

(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2011-24733

(P2011-24733A)

(43) 公開日 平成23年2月10日(2011.2.10)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2009-172484 (P2009-172484)
(22) 出願日 平成21年7月23日 (2009.7.23)(71) 出願人 000001993
株式会社島津製作所
京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地
(74) 代理人 110001069
特許業務法人京都国際特許事務所
(72) 発明者 柴田 眞明
京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB17 DD19 EE02
EE09 EE10 GA18 GA25 GB04
JC26 KK22

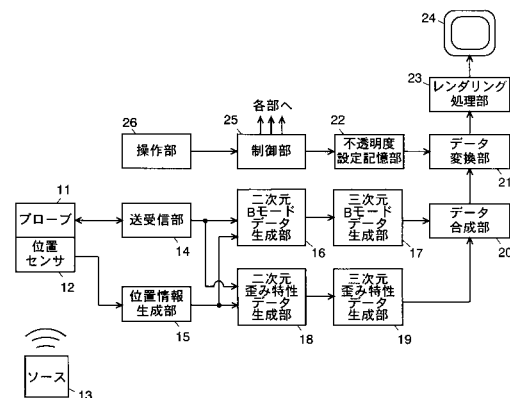
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】各部の歪み特性の違いをオペレータ等が容易に識別することのできる三次元のエラストグラフィ画像を生成可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】被検体内の任意の領域について三次元的な超音波走査を行って得られたエコー信号から該被検体内部の三次元画像を生成する機能を備えた超音波診断装置において、前記エコー信号を処理して前記任意の領域における組織構造を表す三次元データを生成する三次元データ生成手段17と、前記エコー信号を処理して前記任意の領域における歪み特性値の三次元分布を求める歪み分布検出手段19と、前記三次元データの各点について、該点における前記歪み特性値に応じた不透明度を付与する不透明度付与手段20、21と、前記不透明度を付与された三次元データに対してレンダリング処理を行うことにより表示用の画像を生成する画像生成手段23とを設ける。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内の任意の領域について三次元的な超音波走査を行って得られたエコー信号から該被検体内部の三次元画像を生成する機能を備えた超音波診断装置において、

a) 前記エコー信号を処理して前記任意の領域における組織構造を表す三次元データを生成する三次元データ生成手段と、

b) 前記エコー信号を処理して前記任意の領域における歪み特性値の三次元分布を求める歪み分布検出手段と、

c) 前記三次元データの各点に対し、該点における前記歪み特性値に応じた不透明度を付与する不透明度付与手段と、

d) 前記不透明度を付与された三次元データに対してレンダリング処理を行うことにより表示用の画像を生成する画像生成手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

更に、

e) 前記不透明度付与手段における歪み特性値と不透明度の対応関係をユーザに設定させる不透明度設定手段、

を有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 3】

前記不透明度付与手段が、前記三次元データの各点に対し、該点の歪み特性値及び体表からの距離に応じた不透明度を付与するものであって、体表近傍の領域の不透明度が他の領域よりも相対的に低くなるように設定することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【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する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検者の体表に当接させた超音波プローブから超音波を体内に送信すると共に、体内の音響インピーダンスの相違する各部位で反射された超音波を受信し、該受信超音波を基に体内の情報を示す超音波画像を生成する装置であり、その高い安全性から種々の診断に利用されている。

【0003】

こうした超音波診断装置には、組織の歪み特性の違いを検出して画像化する超音波エラストグラフィ（組織弾性映像法）による撮像が可能なものがあり、乳がん検査等の分野で用いられている（例えば、特許文献 1 を参照）。超音波エラストグラフィによる撮像時には、被検者の体表 42 を圧迫しない状態（図 4（a））で取得した超音波画像と、プローブ 41 によって体表 42 を軽く圧迫した状態（図 4（b））で取得した超音波画像とをコンピュータで比較することにより画像中の各部の変位量を検出する。圧迫による変形の度合いは組織 43、44 の硬さによって異なるため、上記変位量に応じて超音波画像中の各組織 43、44 を色分け表示することにより、各組織 43、44 の硬さの違いを容易に識別可能となる。

