

(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2010-155031

(P2010-155031A)

(43) 公開日 平成22年7月15日(2010.7.15)

(51) Int.Cl.	F 1	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
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2009-358 (P2009-358)
 (22) 出願日 平成21年1月5日(2009.1.5)

(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 100095670
 弁理士 小林 良平
 (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 BB16 EE09 JC04 JC18
 JC37 KK21 KK24 KK31
 5B057 AA07 BA05 BA24 CA02 CA08
 CA12 CA16 CB02 CB08 CB13
 CB16 CE08 CH18 DA20 DB02
 DB09 DC16 DC32

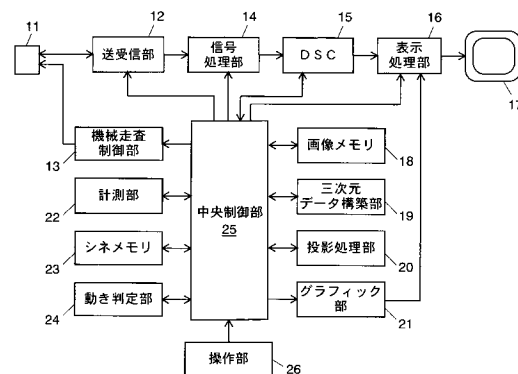
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】撮像対象が静止した状態で取得された三次元超音波画像をオペレータが容易に選択可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置において、任意の撮像領域に超音波を三次元的に繰り返し走査する超音波走査手段11と、超音波走査により取得されたエコー信号から、断面位置の異なる複数の二次元超音波画像で構成された二次元画像セットを生成する二次元画像セット生成手段15、18と、二次元画像セットから三次元データを構築する三次元データ構築手段19と、三次元データから三次元超音波画像を生成して表示装置に表示させる三次元画像表示手段20、25と、時間的に前後して取得された複数の二次元画像セットについて、対応する断面位置の二次元超音波画像同士を比較することで、該二次元画像セット取得時における撮像領域内の動きの有無を判定する動き判定手段24とを設ける。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

a)被検体内の任意の撮像領域に対して超音波を三次元的に繰り返し走査する超音波走査手段と、

b)前記超音波走査手段によって取得されたエコー信号から、断面位置の異なる複数の二次元超音波画像で構成された二次元画像セットを生成する二次元画像セット生成手段と、

c)前記二次元画像セットから前記撮像領域の三次元データを構築する三次元データ構築手段と、

d)前記三次元データから前記撮像領域を表す三次元超音波画像を生成して表示装置に表示させる三次元画像表示手段と、

e)時間的に前後して取得された複数の前記二次元画像セットについて、対応する断面位置の二次元超音波画像同士を比較することにより、該二次元画像セット取得時における前記撮像領域内の動きの有無を判定する動き判定手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

更に、前記三次元データに基づいて所定の計測を行う計測手段を備え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】

更に、前記動き判定手段による判定の結果をオペレータに通知する通知手段を備え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。

【請求項 4】

更に、三次元超音波画像を表示装置に表示させる際に、前記動き判定手段によって動きが無いと判定された二次元画像セットに基づく三次元超音波画像のみを表示させる表示制限手段を有することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

更に、動き判定の対象とする領域を、二次元超音波画像又は三次元超音波画像上でオペレータに指定させる判定対象領域指定手段を備え、

前記動き判定手段が、対応する断面位置の二次元超音波画像同士を比較する際に、前記判定対象領域指定手段によって指定された領域のみを比較することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記動き判定手段が、各二次元超音波画像中に含まれる輪郭線を検出し、対応する断面位置の二次元超音波画像同士で該輪郭線の位置を比較することにより動きの有無を判定することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記動き判定手段が、各二次元超音波画像を複数の部分領域に分割すると共に各部分領域に含まれる画素の輝度値の平均を求め、対応する断面位置の二次元超音波画像同士で前記平均値を各部分領域毎に比較することにより動きの有無を判定することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか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し、特に、三次元画像の生成・表示が可能な超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、被検体内部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おり、胎児の発育診断をはじめとする種々の診断に用いられている。このような超音波診断装置では、超音波プローブによって断面位置の異なる複数枚の二次元超音波画像（断層画像）が連続的に収集され、該二次元超音波画像のセットから撮像対象のポリユー

10

20

30

40

50

ムデータ（三次元データ）が構築される。その後、該三次元データは、サーフェスレンダリングやボリュームレンダリング等の手法によって二次元の投影面に投影され、該投影画像が被検体内の所定の領域を表した三次元コンピュータグラフィック（以下、これを三次元超音波画像と呼ぶ）としてモニタの画面上に表示される。

【 0 0 0 3 】

更に、近年では、このような超音波走査、三次元データの構築、及び三次元超音波画像（投影画像）の生成・表示を短時間で繰り返し行うことにより、三次元超音波画像を動画としてほぼリアルタイムに表示することのできる、いわゆるリアルタイム三次元動画表示機能を備えた超音波診断装置も広く用いられるようになってきている（例えば、非特許文献 1 を参照）。

