

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5543681号  
(P5543681)

(45) 発行日 平成26年7月9日(2014.7.9)

(24) 登録日 平成26年5月16日(2014.5.16)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 3 (全 18 頁)

|           |                               |           |                      |
|-----------|-------------------------------|-----------|----------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2006-70773 (P2006-70773)    | (73) 特許権者 | 000153498            |
| (22) 出願日  | 平成18年3月15日 (2006.3.15)        |           | 株式会社日立メディコ           |
| (65) 公開番号 | 特開2007-244575 (P2007-244575A) |           | 東京都千代田区外神田四丁目14番1号   |
| (43) 公開日  | 平成19年9月27日 (2007.9.27)        | (74) 代理人  | 110001210            |
| 審査請求日     | 平成21年2月12日 (2009.2.12)        |           | 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所 |
| 前置審査      |                               | (72) 発明者  | 荒井 修                 |
|           |                               |           | 東京都千代田区内神田一丁目1番14号   |
|           |                               |           | 株式会社日立メディコ内          |
|           |                               | (72) 発明者  | 岩崎 隆雄                |
|           |                               |           | 宮城県仙台市青葉区上杉三丁目9-21   |
|           |                               | 審査官       | 五関 統一郎               |
|           |                               |           | 最終頁に続く               |

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線CT装置あるいは磁気共鳴撮像装置を含む医療用画像診断装置による被検体のリファレンスボリュームデータから前記被検体の超音波断層像に対応するリファレンス像を作成し、表示する超音波診断装置であって、

前記超音波診断装置は、

前記被検体の任意の部位において当接された探触子を通して得られる超音波断層像を作成し、表示する装置であり、

前記探触子に具備された位置センサであって、ベッドに一定の体位で横臥する前記被検体の座標系における前記探触子の位置情報を検出する位置センサ、によって検出される位置情報が対応づけられた複数の超音波断層像によって構築した前記被検体の超音波ボリュームデータを作成する手段と、

前記リファレンスボリュームデータの少なくとも2つの直交断面における断層像と前記超音波ボリュームデータの少なくとも2つの直交断面における断層像に基づいて、前記リファレンスボリュームデータと前記超音波ボリュームデータの座標系の関係づけを行う手段と、

前記超音波ボリュームデータが作成された後、前記被検体が前記ベッドに前記一定の体位で横臥するという条件の下、前記関係づけられた座標系に基づいて、前記被検体の任意の部位において当接された前記探触子の前記位置センサによって検出された位置情報に応じた断面の前記リファレンス像と、前記被検体の任意の部位において当接された前記探触

10

20

子を通して得られる超音波断層像と、を表示させる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】

X線CT装置あるいは磁気共鳴撮像装置を含む医療用画像診断装置による被検体のリファレンスボリュームデータから前記被検体の超音波断層像に対応するリファレンス像を作成し、表示する超音波診断装置であって、

前記超音波診断装置は、

前記被検体の任意の部位において当接された探触子を通して得られる超音波断層像を作成し、表示する装置であり、

前記探触子に具備された位置センサであって、ベッドに一定の体位で横臥する前記被検体の座標系における前記探触子の位置情報を検出する位置センサ、によって検出される位置情報が対応づけられた複数の超音波断層像によって構築した前記被検体の超音波ボリュームデータを作成する手段と、

前記リファレンスボリュームデータと前記超音波ボリュームデータのそれぞれの同一特徴部の一致づけに基づいて前記リファレンスボリュームデータと前記超音波ボリュームデータの座標系の関係づけを行う手段と、

前記超音波ボリュームデータが作成された後、前記被検体が前記ベッドに前記一定の体位で横臥するという条件の下、前記関係づけられた座標系に基づいて、前記被検体の任意の部位において当接された前記探触子の前記位置センサによって検出された位置情報に応じた断面の前記リファレンス像と、前記被検体の任意の部位において当接された前記探触子を通して得られる超音波断層像と、を表示させる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 3】

前記リファレンスボリュームデータの少なくとも2つの直交断面における断層像と前記超音波ボリュームデータの少なくとも2つの直交断面における断層像は、いずれも直交三断面像であることを特徴とする請求項1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係り、特に、たとえばX線CT装置あるいは磁気共鳴撮像(MRI)装置等で作成されたリファレンスボリュームデータを用いて、超音波スキャン面の画像と同一断面のリファレンス像をリアルタイムに構築して表示器に表示するのに好適な超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波を被検体に照射し、その反射エコー信号により被検体内部の構造を画像化する超音波診断装置は、無侵襲かつリアルタイムな観察が可能であるため広く利用されている。

【0003】

一方、X線CT装置や磁気共鳴撮像(MRI)装置等の医療用画像診断装置は、高い分解能で広い範囲を撮像することができるため、細かな病変や臓器の位置関係の把握が容易に行える。特に、近年、X線CT装置用の造影剤が普及し、たとえば肝臓癌などの診断の検出能力が飛躍的に改善されてきている。

【0004】

また、超音波診断装置において、その探触子に位置センサを貼り付けて超音波スキャン面を算出し、医療用画像診断装置から得られるリファレンスボリュームデータから該超音波スキャン面と同一断面の二次元断層像からなるリファレンス像を構築して、表示画面に表示する試みがなされている。

【0005】

このような試みにおいて、たとえば下記特許文献1では、リファレンスボリュームデータからたとえば血管等を含んだ特徴的な断面からなるリファレンス像を再構成し、このリ

10

20

30

40

50

ファレンス像に対し、それと同一の超音波断層像を抽出させて、リファレンスボリュームデータと被検体との位置合わせを行うことが開示されている。

【特許文献1】特開2003-130490号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、位置合わせの際に比較される超音波断層像とボリュームデータからのリファレンス像は、いずれも同一個所の血管等を含んだものとして映像されるが、それら各断層像の座標は完全に一致していない場合があるため、探触子の位置に応じて映像される超音波断層像と前記リファレンス像にずれが生じてしまうことがある。

10

【0007】

すなわち、位置合わせの際に特定される各断層像にはいずれも前記血管等のような特徴部位の基準を有するが、該基準が表示されている断層像は一義的に決まっていけないという理由から上述した不都合が生じる。

【0008】

本発明の目的は、探触子の位置に応じて映像される超音波断層像のスキャン面に対するリファレンス像にずれが生じてしまうのを回避し、各断層面の位置合わせの向上を図った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】

【0009】

20

本願において開示される発明のうち、代表的なものの概要を簡単に説明すれば、以下のとおりである。

【0010】

(1) 本発明による超音波診断装置は、X線CT装置あるいは磁気共鳴撮像装置を含む医療用画像診断装置による被検体のリファレンスボリュームデータから前記被検体の超音波断層像に対応するリファレンス像を作成し、表示する超音波診断装置であって、前記超音波診断装置は、前記被検体の任意の部位において当接された探触子を通して得られる超音波断層像を作成し、表示する装置であり、前記探触子に具備された位置センサであって、ベッドに一定の体位で横臥する前記被検体の座標系における前記探触子の位置情報を検出する位置センサ、によって検出される位置情報が対応づけられた複数の超音波断層像によって構築した前記被検体の超音波ボリュームデータを作成する手段と、前記リファレンスボリュームデータの少なくとも2つの直交断面における断層像と前記超音波ボリュームデータの少なくとも2つの直交断面における断層像に基づいて、前記リファレンスボリュームデータと前記超音波ボリュームデータの座標系の関係づけを行う手段と、前記超音波ボリュームデータが作成された後、前記被検体が前記ベッドに前記一定の体位で横臥するという条件の下、前記関係づけられた座標系に基づいて、前記被検体の任意の部位において当接された前記探触子の前記位置センサによって検出された位置情報に応じた断面の前記リファレンス像と、前記被検体の任意の部位において当接された前記探触子を通して得られる超音波断層像と、を表示させる手段とを備えることを特徴とする。