【0004】

一方で、従来、超音波エコー信号を基に得られた被検体内の情報を三次元画像として表示する機能を備えた超音波診断装置が知られている。このような三次元画像の撮像機能を備えた超音波診断装置では、断面位置の異なる複数枚の二次元超音波画像を連続的に収集し、これらの画像を集積することによって被検体内の三次元データを構築する。そして、該三次元データをボリュームレンダリングやサーフェスレンダリング等の手法によって画像化してモニタに表示する。

10

20

30

40

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】国際公開W02005/122906号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

従来の超音波エラストグラフィは、所定の断面位置における歪み特性の分布を表した二次元のエラストグラフィ画像を生成するものとなっているが、これを上述のような三次元超音波画像の撮像技術とを組み合わせることにより、歪み特性の三次元分布を表した三次元エラストグラフィ画像が生成可能になると考えられる。しかしながら、このような三次元エラストグラフィ画像において、組織の三次元像を各部の硬さに応じて色分け表示した場合、見る角度によっては異なる色同士が重なってしまい、硬さの判別が困難になるという問題が生じる。

10

【0007】

本発明は上記の点に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、各組織の歪み特性の違いをオペレータ等が容易に識別することのできる三次元のエラストグラフィ画像を生成可能な超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

20

上記課題を解決するために成された本発明に係る超音波診断装置は、

被検体内の任意の領域について三次元的な超音波走査を行って得られたエコー信号から該被検体内部の三次元画像を生成する機能を備えた超音波診断装置において、

a)前記エコー信号を処理して前記任意の領域における組織構造を表す三次元データを生成する三次元データ生成手段と、

b)前記エコー信号を処理して前記任意の領域における歪み特性値の三次元分布を求める歪み分布検出手段と、

c)前記三次元データの各点に対し、該点における前記歪み特性値に応じた不透明度を付与する不透明度付与手段と、

d)前記不透明度を付与された三次元データに対してレンダリング処理を行うことにより表示用の画像を生成する画像生成手段と、
を有することを特徴とする。

30

【0009】

なお、本発明において歪み特性値とは、外力による体内組織の歪みに関する値を意味し、例えば、各部の変位量や弾性率等が考えられる。

【0010】

このような構成によれば、被検体内の組織構造を表した三次元超音波画像上において各組織の歪み特性の違い（即ち、硬さの違い）が不透明度の違いで表現される。このため、例えば硬い組織が通常組織に囲まれているような場合であっても、両者を視覚的に容易に識別することができるようになる。

40

【0011】

更に、前記本発明に係る超音波診断装置は、

e)前記不透明度付与手段における歪み特性値と不透明度の対応関係をユーザに設定させる不透明度設定手段、

を有する構成とすることが望ましい。

【0012】

また、前記本発明に係る超音波診断装置は、前記不透明度付与手段が、前記三次元データの各点に対し、該点の歪み特性値及び体表からの距離に応じた不透明度を付与するものであって、体表近傍の領域の不透明度が他の領域よりも相対的に低くなるように設定するものとするのが望ましい。

50

【0013】

被検体の体表近傍から得られるエコー信号にはノイズ成分が多く含まれているため、上記のように体表近傍領域の不透明度を他の領域よりも低くすることによりノイズの低減を図ることができる。

【発明の効果】

【0014】

以上で説明したように、上記本発明に係る超音波診断装置によれば、被検体内の各組織の歪み特性の違いを不透明度の違いで表した三次元エラストグラフィ画像を生成することができ、オペレータや診断を行う医師等が該画像から各組織の硬さの違いを的確に把握することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明の一実施例に係る超音波診断装置の要部構成を示すブロック図。

【図2】同実施例の超音波診断装置におけるレンダリング処理を説明する概念図。

【図3】同実施例に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【図4】超音波エラストグラフィによる撮像方法を説明する模式図。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明の一実施例に係る超音波診断装置について図面を用いて説明する。図1は、本実施例に係る超音波診断装置の要部構成を示すブロック図である。