10

【 0 0 0 4 】

このような超音波診断装置を用いた診断では、上記のような三次元的な超音波走査で取得された三次元データに基づいて、被検体内の任意の部位の長さ、角度、面積、又は体積等の計測を行う場合がある。こうした計測では、モニタに順次表示される三次元超音波画像の中からオペレータが適当な画像を計測用画像として選択し、該画像上に計測用のキャリパ等を重畳表示させて計測部位を指定する。すると、該三次元超音波画像に対応した三次元データに基づいて所定の計測が実行され、その結果がモニタに表示される。

【 先行技術文献 】

【 非特許文献 】

【 0 0 0 5 】

20

【 非特許文献 1 】 夫律子著「フルカラーアトラス最新 3 D / 4 D 胎児超音波画像診断」メディカ出版、2004年1月31日、pp.24-27

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

しかしながら、上記のようないわゆるリアルタイム三次元動画表示を行う場合であっても、三次元超音波走査にはある程度の時間を要する。そのため、1回の三次元超音波走査の間に撮像対象（例えば胎児）が動いた場合には、該超音波走査によって得られる三次元データに歪みが生じる。このような三次元データを対象として上記の計測を行った場合、得られる計測値は真の値と異なったものとなる。従って、正確な計測を行うためには、撮像対象が静止している状態で取得された三次元データを用いて計測を行う必要があるが、オペレータがモニタ上に表示される三次元超音波画像を見て、それが静止状態で取得されたものであるか否かを正確に判断するのは困難であった。

30

【 0 0 0 7 】

本発明は上記のような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、三次元超音波画像の生成・表示が可能な超音波診断装置において、撮像対象が静止した状態で取得された三次元超音波画像をオペレータが容易に選択できるようにすることにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

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、

40

a) 被検体内の任意の撮像領域に対して超音波を三次元的に繰り返し走査する超音波走査手段と、

b) 前記超音波走査手段によって取得されたエコー信号から、断面位置の異なる複数の二次元超音波画像で構成された二次元画像セットを生成する二次元画像セット生成手段と、

c) 前記二次元画像セットから前記撮像領域の三次元データを構築する三次元データ構築手段と、

d) 前記三次元データから前記撮像領域を表す三次元超音波画像を生成して表示装置に表示させる三次元画像表示手段と、

e) 時間的に前後して取得された複数の前記二次元画像セットについて、対応する断面位置の二次元超音波画像同士を比較することにより、該二次元画像セット取得時における前

50

記撮像領域内の動きの有無を判定する動き判定手段と、
を備えることを特徴としている。

【0009】

前記本発明に係る超音波診断装置は、更に、前記三次元データに基づいて所定の計測を行う計測手段を備えるものとするのが望ましい。

【0010】

また、前記本発明に係る超音波診断装置には、更に、前記動き判定手段による判定の結果をオペレータに通知する通知手段を設けるのが望ましい。

【0011】

あるいは、前記本発明に係る超音波診断装置には、更に、三次元超音波画像を表示装置に表示させる際に、前記動き判定手段によって動きが無いと判定された二次元画像セットに基づく三次元超音波画像のみを表示させる表示制限手段を設けるのが望ましい。

【0012】

上記構成から成る本発明の超音波診断装置によれば、異なる時刻に取得された複数の二次元画像セットを前記動き判定手段によって比較することで、該二次元画像セット取得時点で撮像対象に動きがあったか否かを判定することができ、更に、前記通知手段によって該判定の結果をオペレータに通知したり、該判定結果に基づいて前記表示制限手段により三次元超音波画像の表示を制限したりすることにより、オペレータが計測に適した三次元超音波画像（厳密にはそれに対応する三次元データが計測対象となる）を容易に選択できるようになる。

【0013】

また、本発明に係る超音波診断装置は、更に、動き判定の対象とする領域を、二次元超音波画像又は三次元超音波画像上でオペレータに指定させる判定対象領域指定手段を備え、前記動き判定手段が、対応する断面位置の二次元超音波画像同士を比較する際に、前記判定対象領域指定手段によって指定された領域のみを比較するものとしてもよい。このようにすることで、心臓などの常時動いている部分を除外して動き判定を行うことが可能になると共に、動き判定のための演算の負荷を軽減することができる。

【0014】

なお、前記動き判定手段は、例えば、各二次元超音波画像中に含まれる輪郭線を検出し、対応する断面位置の二次元超音波画像同士で該輪郭線の位置を比較することにより動きの有無を判定するものとするができる。ここで、輪郭線とは撮像領域内に含まれる組織や器官とその周囲との境界線を意味し、例えば、胎児と羊水との境界線等もこれに含まれる。

【0015】

あるいは、前記動き判定手段は、各二次元超音波画像を複数の部分領域に分割すると共に各部分領域に含まれる画素の輝度値の平均を求め、対応する断面位置の二次元超音波画像同士で前記平均値を各部分領域毎に比較することにより動きの有無を判定するものとすることもできる。

【発明の効果】

【0016】

以上説明したように、本発明に係る超音波診断装置によれば、胎児等の撮像対象が静止している状態をオペレータが容易に把握できるようになり、該状態で取得された三次元データを用いて計測を行うことにより正確な計測を行うことが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の実施例1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三次元超音波走査を説明する概念図。

