

(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2008-188193

(P2008-188193A)

(43) 公開日 平成20年8月21日(2008.8.21)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F 1  
A61B 8/00

テーマコード (参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2007-25117 (P2007-25117)  
(22) 出願日 平成19年2月5日(2007.2.5)

(71) 出願人 000153498  
株式会社日立メディコ  
東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
(72) 発明者 石田 一成  
東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
株式会社日立メディコ  
(72) 発明者 荒井 修  
東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
株式会社日立メディコ  
(72) 発明者 馬場 博隆  
東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
株式会社日立メディコ

最終頁に続く

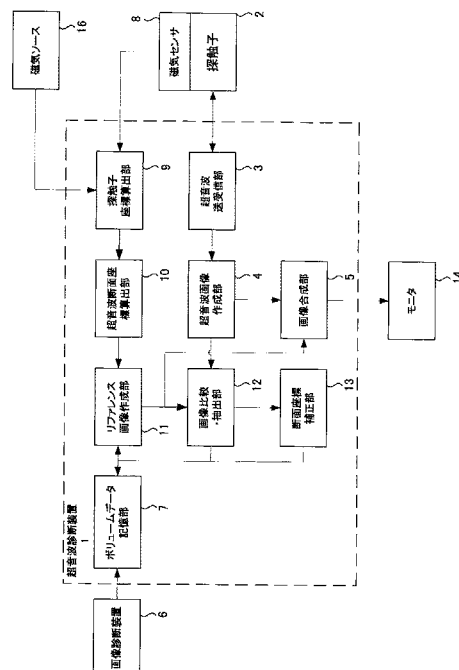
(54) 【発明の名称】 医用画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】 ボリュームデータから表示中の超音波画像と最も近い画像となる断面を切り出し、リファレンス画像として表示する医用画像診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波画像の超音波スキャン面の断面座標を位置センサ8により得て、予め取得したボリュームデータ20から超音波スキャン面に対応したリファレンス画像を作成して表示する医用画像診断装置において、リファレンス画像の断面座標周辺のボリュームデータ20から超音波画像に最も近い前記リファレンス画像となる断層画像を抽出する画像比較・抽出手段12と、該抽出された断層画像の断面座標に基づいてリファレンス画像を補正する断面座標補正部13とを備える。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

超音波画像の超音波スキャン面の断面座標を位置センサにより得て、予め取得したボリュームデータから前記超音波スキャン面に対応したリファレンス画像を作成して表示する医用画像診断装置において、

前記リファレンス画像の断面座標周辺の前記ボリュームデータから前記超音波画像に最も近い前記リファレンス画像となる断層画像を抽出する画像比較・抽出手段と、該抽出された断層画像の断面座標に基づいて前記リファレンス画像を補正する断面座標補正部とを備えることを特徴とする医用画像診断装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、磁気共鳴撮像(MRI)装置やX線コンピュータ断層(X線CT)装置などの画像診断装置で撮像された被検者のマルチスライス画像データを用い、超音波のスキャン面と同一断面のリファレンス画像をリアルタイムに再構成して超音波画像と同一画面に表示する医用画像診断装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

医用画像診断装置の1つである超音波診断装置は、ハンドリングが容易で、かつ無侵襲で任意の断面をリアルタイムに観察できるため、診断に非常に多く利用されている。一方、超音波診断装置で撮像される超音波画像は、一般にX線CT装置などで撮像される断層画像よりも画質が劣ることから、X線CT装置やMRI装置などの他の画像診断装置で撮像された断層画像(以下、リファレンス画像という。)と対比しながら、総合的に診断することがある。

## 【0003】

しかし、CT像やMRI像のリファレンス画像は、一般に、体軸に垂直な断面の断層画像であるのに対し、超音波画像は操作者が指定した任意断面の断層画像であるから、単にCT像やMRI像をリファレンス画像として描出しても、両者の対応関係を把握することは操作者にとって大きな負担となる。そこで、両者の対応関係の把握を容易にするため、超音波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、CT像やMR像のマルチスライス画像データ(以下、ボリュームデータという。)から超音波スキャン面と同一断面のリファレンス画像を再構成して、表示画面に描出している。(例えば、非特許文献1)

同様に、CT像やMR像のボリュームデータから超音波スキャン面と同一断面のリファレンス画像を再構成して、表示画面に並べてもしくは重ねて、あるいは交互に切換えて描出している。(例えば、特許文献1)

また、他の診断装置のリファレンス画像のうち超音波画像の視野領域に対応する部分を抜出して、超音波画像と同一断面のリファレンス画像を表示し、または超音波画像と同一倍率で表示することにより、両画像の対応関係を容易に把握できるようにすることが提案されている。(例えば、特許文献2)