【0017】

本実施例に係る超音波診断装置は、超音波プローブ11による二次元的な超音波走査を行いながら、該プローブ11をオペレータが手動で走査することにより三次元的な超音波走査を実現するものとなっている。

【0018】

超音波プローブ11には多数の超音波振動子を一行に並べて成る振動子アレイが内蔵されており、該超音波振動子によって被検者の体内に超音波を送波すると共に、該体内からの反射波を受波して電気信号（以下、これをエコー信号と呼ぶ）に変換する。更に、超音波プローブ11には、磁気式的位置センサ12が取り付けられており、図示しない被検者の近傍にはソース13と呼ばれる磁気発生源が設置される。ソース13は直交する3つの磁気発生コイルを備えており、これらのコイルが発生する磁気信号を位置センサ12が検知することによってプローブ11の三次元的な位置及び角度が検出される。なお、位置センサ12は、前記のような磁気式のものに限定されるものではなく、超音波プローブ11の三次元的な位置及び角度を検出できるものであれば、いかなる方式のものを用いてもよい。

【0019】

送受信部14は、前記振動子アレイを構成する各超音波振動子に対し、送信超音波を発生させるための駆動パルスを送出すると共に、反射超音波を受けて各超音波振動子から出力されるエコー信号を基に超音波ビームの各走査方向に対応した一本のビームデータを生成する。また、送受信部14によって各超音波振動子における超音波送受のタイミングを制御することにより、超音波ビームが超音波振動子の配列方向に電子走査されて二次元的な走査面が形成される。

【0020】

位置情報生成部15は、位置センサ12からの出力信号に基づいてソース13を基準とした実空間（現実の空間）における超音波プローブ11の位置や角度を検出し、それに基づいて前記各走査面の位置を表す位置情報を生成する。

【0021】

二次元Bモードデータ生成部16は、送受信部14から送られた複数本のビームデータに対して所定の処理を行うことにより各走査面に対応した二次元的なBモードデータ（以下、二次元Bモードデータと呼ぶ）を作成する。なお、ここでBモードデータとは、超

10

20

30

40

50

音波診断における画像化手法の一種であるBモード(Brightness mode)法によって得られるデータであり、被検体内の各位置からのエコー信号の強度を輝度に変調したデータである。また、二次元Bモードデータ生成部16には、位置情報生成部15からの位置情報、即ち前記各二次元Bモードデータの取得位置を表す情報が入力され、該位置情報が各二次元Bモードデータに付与される。

【0022】

三次元Bモードデータ生成部17は、図示しない3Dメモリを有しており、1回の三次元走査で取得される複数枚の二次元Bモードデータを、各二次元Bモードデータに付された位置情報に基づいて所定の位置関係で並べ、データ間の間隙を補間して該3Dメモリに格納する。これにより、被検者体内の所定領域における三次元Bモードデータが構築される。該三次元Bモードデータは輝度値を持った小さな立方体(ボクセル)の集合で構成される。なお、この三次元Bモードデータが本発明における「組織構造を表す三次元データ」に相当する。

10

【0023】

レンダリング処理部23は、前記三次元Bモードデータに対してボリュームレンダリング等の処理を行ってモニタ24上に表示するための画像を生成する。ボリュームレンダリング処理は、多数のボクセルから成る三次元のデータを所定の視点位置から二次元の投影面に投影する処理であり、まず、図2に示すように、仮想三次元空間上に三次元データ31、視点33、及び投影面34が配置される。そして、視点33から投影面34上の各点(ピクセル)を通る視線35上に存在する各ボクセル32が持つ輝度や不透明度の値を用いて所定の演算を行い、その演算値を各ピクセルの輝度値として与える。

20

【0024】

二次元歪み特性データ生成部18は、送受信部14から送出されるエコー信号をフレーム単位で記憶するメモリを有しており、該エコー信号に基づいて生体組織の歪み特性の二次元分布を表す二次元歪み特性データを生成する(詳細は後述する)。なお、前記各二次元歪み特性データには、位置情報生成部15から送出された位置情報が付与される。