【図3】同実施例の超音波診断装置における三次元超音波画像の撮像及び計測の手順を示すフローチャート。

【図4】動き判定部における判定方法を説明するための概念図。

【図 5】二次元超音波画像上に輪郭線の一部を重畳表示した状態を示す図。

【図 6】動き判定部における判定方法の別の例を説明するための概念図。

【図 7】動き判定の結果を表した画面表示の一例を示す図。

【図 8】本発明の実施例 2 に係る超音波診断装置における三次元超音波画像の撮像及び計測の手順を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明に係る超音波診断装置の実施例について図面を参照しつつ説明する。

【実施例 1】

【0019】

10

図 1 は、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であり、図 2 は同実施例の超音波診断装置における三次元超音波走査を説明する概念図である。

【0020】

超音波プローブ 11 は、一列に並べられた多数の超音波振動子から成る振動子アレイと、該振動子アレイを機械的に走査するための駆動機構とが内蔵されたいわゆる機械走査型の三次元超音波プローブであり、図 2 に示すように、超音波振動子の電子走査によって超音波ビームを走査して二次元的な走査面 100 を形成しつつ、前記駆動機構による機械走査によって走査面 100 の位置を順次変化させることにより、被検者体内の任意の三次元領域（以下、「撮像領域」と呼ぶ）に関するエコー信号を収集するものである。なお、図 2 中ではリニア型の超音波プローブを用いる場合の例を示したが、本発明はコンベックス型やセクタ型等の他の走査方式の超音波プローブを用いる場合にも同様に適用可能である。

20

【0021】

なお、本実施例では上記の通り、機械走査型の三次元超音波プローブを用いる例について説明するが、複数の超音波振動子を二次元的に配列して成る二次元振動子アレイを備えたいわゆる電子走査型の三次元超音波プローブを用いる場合にも本発明を同様に適用可能である。

【0022】

超音波プローブ 11 は、超音波診断装置の本体に設けられたコネクタ（図示略）を介して送受信部 12 及び機械走査制御部 13 に接続される。送受信部 12 は、所定の駆動パルスを前記各超音波振動子に印加すると共に、超音波プローブ 11 の各超音波振動子から出力されるエコー信号を増幅して整相加算することにより、超音波ビーム一本分に相当するビーム信号を生成する。なお、このとき各超音波振動子による超音波送受のタイミングを適宜調整することにより、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る。一方、機械走査制御部 13 は、超音波プローブ 11 に内蔵された駆動機構の動作を制御するものであり、該駆動機構によって振動子アレイを所定の間隔で移動させることにより、超音波ビームが単軸方向（スライス方向）に機械走査される。

30

【0023】

信号処理部 14 は、送受信部 12 から出力される前記ビーム信号に対数圧縮、包絡線検波等の所定の処理を施すことにより画像信号を生成する。デジタルスキャンコンバータ（以下、DSC と呼ぶ）15 は、信号処理部 14 から順次出力される画像信号に基づいて各走査面 100 に対応した二次元超音波画像を生成する。また、DSC 15 は、後述する投影処理部 20 にて生成された三次元超音波画像をモニタ 17 に表示させるための処理も行う。

40

【0024】

画像メモリ 18 は、DSC 15 にて生成された二次元超音波画像を一時的に格納するものである。三次元超音波走査を行っている間、画像メモリ 18 には、一定時間毎に DSC 15 から二次元超音波画像が入力される。これにより、画像メモリ 18 内には撮像領域の全域に亘る連続画像のセット（これを「二次元画像セット」と呼ぶ）が格納されることとなる。

50

【 0 0 2 5 】

三次元データ構築部 19 は、図示しないポリウムメモリを有しており、前記の画像メモリ 18 に格納された二次元画像セットの各画像を所定の位置関係で並べ、画像間の間隙を補完して該ポリウムメモリに格納することにより撮像領域の三次元データ（ポリウムデータ）を構築する。

【 0 0 2 6 】

投影処理部 20 は、前記三次元データに基づき、ポリウムレンダリング処理やサーフェスレンダリング処理によって前記三次元データを仮想的な平面に投影した投影画像（以下、これを「三次元超音波画像」と呼ぶ）を生成する。なお、投影処理部 20 では、前記三次元データに基づいて任意の断面における断層画像を生成することもできる。

10

【 0 0 2 7 】

グラフィック部 21 は、診断情報等の文字や計測用のカーソル又はキャリパ等の図形から成るグラフィックを生成するものである。DSC 15 より出力された超音波画像（二次元超音波画像又は三次元超音波画像）とグラフィック部 21 から出力されたグラフィックが表示処理部 16 において合成することにより、モニタ 17 上に超音波画像とグラフィックとを重畳して（又は並べて）表示させることができる。

【 0 0 2 8 】

計測部 22 は、三次元データ構築部 19 で構築された三次元データに基づいて撮像領域内の所定部位の長さ、角度、面積、又は体積等を計測するものであり、シネメモリ 23 は、三次元データ構築部 19 にて順次生成される三次元データを過去数個分に亘って一時的に保持するものである。

20

【 0 0 2 9 】

動き判定部 24 は、時間的に前後して取得された二次元画像セットを比較することにより、各二次元画像セット取得時における撮像対象（例えば胎児）の動きの有無を判定するものである（詳細は後述する）。