【非特許文献1】「Radiology\_RNSA 1996年発行、page 517、K.Oshio

【特許文献1】特開平10-151131号公報

【特許文献2】特願2005-506006号公報

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0004】

背景技術における医用画像診断装置では、超音波画像とリファレンス画像を同一断面として表示するためには、ボリュームデータにマウスなどのポインティングデバイスを用いて、操作画面上で基準点を設定し、この基準点に対応する位置に、位置センサ付きの探触子を合わせ、同一断面になるよう探触子の位置を調整することにより行っている。ここで、探触子を合わせる作業を容易にするためには、ボリュームデータで指定する基準点とし

10

20

30

40

50

て、外観から判りやすい体表上の特徴点(たとえば、剣状突起、血管枝など)を選択することとなる。しかし、基準点の設定や位置合わせは、検者が画像を確認し行うこととなり、また、位置合わせ後には、超音波画像はリアルタイム画像であるため、被検者の体動などでも、断面がずれてしまうことがある。

【0005】

そこで、本発明は、表示中の超音波画像と最も近い画像となる断面をボリュームデータから切り出し、リファレンス画像として表示することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記目的を達成するために、超音波画像の超音波スキャン面の断面座標を位置センサにより得て、予め取得したボリュームデータから前記超音波スキャン面に対応したリファレンス画像を作成して表示する医用画像診断装置において、前記リファレンス画像の断面座標周辺の前記ボリュームデータから前記超音波画像に最も近い前記リファレンス画像となる断層画像を抽出する画像比較・抽出手段と、該抽出された断層画像の断面座標に基づいて前記リファレンス画像を補正する断面座標補正部とを備える。

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、表示中の超音波画像と最も近い画像となる断面をボリュームデータから切り出し、リファレンス画像として表示することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

本発明を適用してなる医用画像診断装置について図を用いて説明する。

【0009】

図1および図2を参照しながら、本発明の装置構成について説明する。超音波診断装置1は、被検体17との間で超音波を送受信する超音波探触子2(以下、探触子2という。)と、探触子2から出力される受信信号を処理する超音波送受信部3と、超音波送受信部3から出力された受信信号に基づき超音波画像を再構成する超音波画像作成部4と、超音波画像作成部4から出力される超音波画像がモニタ14に表示させる画像合成部5とを備える。

【0010】

探触子2には、駆動信号を超音波に変換して被検体の対象部位に射出すると共に、被検体の対象部位から発生した反射エコーを受波して受信信号に変換する診断用振動子が複数配列される。

【0011】

また、超音波診断装置1は、画像診断装置6により取得された被検体に関するボリュームデータを取り込み、ボリュームデータを記憶するボリュームデータ記憶部7を備える。医用画像診断装置6は、被検体の画像を取得して診断を行う装置であり、例えば、CT画像診断装置やMR画像診断装置や超音波診断装置である。

【0012】

また、超音波診断装置1は、磁気センサ8及び磁気ソース16と、探触子座標算出部9と、超音波断面座標算出部10と、リファレンス画像作成部11とを備える。

【0013】

磁気センサ8及び磁気ソース16により磁気位置センサシステムが構成される。磁気センサ8は、磁気信号検出器であり、探触子2に貼付される。磁気位置センサシステムは、磁気センサ8から出力される検出信号に基づいて、ソース座標系における探触子2の三次元位置や傾き(ねじれ)等の位置情報を算出して探触子座標算出部9に出力する。

【0014】

探触子座標算出部9は、磁気センサ8から取得したソース座標系における探触子2の位置情報に対して座標変換を行い、ボリュームデータ座標系における探触子2の位置情報を算出する。尚、座標変換に関して考慮すべき座標系は、ソース座標系及び被検体座標系及びボリュームデータ座標系である。レジストレーション処理によって、各座標系同士の位置

10

20

30

40

50

の対応関係(変換行列)を導出可能であり、ソース座標系からボリュームデータ座標系への変換行列を用いればよい。また、探触子座標算出部9は、探触子2の位置情報とともに探触子2の長手方向を探触子2の形状と向きから読み取り、超音波断面の位置情報も算出される。

【0015】

超音波断面座標算出部10は、探触子座標算出部9から取得したボリュームデータ座標系における探触子2の位置情報を用いて、ボリュームデータ座標系における超音波断面(スキャン面)の位置情報を算出する。すなわち、超音波断面座標算出部10は、超音波画像作成部4から出力される超音波画像の各ピクセルがボリュームデータ上のどのボクセルに対応するかを算出する。