【0025】

三次元歪み特性データ生成部19は、図示しない3Dメモリを備えており、前記二次元歪み特性データ生成部18で生成された複数の二次元歪み特性データを前記位置情報に基づいて所定の位置関係で並べ、データ間の間隙を補間して該3Dメモリに格納する。これにより、被検者体内の所定領域における歪み特性値の三次元分布を表した三次元歪み特性データが構築される。該三次元歪み特性データは歪み特性値を持ったボクセルの集合で構成される。

30

【0026】

データ合成部20は、三次元Bモードデータ生成部17にて生成された三次元Bモードデータと、三次元歪み特性データ生成部19で生成された三次元歪み特性データとを合成する。

【0027】

不透明度設定記憶部22には、歪み特性値と不透明度との対応関係を表す変換テーブルが記憶されている。データ変換部21は、該変換テーブルを参照して、データ合成部20から出力された三次元データの各ピクセルが持つ歪み特性値をそれに対応した不透明度に変換する。

40

【0028】

なお、不透明度設定記憶部22に記憶するデータは、歪み特性値を不透明度に変換することが可能でありさえすれば、必ずしもテーブル形式でなくてもよい。また、前記歪み特性値と不透明度との対応関係は、不透明度が歪み特性の変化に応じて直線的に変化するように設定してもよく、段階的に変化するように設定してもよい。また更に、前記対応関係はオペレータが適宜変更することができる。

【0029】

上記各部の動作はCPUやメモリ等を含む制御部25によって制御され、さらに制御部

50

25に対してはキーボードや各種操作ボタン、トラックボールなどを備えた操作部26によってオペレータの指示が入力される。なお、制御部25を中心とする上記各部の機能は、超音波プローブ11、操作部26、モニター24などの入出力装置を除いて、CPUに所定のプログラムを実行させることにより、いわゆるソフトウェア的に実現してもよく、専用の回路などによってハードウェア的に構成してもよい。また、両者が組み合わされた構成であってもよい。

【0030】

なお、本実施例においては、三次元Bモードデータ生成部17が本発明における三次元データ生成手段に相当し、三次元歪み特性データ生成部19が本発明における歪み分布検出手段に相当する。また、データ合成部20及びデータ変換部21が本発明における不透明度付与手段に、レンダリング処理部23が本発明における画像生成手段に、操作部26が本発明における不透明度設定手段に相当する。

【0031】

以下、図3のフローチャートを参照しつつ、本実施例に係る超音波診断装置を用いた三次元エラストグラフィ画像の撮像手順を説明する。

【0032】

(1) 1回目の三次元超音波走査(ステップS11)

まず、被検者体内の所定領域について、超音波プローブ11による圧迫を行うことなく三次元超音波走査を実施する。即ち、オペレータが被検者の体表に超音波プローブ11を軽く当接させ、該プローブ11による超音波の電子走査を行いつつ、該電子走査の方向と交差する方向にプローブ11を手動的に移動させる。これにより、断面位置の異なる複数フレーム分のエコー信号が取得され二次元歪み特性データ生成部18に送出される。また、このときの位置センサ12の出力信号から、位置情報生成部15にて前記各フレームの位置を表す位置情報が生成され、同じく二次元歪み特性データ生成部18に送出される。

【0033】

(2) 2回目の三次元超音波走査(ステップS12)

続いて、超音波プローブ11によって被検者の体表を圧迫しながら前記1回目の三次元超音波走査と同一の領域に対して三次元超音波走査を実施する。このとき取得された複数フレーム分のエコー信号、及び前記各フレームの位置情報は、二次元Bモードデータ生成部16及び二次元歪み特性データ生成部18に送出される。

【0034】

(3) 二次元Bモードデータの生成(ステップS13)

二次元Bモードデータ生成部16では、前記2回目の三次元超音波走査によって取得されたエコー信号に基づいて断面位置の異なる複数の二次元Bモードデータが生成される。該二次元Bモードデータには、各々の取得位置を示す位置情報が付与されて三次元Bモードデータ生成部17に送出される。