【 0 0 3 0 】

上記各部の動作は、CPU や RAM 等を含む中央制御部 25 によって制御されており、中央制御部 25 には、キーボードや各種操作ボタン、トラックボール等を備えた操作部 26 によってオペレータからの指示が入力される。中央制御部 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 17 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構成してもよく、回路等によってハードウェア的に実現してもよい。また両者を組み合わせた構成としてもよい。

30

【 0 0 3 1 】

なお、本実施例では、超音波プローブ 11、三次元データ構築部 19、計測部 22、及び動き判定部 24 が、それぞれ本発明における超音波走査手段、三次元データ構築手段、計測手段、及び動き判定手段に相当する。また、本実施例では、DSC 15 及び画像メモリ 18 が協働して本発明における二次元画像セット生成手段として機能し、投影処理部 20 及び中央制御部 25 が協働して三次元画像表示手段として機能する。また、グラフィック部 21、表示処理部 16 及びモニタ 17 が協働して本発明における通知手段として機能する。

40

【 0 0 3 2 】

以下、本実施例に係る超音波診断装置を用いた三次元超音波画像の撮像及び計測の手順について図 3 のフローチャートを用いて説明する。なお、ここでは被検者体内の胎児を撮像対象とする場合を例に説明を行う。

【 0 0 3 3 】

まず、オペレータが超音波プローブ 11 を被検者（母体）の腹部の所定位置に当接させ、操作部 26 で所定の操作を行うことにより超音波走査の開始を指示する。これにより、超音波プローブ 11 による三次元超音波走査が実行され（ステップ S 11）、画像メモリ 18 への二次元画像セットの蓄積、三次元データ構築部 19 における三次元データの構築

50

、投影処理部 20 による投影処理が行われて三次元超音波画像がモニタ 17 に表示される。こうした三次元超音波走査から三次元超音波画像の表示までの一連の処理は所定の周期で繰り返し実行されるため、モニタ 17 上の三次元超音波画像は順次更新され、動画として視認される。

【0034】

本実施例に係る超音波診断装置では、前記二次元画像セットから三次元データを生成するに際して、動き判定部 24 にて該二次元画像セット取得時における胎児の動きの有無が判定される（ステップ S12）。

【0035】

ここで、動き判定部 24 における動き判定の詳細について説明する。動き判定部 24 は、画像メモリ 18 に格納された、最新の二次元画像セットとその直前に取得された二次元画像セットとを比較することによって動き判定を行う。以下、説明の便宜上、最新の二次元画像セットを画像セット a、その直前に取得された二次元画像セットを画像セット b とし、画像セット a を構成する各二次元超音波画像を F0a、F1a、F2a...Fn a、画像セット b を構成する各二次元超音波画像を F0b、F1b、F2b...Fn b とする（図 4 参照）。なお、ここで、Fm a、Fm b（b = 0 ~ n）は、超音波プローブ 11 を基準として同一位置を走査した画像であり、撮像領域内の同一断面に関する画像とみなすことができる。

【0036】

動き判定部 24 は、まず画像 F0a と画像 F0b を比較して両画像の相違を検出する。このとき、動き判定部 24 は、まず、画像 F0a の左右一方の端にある縦一列分の画素の輝度値を浅い領域から深い領域に向かって順に確認し、該輝度値が低い値から高い値へ急変する箇所を全て検出する。そして、このような輝度急変箇所の検出を画像 F0a の左右方向に順に行う。二次元超音波画像中で輝度が急変する箇所は被検体内の組織や器官等の境界位置と考えられるため、これにより、画像 F0a 中に存在する全ての輪郭線が検出されることとなる。同様にして画像 F0b についても画像中の輪郭線を検出し、画像 F0a と画像 F0b における輪郭線の位置を比較してその変位量が所定の閾値以上なら「変化有り」、該閾値以下なら「変化無し」と判断する。

【0037】

同様にして画像 Fn a と画像 Fn b まで繰り返し比較を行い、全て変化がなかった場合には、これらの画像セットを「動き無し」と判定し、それ以外の場合には「動き有り」と判定する。

【0038】

なお、上記では二次元超音波画像中の浅い領域から深い領域に亘って全ての輝度急変箇所を検出するものとしたが、一部の輝度急変箇所、例えば、最も浅い領域に存在する輝度急変箇所のみを検出するようにしてもよい。これにより、超音波プローブ 11 に近い側の胎児の体表面のみを輪郭線として検出することができ、胎児の心臓等を除外した動き判定を行うことができる。このように一部の輪郭線のみを検出して動き判定を行う場合には、検出された輪郭線の位置が高輝度線表示（トレース表示）された二次元超音波画像をモニタ 17 上に適宜表示できるようにしてもよい。このような画面表示の一例を図 5 に示す。図中では胎児 30 の顔面が上を向いた状態の二次元超音波画像 200 を示しており、胎児 30 とその周辺領域 40 との間の境界線（即ち胎児の輪郭線）のうち、顔面側の輪郭線のみが高輝度線 50 によってトレースされている。このようにすることで、オペレータは撮像領域中のどの部分の動きを判定しているのかを容易に把握することができる。