10

【0016】

リファレンス画像作成部11は、超音波断面座標算出部10から出力されたボリュームデータに対する超音波断面の位置情報に基づいて、ボリュームデータ記憶部7に記憶されたボリュームデータからリファレンス画像用データを抽出してリファレンス画像を再構成する。尚、リファレンス画像用データは、リアルタイム撮像の場合、撮像中の超音波画像のスキャン面に対応する画像データである。超音波画像40とリファレンス画像41とは、図5に示されるようにほぼ同一断面の断層画像として表示部5に表示される。

【0017】

なお、図示しないが、超音波診断装置1は、各構成要素を制御する制御部および操作部を備える。

20

【0018】

本発明の実施形態について説明する。超音波診断装置1は、リファレンス画像作成部11と超音波画像作成部4から出力されるリファレンス画像41と超音波画像40との比較を行う画像比較・抽出部12と、比較・抽出結果に基づき、リファレンス画像41の断面座標の補正を行う断面座標補正部13とを備える。

【0019】

まず、画像比較・抽出部12において、リファレンス画像作成部11で作成されたリファレンス画像41と超音波画像作成部4で作成された超音波画像40の比較を行う。

【0020】

リファレンス画像41と超音波画像40の断面が一致する場合、リファレンス画像作成部11は作成されたリファレンス画像41をそのまま画像合成部5に出力する。

30

【0021】

リファレンス画像41と超音波画像40の断面が一致しない場合、図3、図4で示されるように、画像比較・抽出部12は、作成されたリファレンス画像41の周囲のボリュームデータ20から超音波画像40に最も近いリファレンス画像41となる断面を抽出する。

【0022】

断面座標補正部13は、抽出された断面の座標に基づいて、リファレンス画像41の断面座標の補正を行う。リファレンス画像作成部11は、ボリュームデータ記憶部7に記憶されたボリュームデータ20から、補正された断面座標に対応するリファレンス画像41を作成する。

40

【0023】

ここで、画像比較・抽出部12と断面座標補正部13について詳細に説明する。

【0024】

図3で示される実施形態1では、画像比較・抽出部12は、ボリュームデータ記憶部7に記憶されているボリュームデータ20から作成されたリファレンス画像41である断層画像22及びこの断面に平行である断層画像21、23、24と、超音波画像40とを比較し、超音波画像40に最も近い断層画像を抽出する。

【0025】

図3(a)は、ボリュームデータ20から作成される断層画像21~24を示す図である。画像比較・抽出部12は、断層画像22を作成するために用いた断面の位置情報から予め定義された

50

量だけ離れた断面についての断層画像21、23、24を設定する。

【0026】

ボリュームデータ記憶部7において、ボリュームデータ20の上面(ハッチングされた面)は、被検者の体表面側として設定されている。ボリュームデータ20上面は探触子2の接触面であるため、探触子2を被検者の体表面に対して垂直に接して超音波画像を取得すると、断層画像21~24と超音波スキャン面の断面の方向が一致することになる。

【0027】

断層画像21~24としては、ボリュームデータ20に対して、探触子2の短軸方向(奥行き方向)に一定間隔で平行な4つの断面を定義している。なお、断層画像21~24の間隔は、ボリュームデータ20のスライス間隔、又は例えば1mm間隔である。

10

【0028】

また、このボリュームデータ20内には、剣状突起、血管枝、血管や臓器(すい臓、肝臓など)の特徴部位25と特徴部位26がある。図3(b)で示されるように、断層画像21~24と超音波画像40には、特徴部位25と特徴部位26が表示されている。

【0029】

画像比較・抽出部12は、断層画像21~24のそれぞれと超音波画像40との間の相関係数を求める。相関係数として例えば、ピアソンの相関係数というものがある。横Xピクセル×縦Yピクセルの2つのグレーレベル画像 $f(x, y)$ と $g(x, y)$ があるとすると、ここで $f$ 及び $g$ は、座標 $(x, y)$ でのグレーレベル(輝度)である。ここで以下の[数1]で求められる $R$ が相関係数である。

20

[数1]

$$R = \frac{\sum_x \sum_y \{f(x, y) - \overline{f(x, y)}\} \times \{g(x, y) - \overline{g(x, y)}\}}{\sqrt{\sum_x \sum_y (f(x, y) - \overline{f(x, y)})^2 \times \sum_x \sum_y (g(x, y) - \overline{g(x, y)})^2}}$$