30

【0011】

40

(2) 本発明による超音波診断装置は、X線CT装置あるいは磁気共鳴撮像装置を含む医療用画像診断装置による被検体のリファレンスボリュームデータから前記被検体の超音波断層像に対応するリファレンス像を作成し、表示する超音波診断装置であって、前記超音波診断装置は、前記被検体の任意の部位において当接された探触子を通して得られる超音波断層像を作成し、表示する装置であり、前記探触子に具備された位置センサであって、ベッドに一定の体位で横臥する前記被検体の座標系における前記探触子の位置情報を検出する位置センサ、によって検出される位置情報が対応づけられた複数の超音波断層像によって構築した前記被検体の超音波ボリュームデータを作成する手段と、前記リファレンスボリュームデータと前記超音波ボリュームデータのそれぞれの同一特徴部の一致づけに基づいて前記リファレンスボリュームデータと前記超音波ボリュームデータの座標系の関係

50

づけを行う手段と、前記超音波ボリュームデータが作成された後、前記被検体が前記ベッドに前記一定の体位で横臥するという条件の下、前記関係づけられた座標系に基づいて、前記被検体の任意の部位において当接された前記探触子の前記位置センサによって検出された位置情報に応じた断面の前記リファレンス像と、前記被検体の任意の部位において当接された前記探触子を通して得られる超音波断層像と、を表示させる手段とを備えることを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

なお、本発明は以上の構成に限定されず、本発明の技術思想を逸脱しない範囲で種々の変更が可能である。

【発明の効果】

10

【 0 0 1 3 】

このように構成した超音波診断装置は、探触子の位置に応じて映像される超音波断層像のスキャン面に対するリファレンス像にずれが生じてしまうのを回避し、各断層面の位置合わせの向上を図ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 4 】

以下、本発明による超音波診断装置の実施例を図面を用いて説明をする。

【 0 0 1 5 】

図2は、本発明による超音波診断装置の一実施例を示す概略ブロック図である。同図において、まず、被検体200に当接させて用いられる探触子（プローブ）10がある。この探触子10は並設された複数の超音波振動子が備えられて構成され、また、この探触子10には後に詳述する位置センサ20がたとえば貼り付けられて具備されている。

20

【 0 0 1 6 】

前記探触子10は送受信部12によって被検体200内に超音波を送出し、該被検体200から反射された超音波は前記送受信部12によって反射エコー信号として受信されるとともに、増幅、アナログデジタル変換、および整相加算などの処理がなされるようになっている。

【 0 0 1 7 】

該送受信部12からの信号は超音波像作成部14に入力され、この超音波像作成部14によって前記探触子10からの超音波のスキャン面における超音波断層像のデータが作成されるようになっている。

30

【 0 0 1 8 】

この超音波断層像のデータは画像メモリ16に記憶され、さらに合成部60を介して表示器18に入力され、その画面に該超音波断層像が表示されるようになっている。該超音波断層像は前記探触子10からの超音波のスキャン面における断層像となっている。

【 0 0 1 9 】

また、前記合成部60には、後述する他の画像のデータも入力されるようになっており、これら他の画像は前記超音波断層像とともに前記表示器18の画面に表示されるようになっている。

【 0 0 2 0 】

40

ここで、他の画像としては、いわゆる超音波ボリュームデータを構築し、この超音波ボリュームデータにおける任意の断面の断層像、および、本発明による超音波診断装置とは別個に構成される装置であって、たとえばX線CT装置あるいは磁気共鳴撮像（MRI）装置等からなる医療用画像診断装置（図2では符号100で示している）からリファレンスボリュームデータを入力し、このリファレンスボリュームデータにおける任意の断面の断層像となっている。

【 0 0 2 1 】

前記超音波ボリュームデータは、前記探触子10をたとえば超音波のスキャン面に直交する方向に移動させ、それによって順次得られる複数の断層像（スライス像）によって構築でき、この際の前記各断層像には、該探触子10に具備された位置センサ20からの信

50

号に基づいて位置情報が対応づけられるようになっている。

【 0 0 2 2 】

前記位置センサ 2 0 は、被検体 2 0 0 が横臥するベッド等に取り付けられたソース 2 2 から発生するたとえば磁気信号を検知する磁気センサから構成され、ソース座標系における探触子 1 0 の前記位置情報（三次元的な位置および傾き）が検出されるようになっている。なお、該位置センサ 2 0 とソース 2 2 としては、磁場を利用するものに限られず、たとえば光を利用するものであってもよい。

【 0 0 2 3 】

すなわち、前記探触子 1 0 をたとえば超音波のスキャン面に直交する方向に移動させることによって、前記超音波像作成部 1 4 から各スキャン面における断層像が得られ、これら各断層像はボリュームデータ構築部 2 6 に入力されるようになっている。

10

【 0 0 2 4 】

一方、探触子 1 0 の移動の過程において、前記位置センサ 2 0 およびソース 2 2 からの信号が探触子座標算出手段 5 6 に入力され、この探触子座標算出手段 5 6 によって該探触子 1 0 の位置情報が算出され、この位置情報はボリュームデータ構築部 2 6 へ入力されるようになっている。

【 0 0 2 5 】

この場合における探触子座標算出手段 5 6 の駆動は、操作卓 5 8 におけるボリュームデータ構築を示す操作に伴い、制御部 5 0 を介した信号の入力によってなされるようになっている。

20

【 0 0 2 6 】

ボリュームデータ構築部 2 6 では、前記超音波像作成部 1 4 から入力されるそれぞれの前記断層像に前記位置情報が対応づけられ、3次元座標軸が伴った超音波ボリュームデータが作成される。

【 0 0 2 7 】

ボリュームデータ構築部 2 6 で作成された超音波ボリュームデータはボリュームデータ記憶部 2 8 に記憶され、任意断層像作成部 3 0 によって任意の断面の断層像が該超音波ボリュームデータから作成されるようになっている。この任意の断面の断層像は、後の説明で明らかとなるが、たとえば直交三断面像からなる各断層像を含んで作成されるようになっている。

30

【 0 0 2 8 】

この任意断層像作成部 3 0 には、最初の段階ではたとえば予め設定された断面の各断層像が作成され、これら各断層像は画像メモリ 3 2 に記憶され、さらに合成部 6 0 を介して表示器 1 8 に入力され、その断層像が表示されるようになっている。この場合、操作者は、表示器 1 8 の画面に表示された各断層像を観察しながら、たとえば操作卓 5 8 の操作によって、各断層像の断面を移動させたり回転させることによって変化する断面に応じた断層像を変更させて表示させることができるようになっている。

【 0 0 2 9 】

すなわち、前記操作卓 5 8 からの操作に応じた信号は、制御部 5 0 を介して表示断面算出手段 5 2 A に入力され、この表示断面算出手段 5 2 A によって、該操作卓 5 8 の操作にともなって選定される断面の情報が算出されるようになっている。