【0035】

(4) 三次元Bモードデータの生成(ステップS14)

三次元Bモードデータ生成部17は、前記位置情報を付された複数の二次元Bモードデータから前記被検体内の所定領域における組織構造を表す三次元Bモードデータを生成する。

【0036】

(5) 二次元歪み特性データの生成(ステップS15)

続いて、二次元歪み特性データ生成部18が、前記1回目の三次元走査と2回目の三次元走査における対応するフレーム同士のエコー信号の相関を取ることで、各フレームにおける歪み特性の分布を表す二次元歪み特性データを生成する。

【0037】

但し、2回目の三次元超音波走査ではプローブ11を用いて被検体を圧迫するため、1回目と2回目の三次元走査では対応するフレーム(例えば、1回目の三次元走査のN番目のフレームと、2回目の三次元走査のN番目のフレーム)の位置が被検者体表と略直交す

10

20

30

40

50

る方向に僅かに異なっている。そこで、まず各フレームの取得時点における位置情報生成部 15 からの位置情報に基づいて、前記対応するフレーム同士の位置ずれを補正する。

【0038】

そして該位置ずれ補正後に、前記 1 回目の三次元超音波走査と 2 回目の三次元超音波走査の対応するフレームのエコー信号について周知の方法で相関処理を行う。これにより、前記フレーム間で対応する点の変位量（変位方向と大きさ）が求められる。そして、該変位量をその点の歪み特性値とすることにより各フレームにおける変位量の分布を表した二次元歪み特性データが生成される。以上で生成された二次元歪み特性データは、各フレームの位置を表す位置情報を付与された上で三次元歪み特性データ生成部 19 に送出される。

10

【0039】

（6）三次元歪み特性データの生成（ステップ S 16）

三次元歪み特性データ生成部 19 は、複数の二次元歪み特性データを前記位置情報に基づいて集積させることにより前記被検者の所定領域における歪み特性の分布を表した三次元歪み特性データを生成する。

【0040】

（7）データの合成（ステップ S 17）

続いて、データ合成部 20 において、ステップ S 14 で生成された三次元 B モードデータとステップ S 16 で生成された三次元歪み特性データが合成される。即ち、前記三次元 B モードデータを構成する各ボクセルと前記三次元歪み特性データを構成する各ボクセルのうち、実空間上の同一位置に対応するボクセル同士のデータが合成され、これにより、前記三次元 B モードデータ由来の輝度値と三次元歪み特性データ由来の歪み特性値を持ったボクセルから成るデータ（以下、合成三次元データと呼ぶ）が生成される。

20

【0041】

（8）歪み特性値を不透明度に変換（ステップ S 18）

前記データ合成部 20 で生成された合成三次元データは、データ変換部 21 に送出される。データ変換部 21 では、不透明度設定記憶部 22 に記憶された変換テーブルを参照することにより、前記合成三次元データの各ボクセルが持つ歪み特性値をその値に応じた不透明度に変換する。これにより得られる変換後のデータ（以下、変換三次元データと呼ぶ）の各ボクセルは、対応する実空間上の点におけるエコー強度に応じた輝度値と、該点における歪み特性値に対応した不透明度とを持つこととなる。

30

【0042】

（9）レンダリング処理（ステップ S 19）、画像の表示（ステップ S 20）

前記変換三次元データは、データ変換部 21 からレンダリング処理部 23 に送出される。レンダリング処理部 23 ではボリュームレンダリング処理によって前記変換三次元データの二次元の投影面に投影した投影画像が生成される。上記の通り、前記変換三次元データの各ボクセルは、エコー強度に応じた輝度値と歪み特性値に対応した不透明度とを有しており、レンダリング処理部 23 では、各ボクセルの輝度値及び不透明度を用いて前記投影面の各ピクセルにおける輝度値が演算される。従って、以上の処理により得られる投影画像は、被検者体内の組織構造を表した三次元 B モード画像において、例えば、柔らかい組織ほど透明に、硬い組織ほど不透明に表現したような画像となる。その結果、通常の組織に囲まれた相対的に硬い組織等をオペレータ等が容易に認識できるようになり、病変部の診断等に有用である。