【0039】

また、動き判定部 24 では、上記のように各画像 Fm a、Fm b の全域を比較するのではなく、予め指定された判定対象領域 60 内のみについて比較を行うようにしてもよい（図 6 参照）。このような判定対象領域 60 はオペレータが二次元超音波画像又は三次元超音波画像上で ROI（Region Of Interest：関心領域）等を設定することによって予め指定することができる。これにより、胎児の心臓等を除外した動き判定を行うことが可能と

10

20

30

40

50

なると共に、動き判定に係る演算の負荷を軽減することができる。

【 0 0 4 0 】

上記のような動き判定が行われた後、三次元データ構築部 19 において上記最新の二次元画像セットから撮像領域の三次元データが構築され（ステップ S 13）、該三次元データが投影処理部 20 とシネメモリ 23 に送られる。更に、投影処理部 20 において該三次元データから三次元超音波画像が生成される（ステップ S 14）。以上において生成される三次元データのファイル及び三次元超音波画像のファイルには上記の動き判定の結果を表すフラグ領域が設けられており、上記動き判定の結果が「動き無し」であった場合には該フラグが ON にされ、「動き有り」であった場合には該フラグが OFF とされる。その後、投影処理部 20 で生成された三次元超音波画像が D S C 15 及び表示処理部 16 を経てモニタ 17 の画面上に表示される（ステップ S 15）。

10

【 0 0 4 1 】

オペレータは以上の処理によってモニタ 17 上に順次表示される三次元超音波画像を確認し、適当な時点でフリーズ操作、つまり超音波画像の取り込み停止の指示を行う（ステップ S 16 で Y e s）。中央制御部 25 はこの操作信号を受けると、超音波プローブ 11 による超音波走査を停止し、更に三次元データの構築及び投影処理も停止する。従って、フリーズ操作の直前に生成された三次元超音波画像がモニタ 17 の画面上に表示された状態で画像の更新が一時停止する。

【 0 0 4 2 】

この状態で、オペレータが操作部 26 において所定の操作を行って計測モードの開始を指示すると（ステップ S 17）、前記ステップ S 14 で三次元超音波画像のファイルに付与されたフラグに基づいて、現在表示中の画像が静止状態で撮像されたものであるか否かが判断される（ステップ S 18）。

20

【 0 0 4 3 】

このとき、前記フラグが ON であった場合（ステップ S 18 で Y e s）には、その旨（即ち、判定結果が「動き無し」であった旨）を表すグラフィックがグラフィック部 21 で生成され、モニタ 17 上に表示された三次元超音波画像と並べて又は該三次元超音波画像に重畳させて該グラフィックが表示される（ステップ S 19）。このときの画面表示の一例を図 7 に示す。この例では、三次元超音波画像が静止状態で取得されたものであって計測に適したものである旨を「計測可」という文字 70 で表し、これを胎児 30 の三次元超音波画像 300 の近傍に表示している。もちろん、その他の文字や図形を表示するようにしてもよい。

30

【 0 0 4 4 】

一方、前記フラグが OFF であった場合（ステップ S 18 で N o）には、上記のようなグラフィックの生成及び表示は行わない（あるいは「動き無し」の場合と区別可能なグラフィックを表示してもよい）。

【 0 0 4 5 】

オペレータはこのときの画面表示を確認し、現在表示されている三次元超音波画像を計測に用いるか否かを判断する。オペレータが該画像を（厳密にはそれに対応する三次元データを）計測に用いる旨を指示すると（ステップ S 20 で Y e s）、計測部位を指定するためのポインタやキャリパ等がグラフィック部 21 によって生成され、前記三次元超音波画像上に重畳表示される。オペレータは操作部 26 を用いて該ポインタやキャリパの位置又は角度等を変更し、これにより計測の対象とする部位を指定する（ステップ S 21）。計測部位の指定が完了すると計測部 22 によって所定の演算処理が実行され（ステップ S 22）、指定した部位の長さ、角度、面積、又は体積等が前記三次元データに基づいて計測されて、その結果がモニタ 17 の画面上に表示される。

40

【 0 0 4 6 】

以上の計測部位の指定（ステップ S 21）及び計測処理（ステップ S 22）は、従来既知の計測用プログラム等によって行うことができる。なお、ここでは、三次元超音波画像上で直接計測対象部位を指定する場合を例に挙げたが、まずオペレータが三次元超音波画

50

像上で任意の断面を指定し、該三次元超音波画像に対応した三次元データを基に作成された該断面の画像上で測定部位を指定することもできる。また、オペレータによる計測対象部位の指定を行わず、三次元データを構成する各ボクセルの輝度値に基づいて自動的に目的部位を抽出してその面積や体積等を計測するようにしてもよい。