40

【 0 0 3 0 】

この表示断面算出手段 5 2 A によって算出された新たな断面の情報は前記任意断層像作成部 3 0 に送出され、この任意断層像作成部 3 0 にて、前記断面の断層像が作成される。この断層像は画像メモリ 3 2 に記憶され、さらに合成部 6 0 を介して表示器 1 8 に入力され、その画面に断面が変化した断層像が表示されるようになっている。

【 0 0 3 1 】

さらに、前記リファレンスボリュームデータは、医療用画像信号装置 1 0 0 から入力され、ボリュームデータ記憶部 4 0 に記憶され、任意断層像作成部 4 2 によって任意の断面の断層像が該ボリュームデータから作成されるようになっている。この任意の断面の断層

50

像も、後の説明で明らかとなるが、たとえば直交三断面像からなる各断層像を含んで作成されるようになっている。

【 0 0 3 2 】

この任意断層像作成部 4 2 には、最初の段階ではたとえば予め設定された断面の各断層像が作成され、これら各断層像は画像メモリ 4 4 に記憶され、さらに合成部 6 0 を介して表示器 1 8 に入力され、各断層像が表示されるようになっている。この場合、操作者は、表示器 1 8 の画面に表示された各断層像を観察しながら、たとえば操作卓 5 8 の操作によって、該断層像の断面を移動させたり回転させることによって変化する断層像を表示させることができるようになっている。

【 0 0 3 3 】

すなわち、前記操作卓 5 8 からの操作に応じた信号は、制御部 5 0 を介して表示断面算出手段 5 2 B に入力され、この表示断面算出手段 5 2 B によって、該操作卓 5 8 の操作にともなって選定される断面の情報が算出されるようになる。

【 0 0 3 4 】

この表示断面算出手段 5 2 B によって算出された新たな断面の情報は前記任意断層像作成部 4 2 に送出され、この任意断層像作成部 4 2 にて、前記断面の断層像が作成される。この断層像は画像メモリ 4 4 に記憶され、さらに合成部 6 0 を介して表示器 1 8 に入力され、その画面に断面が変化した断層像が変更表示されるようになっている。

【 0 0 3 5 】

前記表示器 1 8 の画面には、上述したように、少なくとも超音波ボリュームデータから得られた直交三断面像と、リファレンスボリュームデータから得られた直交三断面像とが表示され、これら互いに対応する断層像において、その断面を変化させることにより、それぞれの断層像の断面の一致を確認できる。このことは、超音波ボリュームデータの 3 次元像とリファレンスボリュームデータの 3 次元像との座標系の一致がとれることを意味する。

【 0 0 3 6 】

たとえば前記操作卓 5 8 には釦が具備され、操作者が表示器 1 8 の画面を通してそれぞれの断層像の断面の一致が確認できた場合、前記釦を押すことにより、その信号は制御部 5 0 を介して位置合わせ手段 5 4 に入力され、該位置合わせ手段 5 4 を駆動させるようになっている。

【 0 0 3 7 】

この位置合わせ手段 5 4 では、前記表示断面算出手段 5 2 A および表示断面算出手段 5 2 B における情報に基づいて、超音波ボリュームデータの座標系とリファレンスボリュームデータの座標系の一義的な関係づけがなされ、この関連づけをたとえばパラメータとして算出するようになっている。このパラメータは、例えば、操作卓 5 8 の操作によって移動した直交三断面の断層像の移動量等に対応している。直交三断面の断層像の移動量とは、 $XY$ 、 $YZ$ 、 $ZX$  平面上のそれぞれの直交三断面像が移動することにより、表示断面算出手段 5 2 A 及び表示断面算出手段 5 2 B で算出される直交三断面像の座標の移動量である。このパラメータは、超音波ボリュームデータにおいて任意の断面が特定された際に、これを用いることによって該断面と同一個所におけるリファレンスボリュームデータ上の断面を算出できるようになっている。そして、このパラメータを該位置合わせ手段 5 4 内のメモリ 5 4 a に格納させるようになっている。

【 0 0 3 8 】

この後は、被検体 2 0 0 の任意の部位において探触子 1 0 を当接させ、この探触子 1 0 を通して得られる断層像と、この断層像と同一の断面における断層像であって前記リファレンスボリュームデータから抽出された断層像とを前記表示器 1 8 の画面に表示させることができる。

【 0 0 3 9 】

すなわち、前記探触子 1 0 からの反射エコー信号は、前記送受信部 1 2、超音波像作成部 1 4 を介することによって断層像データとして作成され、この断層像データは画像メモ

10

20

30

40

50

リ 1 6、合成部 6 0、表示器 1 8 を介することによって断層像として表示される。

【 0 0 4 0 】

一方、前記探触子 1 0 に具備された位置センサ 2 0 からの信号は探触子座標算出手段 5 6 に入力され、この探触子座標算出手段 5 6 によって該探触子 1 0 の位置情報が算出される。

【 0 0 4 1 】

探触子 1 0 の前記位置情報は前記表示断面算出手段 5 2 B に入力され、この表示断面算出手段 5 2 B では、前記探触子 1 0 の位置情報に対応するスキャン面と同一の断面における断層像をボリュームデータ記憶部 4 0 から抽出し任意断層像作成部 4 2 によって作成するようになっている。

10

【 0 0 4 2 】

この場合、探触子 1 0 の位置情報における三次元座標系は、前記ボリュームデータ構築部 2 6 によって作成された超音波ボリュームデータの三次元座標系と同じである。このことは、前記パラメータを用いて、探触子 1 0 の位置情報から、該探触子 1 0 によって得られる断層像の断面と同一のリファレンスボリュームデータ上の断面を算出できることを意味する。

【 0 0 4 3 】

したがって、前記表示断面算出手段 5 2 では、前記位置合わせ手段 5 4 内のメモリ 5 4 a に格納された前記パラメータに基づいて、前記探触子 1 0 の位置情報に対応するスキャン面と同一の断面におけるリファレンス像をボリュームデータ記憶部 4 0 から抽出できるようになっている。

20

【 0 0 4 4 】

このボリュームデータ記憶部 4 0 から抽出されたりファレンス像は画像メモリ 4 4 に記憶され、さらに合成部 6 0 を介して表示器 1 8 に入力され、その画面に表示されるようになっている。

【 0 0 4 5 】

図 3 は、このように構成した超音波神農装置の動作の一実施例を示したフロー図である。図 3 において、その左側は操作者 ( User ) の動作を、右側は本装置側の動作を示している。

【 0 0 4 6 】

まず、操作者は当該被検体 2 0 0 のリファレンスボリュームデータをロードする指令を送る ( ステップ S 1 )。これにより、本装置は医療用画像診断装置 1 0 0 からリファレンスボリュームデータをボリュームデータ記憶部 4 0 に読み込み ( ステップ S ' 1 )、さらに、該リファレンスボリュームデータから直交三断面画像の各断層像を任意断層像作成部 4 2 によって作成するとともに、該直交三断面像を表示器 1 8 の画面に表示する ( ステップ S ' 2 )。

30

【 0 0 4 7 】

この段階における直交三断面画像の各断層像は、前記任意断層像作成部 4 2 によって、たとえば、予め設定された断面における断層像が作成され、表示器 1 8 によって表示されるようになっている。後の操作によって直交三断面画像の各断層像の断面を移動させたり回転させることのできる最初の段階における直交三断面画像であるからである。