40

【0043】

なお、上述したように、不透明度設定記憶部 22 に記憶された歪み特性値と不透明度の対応関係は、オペレータが操作部 26 で所定の操作を行うことにより適宜変更することが可能である。例えば、オペレータがモニタ 24 上に表示された投影画像を観察しながら歪み特性値が大きい部分（即ち柔らかい組織）の不透明度を徐々に低くしていくことにより、該投影画像中において硬い組織の周囲にある通常の組織が徐々に消えていくような効果を得ることができ、硬い組織を一層識別しやすくなる。また例えば、歪み特性値が大きい

50

部分ほど不透明度が大きくなるような設定とすれば、硬い組織に囲まれた相対的に柔らかい組織が識別しやすくなる。

【0044】

以上、本発明を実施するための形態について実施例を用いて説明を行ったが、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の趣旨の範囲で適宜変更が許容されるものである。

【0045】

例えば、上記実施例ではプローブを手動的に走査することによって三次元超音波走査を行う構成としたが、このほか、一次元状の振動子アレイをプローブ内で機械的に走査することで三次元超音波走査を行う機械走査型の三次元超音波プローブや、二次元状の振動子アレイを電子的に走査することで三次元超音波走査を行う2Dアレイ型の三次元超音波プローブを用いる構成としてもよい。このような構成とする場合も、圧迫時の超音波プローブの上下移動に起因するフレームの位置ずれを補正するため、超音波プローブには位置センサを取り付けることが望ましい。

【0046】

また、近年では超音波プローブから被検体に組織圧迫用の超音波を発することにより用手的な圧迫を行うことなくエラストグラフィ画像を撮像可能な超音波診断装置が開発されている。そこで、上記の機械走査型の三次元超音波プローブや2Dアレイ型の三次元超音波プローブにこのような組織圧迫用の超音波を発する機能を設けた構成とすれば、位置センサを設けることなく本発明を実現することが可能である。

【0047】

なお、上記実施例では圧迫による各点の変位量を測定し、これを本発明における歪み特性値としたが、このほか、例えば各点における弾性率を測定し、これを本発明における歪み特性値としてもよい。この場合、超音波プローブに圧力センサを設けて該プローブで被検体を圧迫する際の圧力を測定し、前記圧迫による各点の変位量とそのときの圧力から前記各点における弾性率を算出する。

【0048】

また、前記データ変換部21において、上記の不透明度に加えて各ボクセルの歪み特性値に応じた色相情報を付与することにより、歪み特性の違いを透明度と色の両方で表現するようにしてもよい。

【0049】

また更に、本発明に係る超音波診断装置は、前記歪み特性に加えて体表からの距離に応じて各ボクセルに付与する不透明度を変化させるようにしてもよい。この場合、例えば、不透明度設定記憶部22に歪み特性値及び体表からの距離（即ち超音波プローブからの距離）と不透明度との対応関係を表した二次元の変換テーブルを記憶しておき、データ変換部21が該変換テーブルを参照することにより各ボクセルに与える不透明度を決定する。体表近傍からのエコー信号にはノイズ成分が多く含まれているため、同等の歪み特性であれば、体表に近い領域の方が不透明度が低くなるように上記対応関係を設定することによりノイズの影響の少ない三次元エラストグラフィ画像を得ることができる。