【 0 0 4 7 】

なお、ステップ S 2 0 において現在表示中の画像を計測に使用しないとオペレータが判断した場合（ステップ S 2 0 で N o ）には、操作部 2 6 を操作して超音波走査を再開させ、三次元動画像を再度表示させた上でフリーズ操作をやり直す。また、フリーズ状態を継続したままオペレータが操作部 2 6 に設けられたトラックボール等を操作することにより、シネメモリ 2 3 に蓄えられた過去数個分の三次元データを画像化して順次モニタ 1 7 上に表示させ、その中から適切な画像を選択することも可能である。なお、このようにシネメモリ 2 3 から三次元データを読み出して表示する場合にも、各三次元データに係るファイルのフラグ領域を参照し、該フラグが O N であった場合には、動き判定の結果が「動き無し」であったことを表すグラフィックを三次元超音波画像と共に表示する。

10

【 0 0 4 8 】

このように、本実施例に係る超音波診断装置によれば、二次元画像セットに基づいて撮像対象の動きの有無が判定され、その結果がオペレータに通知される。このため、撮像対象が静止した状態で取得された画像をオペレータが容易に選択できるようになり、三次元データを用いた計測の信頼性を向上させることができる。

20

【 実施例 2 】

【 0 0 4 9 】

上記実施例では二次元画像セットが生成される毎に動き判定部 2 4 による判定を行うものとしたが、この他、オペレータの指示に応じて随時、動き判定を行うようにしてもよい。以下、このような超音波診断装置の一実施例における三次元超音波画像の撮像及び計測の手順について図 8 のフローチャートを用いて説明する。なお、本実施例に係る超音波診断装置の構成については、図 1 とほぼ同様であるため説明を省略する。

【 0 0 5 0 】

まず、超音波プローブ 1 1 を被検者の体表に当接させて三次元超音波走査（ステップ S 3 1 ）、三次元データの構築（ステップ S 3 2 ）、及び投影処理（ステップ S 3 3 ）を行って撮像領域の三次元超音波画像をモニタ 1 7 に表示させる（ステップ S 3 4 ）。但し、このとき動き判定部 2 4 による判定は行わないものとする。

30

【 0 0 5 1 】

上記ステップ S 3 1 ～ S 3 4 が繰り返し実行され、オペレータはモニタ 1 7 上で順次更新される三次元超音波画像を見ながら任意のタイミングでフリーズ操作を行う（ステップ S 3 5 で Y e s ）。続いてオペレータが計測モードの開始を指示する（ステップ S 3 6 ）と、動き判定部 2 4 による動き判定が実行され（ステップ S 3 7 ）、現在表示中の三次元超音波画像が静止状態で撮像されたものが否かがオペレータに通知される（ステップ S 3 8 、ステップ S 3 9 ）。このとき、動き判定部 2 4 は、画像メモリ 1 8 に格納されている、現在表示中の三次元超音波画像に対応した二次元画像セットとその直前又は直後に取得された二次元画像セットとに基づき、上記実施例 1 と同様にして動きの有無を判定する。

40

【 0 0 5 2 】

そして、オペレータが現在表示中の三次元超音波画像を計測に用いる旨を指示する（ステップ S 4 0 で Y e s ）と、以降は上記実施例 1 と同様にして計測部位の指定（ステップ S 4 1 ）、及び計測処理（ステップ S 4 2 ）が実行される。

【 0 0 5 3 】

なお、動き判定の結果、現在表示中の三次元超音波画像を計測に使用しないとオペレータが判断した場合（ステップ S 4 0 で N o ）には、操作部 2 6 を操作して超音波走査を再開させ、三次元動画像を再度表示させた上でフリーズ操作をやり直す。あるいは、フリーズ状態を継続したままオペレータが操作部 2 6 に設けられたトラックボール等を操作することにより、シネメモリ 2 3 に蓄えられた過去数個分の三次元データを画像化して順次画

50

面上に表示させ、その中から適当な画像を選択することも可能である。このようにシネメモリ 23 から三次元データを読み出して表示する場合にも、該三次元データに対応した二次元画像セットとその直前又は直後に取得された二次元画像セットとを画像メモリ 18 から参照して動き判定部 24 による動き判定を行い、その結果を三次元超音波画像と共にオペレータに提示する。

【0054】

以上、実施例を用いて本発明を実施するための最良の形態につ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。

【0055】

例えば、上記実施例における動き判定部 24 では、二次元超音波画像中の輪郭線の位置から撮像対象の動きの有無を判定するものとしたが、この他、二次元超音波画像の任意の画素の輝度値の変化を検出するものとしてもよい。具体的には、上述の画像セット a の二次元超音波画像 F0a と画像セット b の二次元超音波画像 F0b を比較する場合に、まず、各画像 F0a、F0b をそれぞれ数画素（例えば 3 ピクセル × 3 ピクセル）から成る部分領域に分割し、各部分領域を構成する画素の輝度値の平均を算出する。続いて、画像 F0a と F0b について各々対応する部分領域同士で前記平均値の比較を行う。このとき、画像中の全ての部分領域についてその差が許容範囲内である場合には、F0a と F0b の間で変化は無いと判断し、それ以外の場合には F0a と F0b の間で変化があると判断する。同様にして画像セット a、b の全ての画像同士を比較し、全て変化がなかった場合には、これらの画像セットを「動き無し」と判定し、それ以外の場合には「動き有り」と判定する。