40

【 0 0 4 8 】

操作者は、被検体 2 0 0 に当接させた探触子 1 0 によって、超音波 ( US ) をスキャンさせ、該スキャンの面にたとえば直交する方向に該探触子 1 0 を移動させることによって、関心領域に超音波を照射する ( ステップ S 2 )。

【 0 0 4 9 】

これにより、本装置は、超音波像作成部 1 4 によって超音波画像 ( US 像 ) と該探触子 1 0 0 の位置情報を探触子座標算出手段 5 6 によって取得し ( ステップ S ' 3 )、この位置情報をもとに前記探触子 1 0 の移動の過程で得られる超音波の各スキャン面の断層像から超音波ボリュームデータをボリュームデータ構築部 2 6 によって構築する ( ステップ S

50

’ 4)。そして、該超音波ボリュームデータから任意断層像作成部 30 によって各断層像を直交三断面画像として作成するとともに、表示器 18 に表示する。

【 0050 】

この段階における直交三断面画像の各断層像は、前記任意断層像作成部 30 によって、たとえば、予め設定された断面における断層像が作成され、表示器 18 によって表示されるようになっている。後の操作によって直交三断面画像の各断層像の断面を移動させたり回転させることのできる最初の段階における直交三断面画像であるからである。

【 0051 】

なお、前記ステップ S ’ 4 における超音波ボリュームデータの構築に関する詳細な説明は後に図 4 を用いて行う。

【 0052 】

ここで、図 1 は、前記表示器 18 における画像表示の一形態を示す図である。図 1 において、その上段部には前記リファレンスボリュームデータからの直交三断面像の各断層像が、中段部には前記超音波ボリュームデータからの直交三断面像の各断層像が表示され、さらに、下段部には、前記リファレンスボリュームデータからの直交三断面像と前記超音波ボリュームデータからの直交三断面像とのそれぞれ対応する各断層像を重ね合わせた合成画像が表示されている。

【 0053 】

さらに、詳述すれば、上段部における最左欄の部分にはリファレンスボリュームデータ V c と、このリファレンスボリュームデータ V c 内において互いに直交して表示された断面 C T 1、C T 2、C T 3 とが表示されている。後述する各断層像のリファレンスボリュームデータ V c 内における位置関係が明瞭となるための表示である。そして、前記リファレンスボリュームデータ V c における前記断面 C T 1 における断層像、前記断面 C T 2 における断層像、前記断面 C T 3 における断層像が、前記最左欄から右側の各欄にかけて並列されて順次表示されている。断面 C T 1 における断層像、断面 C T 2 における断層像、断面 C T 3 における断層像のそれぞれには同一の血管 V S を含む臓器がそれぞれの断層個所に応じて表示されているとともに、中央にて交叉し縦横にそれぞれ走行する線 L N が表示されている。たとえば、断面 C T 1 における断層像において前記各線 L N は、断面 C T 1 に対する断面 C T 2 との交線および断面 C T 3 との交線を示している。各断面 C T 1、C T 2、C T 3 における各断層像からそれらの位置関係を容易に把握できるようにするためである。

【 0054 】

また、中段部においても、上段部と同様に、その最左欄の部分には超音波ボリュームデータ V u と、この超音波ボリュームデータ V u 内において互いに直交して表示された断面 U S 1、U S 2、U S 3 とが表示されている。そして、前記超音波ボリュームデータ V u における前記断面 U S 1 における断層像、前記断面 U S 2 における断層像、前記断面 U S 3 における断層像が、前記最左欄から右側の各欄にかけて並列されて順次表示されている。また、断面 U S 1 における断層像、断面 U S 2 における断層像、断面 U S 3 における断層像のそれぞれの中央にて交叉し縦横にそれぞれ走行する線 N L が表示されているのも上段部における表示と同様である。

【 0055 】

このような表示は、リファレンスボリュームデータ V c における断面 C T 1 の断層像と超音波ボリュームデータ V u における断面 U S 1 の断層像、リファレンスボリュームデータ V c における断面 C T 2 の断層像と超音波ボリュームデータ V u における断面 U S 2 の断層像、リファレンスボリュームデータ V c における断面 C T 3 の断層像と超音波ボリュームデータ V u における断面 U S 3 の断層像はそれぞれ近接して配置され、それらを対比し易くなっている。

【 0056 】

さらに、下段部においては、互いに対比すべく断面 C T 1 における断層像と断面 U T 1 における断層像とが完全に一致するか否かを判定できるこれらの各断層像の合成画像 ( C

10

20

30

40

50



T 1 + U S 1 )、互いに対比すべく断面 C T 2 における断層像と断面 U T 2 における断層像とが完全に一致するか否かを判定できるこれらの各断層像の合成画像 ( C T 2 + U S 2 )、互いに対比すべく断面 C T 3 における断層像と断面 U T 3 における断層像とが完全に一致するか否かを判定できるこれらの各断層像の合成画像 ( C T 3 + U S 3 ) とが表示されるようになっている。

【 0 0 5 7 】

そして、各断層像は同一の拡大縮小スケールで表示されている。比較を容易にするためである。また、前記合成画像は、たとえば、リファレンスボリュームデータからの直交三断面像の各断層像および超音波ボリュームデータからの直交三断面像の各断層像をアルファブレンディング等で半透明カラー合成したものが採用され、あるいは、一方の断層像の輪廓を抽出し他方に重ね合わせたもの等が採用されるようになっている。合成画像を表示させているのは、リファレンスボリュームデータからの直交三断面像と超音波ボリュームデータからの直交三断面像の位置ずれの程度を把握するのに好都合となるからである。

【 0 0 5 8 】

なお、表示器 1 8 の表示面には、上述した画像表示の他に、同期、非同期、移動、回転等のボタン B 1、B 2 が表示され、たとえば操作卓 5 8 に具備されるマウスによって表示面上を移動するポインタによって操作させることができるようになっている。いずれもリファレンスボリュームデータからの直交三断面像の各断層像および超音波ボリュームデータからの直交三断面像の各断層像の一致を図るためのボタンとなっている。

【 0 0 5 9 】

また、Registration ボタン B 3 も表示され、リファレンスボリュームデータからの直交三断面像の各断層像および超音波ボリュームデータからの直交三断面像の各断層像との一致が図れたと判断された場合に操作するボタンとなっている。すなわち、このRegistration ボタン B 3 は位置合わせ完了ボタン B 3 として機能するようになっている。この実施例において、該Registration ボタン B 3 は表示器 1 8 の画面に表示されたものとして備えられているが、他の実施例として前記操作卓 5 8 上に直接設けられたものであってもよい。

【 0 0 6 0 】

図 1 では、リファレンスボリュームデータからの直交三断面像と超音波ボリュームデータからの直交三断面像とがそれぞれにおいて全て一致されている場合を描画したものである。しかし、図 3 のステップ S ' 2 およびステップ S ' 5 において表示器 1 8 に表示される際の当初の各直交三断面像はそれぞれ一致していないのが通常である。

【 0 0 6 1 】

このため、図 3 における説明に戻り、そのステップ 3 に示すように、操作者は、前記表示器 1 8 の画面を通して直交三断面画像の各断層像の表示面を移動あるいは回転させるようにする。リファレンスボリュームデータから得られた直交三断面像と超音波ボリュームデータから得られた直交三断面像との一致を図らんとするためである。

【 0 0 6 2 】

直交三断面画像の各断層像の表示面の移動あるいは回転はたとえば操作卓 5 8 に具備されるマウスの操作によって行うことができるようになっている。2 次元画像上で表示面を前後方向 ( 奥行き方向 ) に移動させることで断面の位置を切り換えることができ、また、該表示面を表示軸を中心にして回転させることで該断面を回転させることができる。