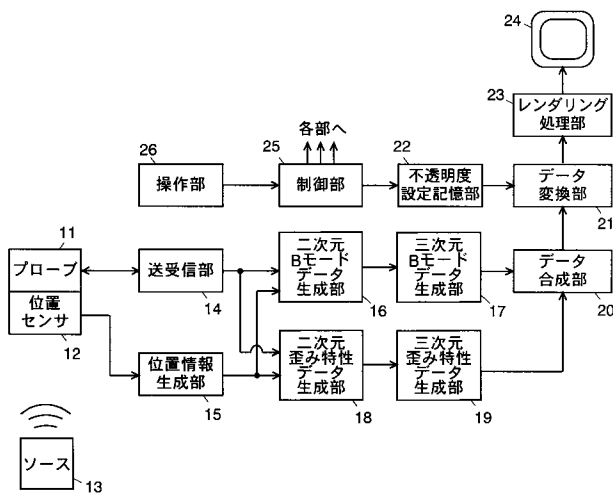
【符号の説明】

【0050】

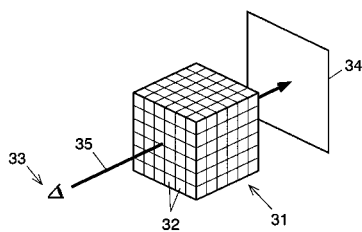
- 11…超音波プローブ
- 12…位置センサ
- 13…ソース
- 14…送受信部
- 15…位置情報生成部
- 16…二次元Bモードデータ生成部
- 17…三次元Bモードデータ生成部
- 18…二次元歪み特性データ生成部
- 19…三次元歪み特性データ生成部

- 20 …データ合成部
- 21 …データ変換部
- 22 …不透明度設定記憶部
- 23 …レンダリング処理部
- 24 …モニタ
- 25 …制御部
- 26 …操作部

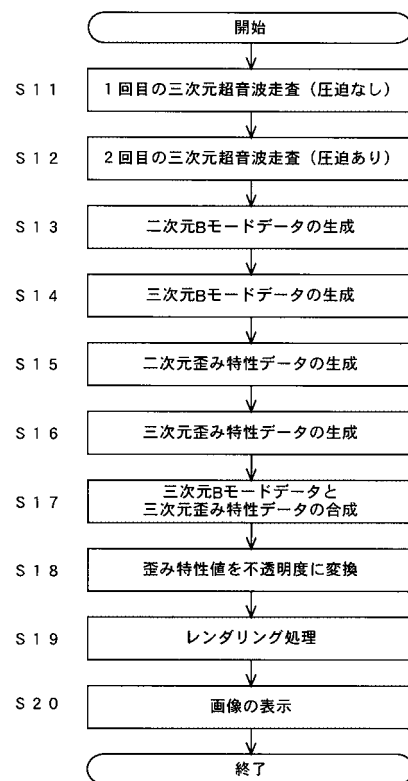
【図1】



【図2】

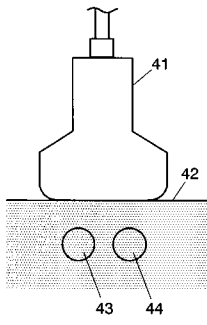


【図3】

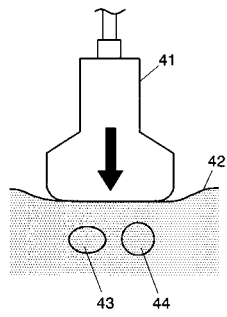


【図 4】

(a) 圧迫なし



(b) 圧迫あり



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2011024733A	公开(公告)日	2011-02-10
申请号	JP2009172484	申请日	2009-07-23
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所		
[标]发明人	柴田 眞明		
发明人	柴田 眞明		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB17 4C601/DD19 4C601/EE02 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/GB04 4C601/JC26 4C601/KK22		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种产生3D弹性成像图像的超声波诊断装置，其中操作者等能够容易地区分图像部分之间的失真特性的差异。解决方案：超声波诊断装置具有根据通过对被检体内的任意区域执行3D超声波扫描而获得的回波信号来生成被检体内部的3D图像的功能。该装置包括：3D数据生成装置17，用于通过处理回波信号来生成表示任意区域的组织和结构的3D数据；失真分布检测装置19，用于通过处理回声来确定任意区域的失真属性值的3D分布信号，不透明度应用装置20和21，以根据其自身的失真属性值对每个3D数据点应用不透明度；以及图像生成装置23，用于通过使3D数据变得不透明来生成用于显示的图像。