【0056】

また、画像中のある範囲に含まれる各部分領域において、前記のような輝度の平均値の差が許容範囲内であるならば、その範囲内については動きがないと考えることができる。そこで、この範囲を計測可能な範囲と判断し、該計測可能範囲を表すグラフィックを三次元超音波画像上に重畳表示したり、計測部位を指定するためのキャリバやカーソル等が前記計測可能範囲内でしか移動できないようにしたりすることで、計測可能な範囲をオペレータが容易に把握できるようにすることもできる。

【0057】

また、上記実施例では、所定のグラフィックを三次元超音波画像と共にモニタ 17 に表示することにより、動き判定の結果、即ち、該画像が計測に適したものであるか否かをオペレータに通知するものとしたが、この他、超音波診断装置上に別途設けられた表示手段や、LED 等を用いて、現在モニタ 17 に表示中の三次元超音波画像が計測に適したものの可否かをオペレータに通知するようにしてもよい。

【0058】

また、上記のような通知を行う代わりに、動き判定によって計測に適していると判定された画像のみをモニタ 17 に表示できるようにしてもよい。この場合、例えば、三次元超音波走査及び三次元動画像表示の実行中にオペレータが操作部 26 で所定の操作を行うと、それ以降は「動き無し」と判定された最新の三次元超音波画像のみが順次モニタに表示されるようにすることができる。又は、フリーズ状態でオペレータが所定の操作（例えば計測モードの開始指示）を行い、その後にシネメモリ 23 中の三次元データを読み出すと、シネメモリ 23 に格納された三次元データのうち、「動き無し」と判定されたものだけが画像化されてモニタ 17 に表示されるようにすることができる。

【0059】

あるいは、上記のような通知に加えて、又は上記のような通知や表示の制限を行う代わりに、計測処理の結果を記載した計測レポートを出力する際に、該計測に用いた三次元データ（厳密にはそれに対応する二次元画像セット）に関する動き判定の結果を該レポート上に記載するようにしてもよい。

【0060】

なお、本発明において動き判定手段での比較対象とする二次元画像セットは、典型的には時間的に隣接して取得された２つの二次元画像セット（即ち、ある二次元画像セットとその直前又は直後に取得された二次元画像セット）であるが、これに限らず、３つ以上の二次元超音波画像を比較するものとしてもよい。また、時間的に離隔して取得された二次元画像セット（即ち、ある二次元画像セットとその２つ以上前又は後に取得された二次元画像セット）同士を比較してもよい。

【符号の説明】

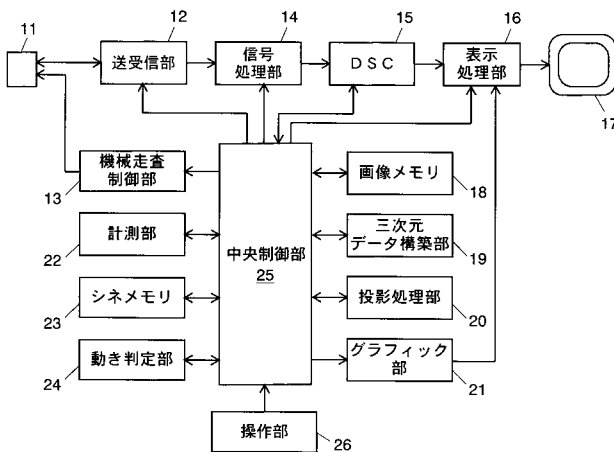
【 0 0 6 1 】

- 1 1 ... 超音波プローブ
- 1 2 ... 送受信部
- 1 4 ... 信号処理部
- 1 5 ... D S C
- 1 6 ... 表示処理部
- 1 7 ... モニタ
- 1 8 ... 画像メモリ
- 1 9 ... 三次元データ構築部
- 2 0 ... 投影処理部
- 2 1 ... グラフィック部
- 2 2 ... 計測部
- 2 3 ... シネメモリ
- 2 4 ... 判定部
- 2 5 ... 中央制御部
- 2 6 ... 操作部