【 0 0 6 3 】

この場合、同期ボタンを設置しておき、この同期ボタンによって同期モードとし、一方の直交三断面像における表示面の移動あるいは回転を他方の直交三断面像における表示面の移動あるいは回転に同期させて変更できるようにしてもよい。

【 0 0 6 4 】

このような操作者によるマウス操作は、本装置側で、リファレンスボリュームデータからの直交三断面像の更新 ( ステップ S ' 6 )、および超音波ボリュームデータからの直交三断面像の更新 ( ステップ S ' 7 ) がなされるとともに、合成画像の作成および表示がなされるようになる ( ステップ S ' 8 )。

## 【 0 0 6 5 】

各直交三断面像の更新、合成画像の作成および表示は、操作者が表示器 1 8 を通して、リファレンスボリュームデータからの直交三断面像の各断面図（リファレンス像）と超音波ボリュームデータからの直交三断面像の各断面図（US 像）とがそれぞれ同じ画像となったことの判断がなされる（ステップ S 4）まで続けられる。

## 【 0 0 6 6 】

そして、リファレンスボリュームデータからの直交三断面像の各断面図（リファレンス像）と超音波ボリュームデータからの直交三断面像の各断面図（US 像）とがそれぞれ同じ画像となったことの判断がなされた場合、操作者は、位置合わせ完了ボタン（Registration ボタン）B 3 を押すことになる（ステップ S 5）。

10

## 【 0 0 6 7 】

この位置合わせ完了ボタン B 3 が押されると、本装置では、超音波ボリュームデータからの直交三断面像における表示パラメータ、すなわち、この時点で前記表示断面算出手段 5 2 A によって算出されている表示パラメータが位置合わせパラメータとして前記位置合わせ手段 5 4 のメモリ 5 4 a に記憶される（ステップ S ' 9）。また、リファレンスボリュームデータからの直交三断面像における表示パラメータ、すなわち、この時点で前記表示断面算出手段 5 2 B によって算出されている表示パラメータが位置合わせパラメータとして前記位置合わせ手段 5 4 のメモリ 5 4 a に記憶される（ステップ S ' 9）。

## 【 0 0 6 8 】

なお、前記ステップ S ' 9、S ' 10 における各位置合わせパラメータ（表示パラメータ）に関する詳細な説明は図 5 を用いて後述する。

20

## 【 0 0 6 9 】

ここで、前記表示パラメータは、直交三断面像の各断面図の交点、向きを示し、具体的には、次の行列式（1）で表現される。

## 【 0 0 7 0 】

$$\begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \dots\dots (1)$$

この行列式（1）にあって、x、y、z は直交三断面像の各断面図の交点の座標を表すパラメータであり、 $r_{11} \sim r_{33}$  は直交三断面像の各断面図の向きを表すパラメータである。

30

## 【 0 0 7 1 】

超音波ボリュームデータを取得してから、現在までの間、被検体 2 0 0 の体位に変化はないものとする、該超音波ボリュームデータの座標系は、現在における被検体 2 0 0 の座標系とみなして考えることができる。

## 【 0 0 7 2 】

このため、現在における被検体の探触子 1 0 から得られる座標系はリファレンスボリュームデータの座標系との関係が付けられたことになる。該リファレンスボリュームデータからの直交三断面像と超音波ボリュームデータからの直交三断面像との一致が図られ、これらの座標系が一致づけられているからである。

40

## 【 0 0 7 3 】

したがって、その後は、探触子 1 0 によって超音波断層像を得る場合において、その超音波断層像と同じ断層面におけるリファレンス像を、該断層面に対応する前記表示パラメータに基づいてリファレンスボリュームデータから作成することができ、このリファレンス像を表示器 1 8 に表示するようにする（ステップ S ' 11）。

## 【 0 0 7 4 】

図 4 は、図 3 に示すステップ S ' 4 において、探触子 1 0 の位置センサ 2 0 からの位置情報を基に順次得られる各断層像（スライス像）から超音波ボリュームデータを構築する過程を示す説明図で、この超音波ボリュームデータの構築は、図 2 に示すボリュームデー

50

タ構築部 6 によってなされるようになっている。

【 0 0 7 5 】

図 4 ( a ) は、被検体 2 0 0 とともに、ソースの座標系 S O、探触子の座標系 P R、及び超音波ボリュームデータの座標系 U V を示している。ソースの座標系 S O、探触子の座標系 P R に関する情報は探触子座標算出手段 5 6 を介し、各断層像 ( スライス像 ) の情報は超音波像作成部 1 4 を介して、それぞれ、ボリュームデータ構築部 6 に入力されるようになっている。

【 0 0 7 6 】

図 4 ( b ) には前記超音波ボリュームデータの座標系 U V と比較すべくリファレンスボリュームデータの座標系 C V を示している。

10

【 0 0 7 7 】

超音波ボリュームデータは、その座標系 U V と探触子 1 0 の座標系 P R との変換行列 U V 2 P R を用いて、次式 ( 2 ) により構築する。

【 0 0 7 8 】

$$\begin{aligned} (x\_v o l, y\_v o l, z\_v o l) \\ = U V 2 P R \cdot (x\_2 D, y\_2 D, 0) \quad \dots \quad (2) \end{aligned}$$

ここで、 $(x\_v o l, y\_v o l, z\_v o l)$  は超音波ボリューム上の座標、 $x\_2 D, y\_2 D$  は探触子 1 0 によって作成される断層像 ( スライス像 ) 上の座標である。

【 0 0 7 9 】

そして、変換行列 U V 2 P R は次式 ( 3 ) で表される。

20

【 0 0 8 0 】

$$\begin{aligned} U V 2 P R &= U V 2 S O \cdot S O 2 P R \\ &= (S O 2 U V)^{-1} \cdot S O 2 P R \quad \dots \quad (3) \end{aligned}$$

S O 2 P R は、ソース 2 2 の座標系 S O から探触子 1 0 の座標系 P R までの変換行列を表し、ソース 2 2 および該探触子 1 0 に貼り付けられて配置される位置センサ 2 0 からの出力によって、前記探触子座標算出手段 5 6 によって算出されるようになっている。

【 0 0 8 1 】

また、S O 2 U V は、ソースの座標系 S O から超音波ボリュームデータの座標系 U V までの変換行列を表し、超音波ボリュームデータの座標系 U V を移動を開始した時点での探触子 1 0 の位置で定義することにより、前記探触子 1 0 の移動を開始した時点での前記位置センサ 2 0 からの出力によって、前記探触子座標算出手段 5 6 によって算出されるようになっている。

30

【 0 0 8 2 】

したがって、上述した演算を行うことにより、上述した座標情報が付された超音波ボリュームデータを構築することができるようになる。

【 0 0 8 3 】

図 5 ( a ) は、図 4 に説明したようにして作成された超音波ボリュームデータの座標系 U V と超音波断層像の座標系 U P を示しており、それらは互いに関係づけられ、たとえば、超音波ボリュームデータの座標系 U V から超音波断層像 ( U S 像 ) の座標系 U P への変換は変換行列 U V 2 U P を用いて行うことができるようになっている。