【0030】

画像比較・抽出部12は、相関係数が最も高い断層画像とその断面座標を抽出する。ここでは、断層画像24がこの相関係数が最も高い断層画像とする。画像比較・抽出部12は、断層画像24の断面座標を抽出する。そして、断面座標補正部13は、抽出された断面座標と同じ断面にリファレンス画像41が作成されるようリファレンス画像作成部11を制御する。補正されたリファレンス画像41は画像合成部5に出力される。そして、超音波画像40とリファレンス画像41とを画像合成部5で合成し、合成した画像をモニタ14に表示する。

30

【0031】

上記では、画像比較・抽出部12は、断層画像21~24のそれぞれと超音波画像40との間の相関係数を求めたが、断層画像21~24と超音波画像40に表示される特徴部位25と特徴部位26を用いて2値化処理を行い、特徴部位25と特徴部位26の位置と形状の類似度から断層画像を抽出してもよい。

【0032】

具体的には、画像比較・抽出部12は、特徴部位25と特徴部位26が血管である場合、血管の壁面と血管の内部とで輝度が異なることを利用して2値化処理を行う。一般に血管の壁面は輝度が高く、血管の内部は血流が流れる箇所であり組織が存在しないため輝度が低い。なお、超音波画像40に関してはドプラ血流情報を用いて2値化してもよい。

40

【0033】

画像比較・抽出部12は、特徴部位25と特徴部位26が組織である場合、組織とその周辺部位とでは輝度が異なることを利用して2値化処理を行う。一般に組織は輝度が高く、組織の周辺部位は輝度が低い。

【0034】

画像比較・抽出部12は、断層画像21~24と超音波画像40において、2値化処理が行われて抽出された特徴部位25と特徴部位26の位置と形状を比較する。そして、画像比較・抽出

50

部12は、特徴部位25と特徴部位26の類似度が最も高い断層画像とその断面座標を抽出する。類似度が最も高い画像を抽出する処理については特開2003-265408号公報などに開示されている。断面座標補正部13は、抽出された断面座標と同じ断面にリファレンス画像41が作成されるようリファレンス画像作成部11を制御する。補正されたリファレンス画像41は画像合成部5に出力される。そして、超音波画像40とリファレンス画像41とを画像合成部5で合成し、合成した画像をモニタ14に表示する。

【0035】

なお、実施形態1では、4枚の断層画像を用いて断層画像の抽出を行ったが、4枚以外でもよく、3枚以下や5枚以上でもよい。また、断層画像21～24は、ポリウムデータ20に対して、探触子2の短軸方向(奥行き方向)に一定間隔で平行に配置された4つの断面であったが、長軸方向に一定間隔で配置された4つの断面であってもよい。

10

【0036】

また、図4(a)で示される実施形態2では、画像比較・抽出部12は、ポリウムデータ記憶部7に記憶されているポリウムデータ20から作成されたリファレンス画像41である断層画像31及び探触子2の中心軸30を軸として回転させた断面である断層画像32と、超音波画像40とを比較し、超音波画像40に最も近い断層画像を抽出する。最も近い断層画像を抽出する方法として、実施形態1で説明した相関係数や2値化処理を利用しているため、この抽出方法に関する説明は省略する。

【0037】

断面座標補正部13は、抽出された断面座標と同じ断面にリファレンス画像41が作成されるようリファレンス画像作成部11を制御する。補正されたリファレンス画像41は画像合成部5に出力される。そして、超音波画像40とリファレンス画像41とを画像合成部5で合成し、合成した画像をモニタ14に表示する。

20

【0038】

なお、実施形態2では、2枚の断層画像31と断層画像32を用いて断層画像の抽出を行ったが、3枚以上でもよく、1度回転毎に比較を行ってもよい。

【0039】

また、図4(b)で示される実施形態3では、画像比較・抽出部12は、ポリウムデータ記憶部7に記憶されているポリウムデータ20から作成されたリファレンス画像41である断層画像36、及び探触子2と被検者の接線を中心軸35として回転させた断面である断層画像37と、超音波画像40とを比較し、超音波画像40に最も近い断層画像を抽出する。最も近い断層画像を抽出する方法として、実施形態1で説明した相関係数や2値化処理を利用しているため、この抽出方法に関する説明は省略する。

30

【0040】

断面座標補正部13は、抽出された断面座標と同じ断面にリファレンス画像41が作成されるようリファレンス画像作成部11を制御する。補正されたリファレンス画像41は画像合成部5に出力される。そして、超音波画像40とリファレンス画像41とを画像合成部5で合成し、合成した画像をモニタ14に表示する。