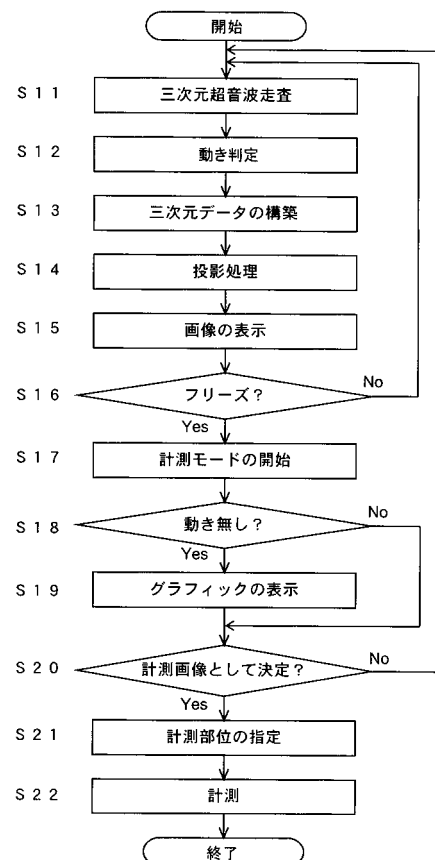
10

20

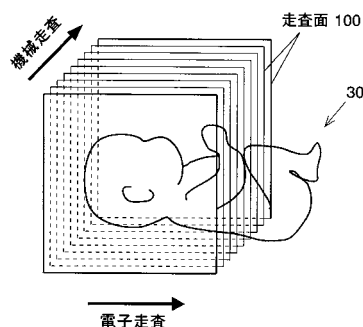
【 図 1 】



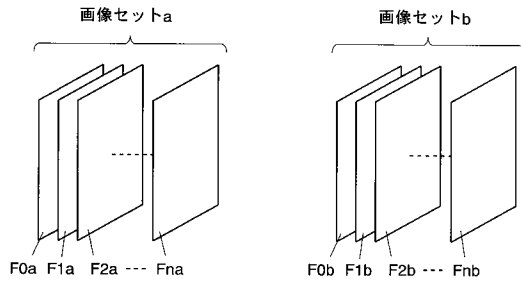
【 図 3 】



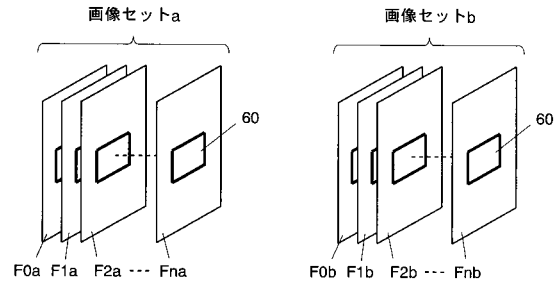
【 図 2 】



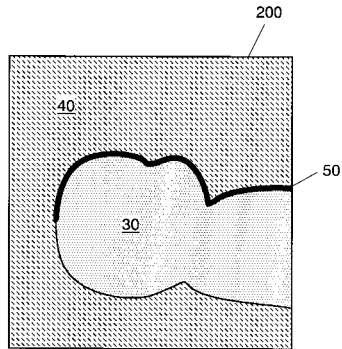
【図 4】



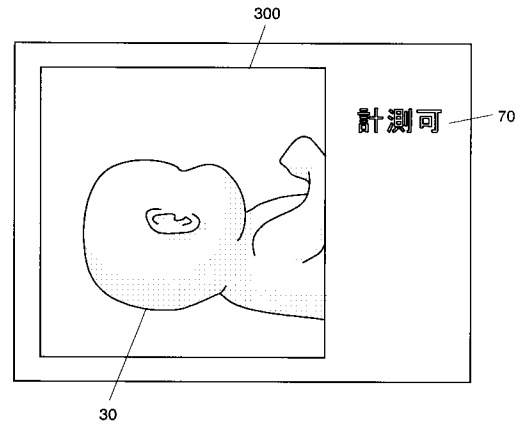
【図 6】



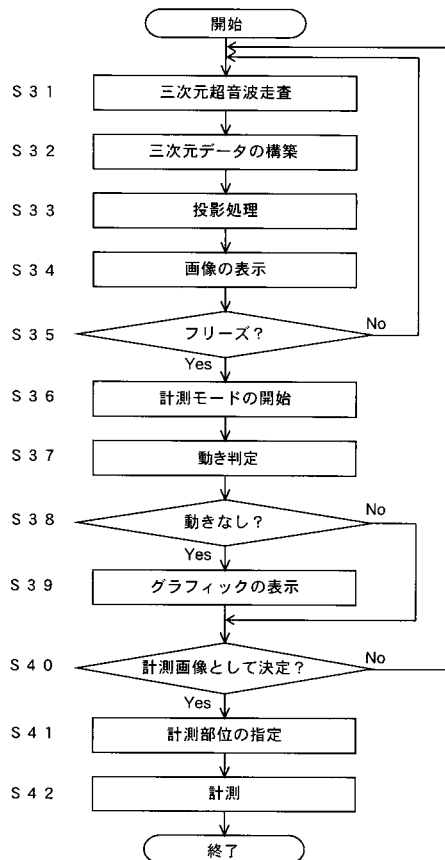
【図 5】



【図 7】



【図 8】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2010155031A	公开(公告)日	2010-07-15
申请号	JP2009000358	申请日	2009-01-05
[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	柴田真明		
发明人	柴田 真明		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/EE09 4C601/JC04 4C601/JC18 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK24 4C601/KK31 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA24 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CE08 5B057/CH18 5B057/DA20 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC16 5B057/DC32 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA04 5L096/FA06 5L096/HA02		
代理人(译)	小林良平		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，其中操作者可以容易地选择在成像目标静止的状态下获取的三维超声波图像。 超声波诊断装置包括：超声波扫描单元，其在任意成像区域中三维地并且重复地扫描超声波；以及超声波扫描单元，其根据通过超声波扫描获取的回波信号，一个二维图像组生成装置15和18，用于产生二维图像组由维超声波图像的，并且三维数据构成装置19来构造从二维图像组的三维数据，从三维数据叔要被显示在显示装置上的三维图像显示部20，25，以产生原始的超声图像，一个后获得的时间上的多个二维图像组中，相应的截面位置的二维超声图像并且运动判断装置24用于在通过比较两个图像获取二维图像集时判断成像区域中是否存在运动。 点域1