40

【 0 0 8 4 】

この変換行列 U V 2 U P は、図 3 に示すステップ S ' 9 で算出される位置合わせパラメータに対応するものである。そして、この変換行列 U V 2 U P である位置合わせパラメータは、図 2 における説明において、表示断面算出手段 5 2 A で算出されるようになっており、その後、位置合わせ手段 5 4 のメモリ 5 4 a に格納されることは上述したとおりである。

【 0 0 8 5 】

そして、図 5 ( a ) と図 5 ( b ) にあっては、超音波断層像の座標系 U P とリファレンス像の座標系 C P との一致が図られた場合に、超音波ボリュームデータの座標系 U V とリファレンスボリュームデータの座標系 C V は、それらの間に一定の関係づけができるよう

50

ようになっている。

【 0 0 8 6 】

すなわち、超音波ボリュームデータの座標系 UV とリファレンスボリュームデータの座標系 CV との関係は次式 ( 4 ) に示す変換行列 UV 2 CV で表現することができる。

【 0 0 8 7 】

$$UV\ 2\ CV = UV\ 2\ UP \cdot UP\ 2\ CP \cdot CP\ 2\ CV \quad \dots\dots (4)$$

ここで、超音波断層像の座標系 UP とリファレンス像の座標系 CP は、表示器 18 の画面を通してそれぞれの直交三断面像の一致を図ることにより (Registration ボタン B3 の操作で確定)、互いに一致することになり、前記 UP 2 CP = 1 となる。

【 0 0 8 8 】

したがって、前記式 ( 4 ) は、次式 ( 5 ) に示すように簡単に表現することができる。

【 0 0 8 9 】

$$\begin{aligned} UV\ 2\ CV &= UV\ 2\ UP \cdot CP\ 2\ CV \\ &= UV\ 2\ UP \cdot (CV\ 2\ CP)^{-1} \quad \dots\dots (5) \end{aligned}$$

このことから、前記位置合わせパラメータ UV 2 UP、CV 2 CP を用いることにより、超音波ボリュームデータの座標系 UV とリファレンスボリュームデータの座標系 CV との一義的な関係を表現できる。

【 0 0 9 0 】

この超音波ボリュームデータの座標系 UV とリファレンスボリュームデータの座標系 CV との関係は、図 2 に示す位置合わせ手段 54 において、そのメモリ 54a に格納された変換行列 UV 2 UP および変換行列 CV 2 CP からなる各位置合わせパラメータに基づいて演算されるようになっている。

【 0 0 9 1 】

そして、このように超音波ボリュームデータの座標系 UV とリファレンスボリュームデータの座標系 CV とが互いに関係づけられた後 (Registration ボタン B3 の操作後) は、前記探触子 10 の座標系 PR とリファレンスボリュームデータの座標系 CV との変換行列 PR 2 CV が算出される。

【 0 0 9 2 】

この算出は、図 2 に示す表示断面算出手段 52b によってなされ、その算出式は次式 ( 6 ) で示される。なお、該表示断面算出手段 52b には、探触子座標算出手段 56 からの探触子 19 の位置情報および位置合わせ手段 54 のメモリ 54a に格納されている前記各位置合わせパラメータの情報が入力され、これらの情報に基づいて演算がなされるようになっている。

【 0 0 9 3 】

$$\begin{aligned} PR\ 2\ CV &= PR\ 2\ UV \cdot UV\ 2\ CV \\ &= (UV\ 2\ PR)^{-1} \cdot UV\ 2\ CV \quad \dots\dots (6) \end{aligned}$$

さらに、前述した ( 3 ) および ( 5 ) 式を用いて、前記 PR 2 CV は具体的に算出される。

【 0 0 9 4 】

そして、次式 ( 7 ) により、探触子 10 の位置情報に応じた断面のリファレンス像をリファレンスボリュームデータから作成できる。

【 0 0 9 5 】

$$\begin{aligned} (x\_plane, y\_plane, 0) \\ = PR\ 2\ CV \cdot (x\_vol, y\_vol, z\_vol) \quad \dots\dots (7) \end{aligned}$$

すなわち、図 2 に示す表示断面算出手段 52B は、探触子座標算出手段 56 から探触子 19 の位置情報を入力し、この位置情報に応じた断面に相当する情報を算出し、この情報を任意断層像作成部 42 に送出するようになっている。そして、該任意断層像作成部 42 では、ボリュームデータ記憶部 40 におけるリファレンスボリュームデータから前記断面に対応するリファレンス像を作成し、このリファレンス像は、画像メモリ 44、合成部 60 を介して、表示器 18 の画面に表示されるようになる。

## 【 0 0 9 6 】

以上説明したことから明らかとなるように、本発明による超音波診断装置によれば、まず、リファレンスボリュームデータに対する超音波ボリュームデータの位置合わせをそれぞれ対応する直交三断面像の各断層像の比較によって行っている。

## 【 0 0 9 7 】

すなわち、図 6 ( a ) は、探触子 1 0 をある位置 (  $x, y, z$  ) から他の位置 (  $x', y', z'$  ) に移動させることにより作成される被検体の超音波ボリュームデータ  $V_u$  を示し、図 6 ( b ) は、該被検体のリファレンスボリュームデータ  $V_c$  を示している。

## 【 0 0 9 8 】

これら超音波ボリュームデータ  $V_u$  による直交三断面像とリファレンスボリュームデータ  $V_c$  による直交三断面像のそれぞれ対応する断層像の比較による一致は、ソース 2 2 に対する超音波ボリュームデータ  $V_u$  の座標系  $UV$  ( 被検体の座標系 ) とリファレンスボリュームデータの座標系  $CV$  の一致を意味し、この関係付けをその後の探触子 1 0 の操作においても維持させるようにしている。

10

## 【 0 0 9 9 】

このため、図 6 ( a ) に示すように、任意の位置にある探触子 ( 図中 1 0 ' で示す ) のスキャン面  $SF$  に対応する位置座標は該探触子 1 0 ' に具備された位置センサ 2 0 によって検知され、該スキャン面  $SF$  に対応するリファレンスボリュームデータ  $V_c$  のスキャン面  $SF'$  におけるリファレンス像を該ボリュームデータ  $V_c$  から作成することができる。この場合、前記探触子 1 0 ' がたとえ必要以上に傾いていたとしても、その状態で形成されるスキャン面  $SF$  に応じたリファレンスボリュームデータ  $V_c$  のスキャン面  $SF'$  におけるリファレンス像を得ることができる。

20

## 【 0 1 0 0 】

したがって、探触子 1 0 の位置に応じて表示される超音波断層像のスキャン面に一致するリファレンス像を得ることができ、そのリファレンス像にずれが生じるのを回避できる。

## 【 0 1 0 1 】

なお、上述した実施例では、超音波ボリュームデータおよびリファレンスボリュームデータのそれぞれから直交三断面図を作成し、それら各対応する断層像との一致をとるように図ったものである。しかし、必ずしも直交三断面像に限定されることはなく、一の断面とこの一の断面に交叉する他の直交断面からなる断層像を作成し、これら各対応する断層像との一致をとるように図るようにしてもよい。このようにした場合であっても、従来の比較して、探触子 1 0 の位置に応じて表示される超音波断層像のスキャン面に対するリファレンス像のずれを回避できる効果を奏するからである。

30

## 【 0 1 0 2 】

また、上述した実施例では、超音波ボリュームデータによる断層像とリファレンスボリュームデータによる断層像との位置合わせの操作は、それらが表示された表示器 1 8 の画面を目視する操作者が行ったものである。しかし、これらの操作を自動的に行うように構成するようにしてもよい。

