/BB23 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/JB34 4C601/JB60 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK31 4C601/LL33		
代理人(译)	Toyoaki福井		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，用于快速生成三维图像而不会变形。通过将二维回波信息转换为由正交坐标系XY表示的二维图像，然后在与正交坐标系XY的坐标轴Y平行的方向上进行射线投射操作，来生成三维图像。它以超声波诊断设备为前提。这里，用作关注区域的输入设备104具有任意形状，只要在射线投射计算方向上的边界线和直线与作为三维图像生成的目标区域的关注区域相交一次或两次即可。设置为。