## 【 0 1 0 3 】

図 7 は、このように構成した超音波診断装置であり、本発明による超音波診断装置の他の実施例を示す概略ブロック図である。図 2 に示す構成部材と同符号の構成部材は同一の構成および機能を有する。

40

## 【 0 1 0 4 】

以下、図 2 と比較して新たに付加されている構成部材を主として説明する。

## 【 0 1 0 5 】

まず、超音波ボリュームデータが格納されるボリュームデータ記憶部 2 8 からの該ボリュームデータは血管抽出部 6 3 に入力されるようになっている。

## 【 0 1 0 6 】

この場合、前記ボリュームデータ記憶部 2 8 に格納させるボリュームデータは、その血

50

管部に色が付されているいわゆるカラーマッピング画像を前記超音波像作成部 14 によって作成し、ボリュームデータ構築部 26 を介して構築することが好ましい。該ボリュームデータの血管部には色が付されており、前記血管抽出部 63 において血管部のみを抽出することが容易となるからである。しかし、この手法に限定されることはなく、リージョン Growing 法を採用して血管部を抽出するようにしてもよい。なお、リージョン Growing 法とは、操作者が指定したスタートポイントの近傍ピクセルが指定した条件を満たすかどうかをチェックして、満たしていればその近傍ピクセルが同じ領域に属すると判断し、これを繰り返して目的とする領域全体を抽出する方法である。また、この血管抽出部 63 では、抽出された血管部を細線化（骨格構造化）する処理もなされるようになっている。後述するリファレンスボリュームデータから抽出した血管部も細線化し、これら細線化された各血管部を比較することが容易となるからである。

10

【0107】

そして、血管抽出部 63 によって細線化された血管部を有するボリュームデータは血管一致付け処理部 62 に入力されるようになっている。

【0108】

一方、リファレンスボリュームデータが格納されるボリュームデータ記憶部 40 からの該ボリュームデータは血管抽出部 61 に入力されるようになっている。

【0109】

この血管抽出部 61 では、たとえばリージョン Growing 法を採用して該ボリュームデータから血管部のみを抽出している。そして、前述した血管抽出部 63 と同様に、抽出された血管部を細線化する処理もなされるようになっている。

20

【0110】

そして、血管抽出部 61 によって細線化された血管部を有するボリュームデータは前記血管一致付け処理部 62 に入力されるようになっている。

【0111】

この血管一致付け処理部 62 では、超音波ボリュームデータにおける細線化された血管部とリファレンスボリュームデータにおける細線化された血管部との重ね合わせによる一致付けの処理がなされるようになっている。

【0112】

すなわち、たとえば図 8 に示すように、超音波ボリュームデータ UVD における血管部 80 とリファレンスボリュームデータ RVD における血管部 82 とを、それらの同一個所の一致をとることにより、概念上において、互いに重ね合わせる処理が自動的になされるようになっている。換言すれば、各血管部の分岐点どうしが対応するようにして座標系の原点を合わせ、さらに血管部の走行の向きが対向するようにして座標系の向きを、たとえば角度パラメータを振っていった、各血管部の位置の差の絶対値の和が最小となる角度を特定することによって調整する。

30

【0113】

そして、このように各血管部 80、82 との重ね合わせがなされた後において、各座標関連演算部 64 によって超音波ボリュームデータ UVD の座標系とリファレンスボリュームデータ RVD の座標系との関連を演算によって自動的に導きだすようになっている。たとえば図 8 の場合、同図における空間に対して超音波ボリュームデータ UVD の座標系は  $X' - Y' - Z'$  で表すことができ、リファレンスボリュームデータ RVD の座標系は  $X - Y - Z$  で表すことができる。そして、これら各座標系の関連は、位置合わせパラメータとして表すことができる。この位置合わせパラメータは、たとえば超音波ボリュームデータ UVD の座標系  $X' - Y' - Z'$  に対し、該位置合わせパラメータを作用（たとえば乗算）させることにより、リファレンスボリュームデータ RVD の座標系  $X - Y - Z$  が演算ができるという関係として表せるものである。

40

【0114】

このように、各座標関連演算部 64 によって演算された前記位置合わせパラメータは、位置合わせ手段 54 のメモリに格納され、その後において、探触子 10 を操作することに

50

より得られる超音波断層像におけるスキャン面と同一の面におけるリファレンス像を前記リファレンスボリュームデータから作成する際に用いられるようになる。

【 0 1 1 5 】

なお、図 7 に示した超音波診断装置において、被検体 2 0 0 のリファレンスボリュームデータと超音波ボリュームデータの座標系の関係づけは、それぞれの同一血管部の一致づけに基づいて行ったものである。しかし、血管部に限定されることはなく、臓器等の他の同一特徴部の一致づけに基づいて行うようにしてもよい。このようにした場合でも同様の効果が得られるからである。

【 0 1 1 6 】

上述した各実施例はそれぞれ単独に、あるいは組み合わせて用いても良い。それぞれの実施例での効果を単独であるいは相乗して奏することができるからである。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 1 7 】

【図 1】本発明による超音波診断装置の表示器における画像表示の一形態を示す説明図である。

【図 2】本発明による超音波診断装置の一実施例を示す概略ブロック図である。

【図 3】本発明による超音波診断装置の動作の一実施例を示すフロー図である。

【図 4】本発明による超音波診断装置における超音波ボリュームデータの構築に関する一実施例を示す説明図である。

【図 5】本発明による超音波診断装置の一実施例において用いられる表示パラメータ（位置合わせパラメータ）に関する説明図である。

【図 6】本発明による超音波診断装置の効果を示す説明図である。

【図 7】本発明による超音波診断装置の他の実施例を示す概略ブロック図である。

【図 8】図 7 に示した超音波診断装置における動作の一つを概念的に示す説明図である。

【符号の説明】

【 0 1 1 8 】

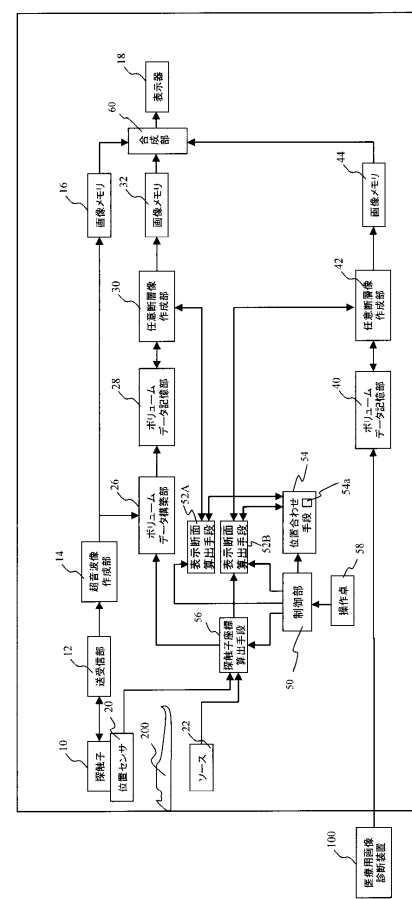
B 3 ..... 位置合わせ完了ボタン（Registrationボタン）、V c ..... リファレンスボリュームデータ、V u ..... 超音波ボリュームデータ、V S ..... 血管、C T 1、C T 2、C T 3 ..... 断面、1 0 ..... 探触子、1 2 ..... 送受信部、1 4 ..... 超音波像作成部、1 6、3 2、4 4 ..... 画像メモリ、2 0 ..... 位置センサ、2 2 ..... ソース、2 6 ..... ボリュームデータ構築部、2 8、4 0 ..... ボリュームデータ記憶部、3 0、4 2 ..... 任意断層像作成部、5 2 A、5 2 B ..... 表示断面算出手段、5 4 ..... 位置合わせ手段、5 4 a ..... メモリ、5 6 ..... 探触子座標算出手段、1 8 ..... 表示器、5 0 ..... 制御部、5 8 ..... 操作卓、6 0 ..... 合成部、6 1、6 3 ..... 血管抽出部、6 2 ..... 血管一致付け処理部、6 4 ..... 各座標関連演算部、1 0 0 ..... 医療用画像診断装置。

10

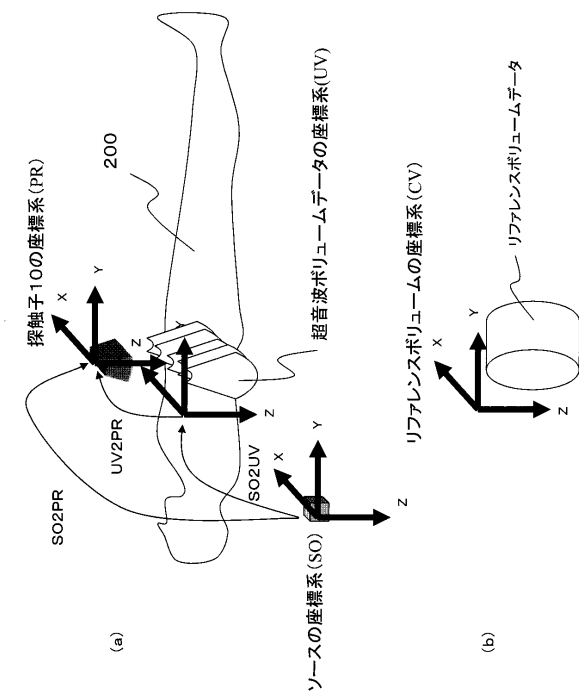
20

30

【 図 2 】

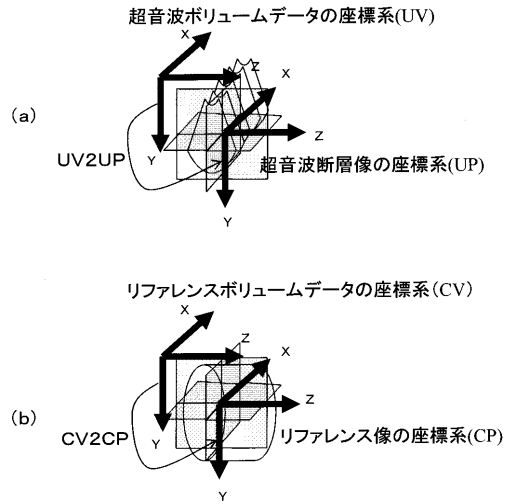


【 図 4 】

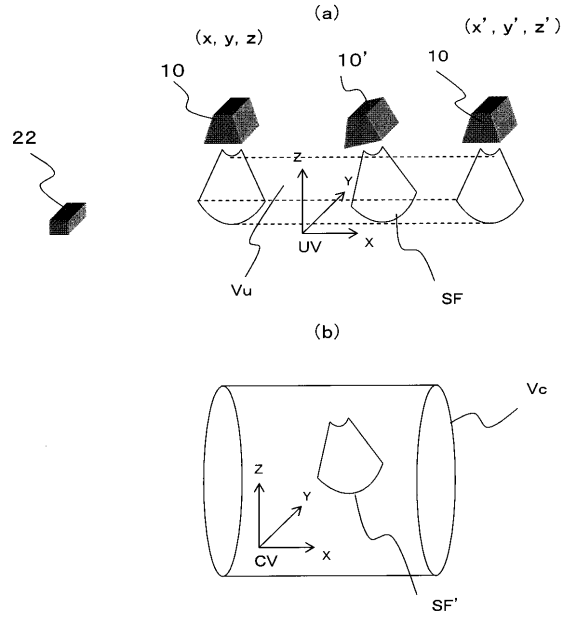




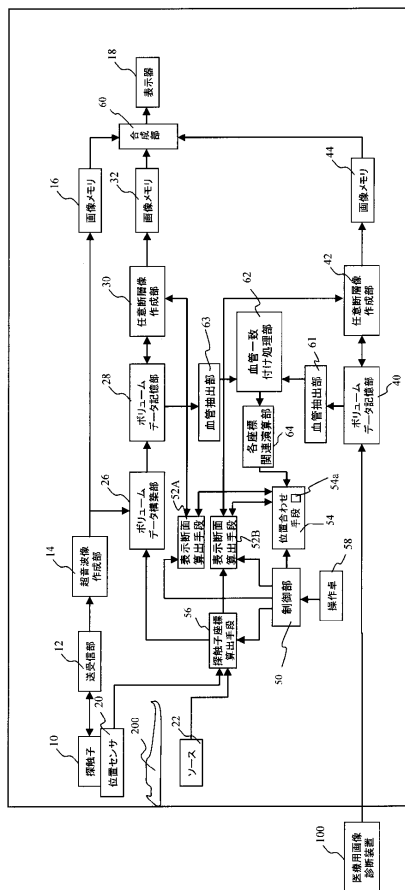
【図 5】



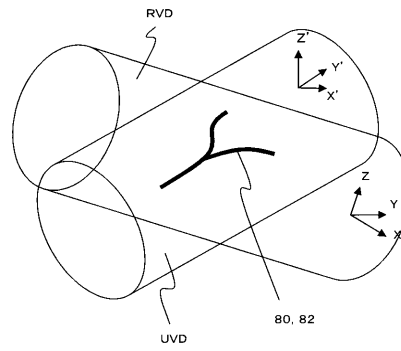
【図 6】



【図 7】



【図 8】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第2004/098414(WO,A1)  
特表2003-529406(JP,A)  
特開2005-169070(JP,A)  
国際公開第2004/081864(WO,A2)  
国際公開第2006/017172(WO,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)  
A61B 8/00

|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5543681B2</a>  | 公开(公告)日 | 2014-07-09 |
| 申请号            | JP2006070773   | 申请日     | 2006-03-15 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社日立医药   |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 株式会社日立メディコ   |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 株式会社日立メディコ   |         |            |
| [标]发明人         | 荒井修<br>岩崎隆雄  |         |            |
| 发明人            | 荒井 修<br>岩崎 隆雄  |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00   |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00 A61B8/14  |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/BB03 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/GB03 4C601/JC15 4C601/JC25 4C601/JC33 4C601/KK09 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/LL04 4C601/LL14 4C601/LL33 |         |            |
| 其他公开文献         | JP2007244575A  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>  |         |            |

## 摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，其中通过避免参考图像相对于根据探头位置成像的超声波断层图像的扫描表面发生偏差来改善位置调整。解决方案：超声波诊断装置准备与患者的超声波断层图像对应的超声波断层图像的参考图像和患者的参考体积数据，并显示它：用于根据从探针获得的信号准备患者的超声波体积数据的装置；用于基于参考体数据和超声体积数据的两个或更多个正交截面上的断层图像来关联每个体数据的坐标系的装置；以及根据相关坐标系根据探头的位置显示横截面的参考图像的装置。

【 図 1 】