【0041】

なお、実施形態3では、2枚の断層画像36と断層画像37を用いて断層画像の抽出を行ったが、3枚以上でもよく、1度回転毎に比較を行ってもよい。

40

【0042】

以上、実施形態1～実施形態3を説明したが、実施形態1に実施形態2や実施形態3を組み合わせることにより、画像比較・抽出部12の比較・抽出精度が向上する。

【0043】

画像比較・抽出部12と断面座標補正部13は、実施形態1で抽出された断層画像24を用いて、実施形態2の処理を行う。そして、画像比較・抽出部12は、断層画像24を探触子2の中心軸を軸として回転させて超音波画像40と比較を行う。断面座標補正部13は、抽出された断面座標と同じ断面にリファレンス画像41が作成されるようリファレンス画像作成部11を制御する。補正されたリファレンス画像41は画像合成部5に出力される。そして、超音波

50

画像40とリファレンス画像41とを画像合成部5で合成し、合成した画像をモニタ14に表示する。

【0044】

また、画像比較・抽出部12と断面座標補正部13は、実施形態1～実施形態3を1セットとして順次実行してもよい。

【0045】

上記実施形態1～実施形態3を実行するタイミングについて説明する。リファレンス画像作成部11が超音波断面座標算出部10から出力されたボリュームデータ20に対する超音波スキャン面の断面位置に基づいて、リファレンス画像41を再構成する時、画像比較・抽出部12と断面座標補正部13は、実施形態1～実施形態3のいずれか又はその組み合わせを行う。

10

【0046】

具体的には、まず探触子2で超音波を走査して、その特徴部位25と特徴部位26(例えば、剣状突起や血管、臓器)を含む超音波画像40を表示し、ボリュームデータ座標系を合わせ、リファレンス画像41を作成する。そして、探触子2を移動させて、リファレンス画像41に特徴部位25と特徴部位26が超音波画像40とほぼ同位置に表示された状態で、画像比較・抽出部12と断面座標補正部13は、実施形態1～実施形態3のいずれか又はその組み合わせを行う。このように、前処理段階において、超音波画像40とリファレンス画像41の一致精度を向上させることができる。

【0047】

また、超音波画像40とリファレンス画像41を表示した後、超音波画像40とリファレンス画像41を表示しながら探触子2を移動させると、磁気センサ8の精度によりリファレンス画像41の表示位置がずれてしまう場合がある。このとき、画像比較・抽出部12と断面座標補正部13は、定期的の実施形態1～実施形態3のいずれか又はその組み合わせを行うことにより、位置ズレを防止することができる。ここでいう定期的とは、探触子2の移動を止めた時、超音波画像40をフリーズさせた時、1秒間隔おき、検者が指示した時などである。

20

【0048】

次に、図6を参照しながら、実施形態1の動作について説明する。

超音波診断装置1は、超音波送受信部3により探触子2から出力される受信信号を処理し、超音波画像作成部4により超音波画像40を作成する(ステップ101)。

【0049】

超音波診断装置1は、磁気センサ8及び磁気ソース16によりソース座標系における探触子2の位置情報を算出し、探触子座標算出部9により座標変換を行い、ボリュームデータ座標系における探触子2の位置情報を算出する(ステップ102)。

30

【0050】

超音波断面座標算出部10は、ボリュームデータ座標系における探触子2の位置情報を用いて、ボリュームデータ座標系における超音波断面の位置情報を算出する(ステップ103)。

【0051】

リファレンス画像作成部11は、ボリュームデータ座標系における超音波断面の位置情報に基づいて、ボリュームデータ記憶部7に記憶されたボリュームデータ20を用いてリファレンス画像41を再構成する(ステップ104)。

40

【0052】

断層画像22であるリファレンス画像41を作成するために用いた超音波断面の位置情報からあらかじめ定義された量だけ離れた断面についての断層画像21、23、24を作成する。(ステップ105)なお、この説明では、ボリュームデータ20に対して、奥行き方向に一定間隔で平行に、もともとの断面と併せ、計4つの断面を定義しているが、この限りではなく、たとえば、もともとの断層画像22に対して回転させた断面を定義してもよい。

【0053】

画像比較・抽出部12は、得られた複数の断層画像21～24それぞれと超音波画像40との間の相関や2値化処理を行い、超音波画像40に最も近い断層画像を求める。(ステップ106)

50

断面座標補正部13は、超音波画像40に最も近い断層画像の断面座標を算出し、断面座標の補正を行う。(ステップ107)

リファレンス画像作成部11は、新たな断面座標から断層画像を再構成し、リファレンス画像41とする。(ステップ108)

超音波画像40とリファレンス画像41とを画像合成部5で合成し、(ステップ109)合成した画像をモニタ14に表示する。(ステップ110)

以上述べたように、本発明によれば、超音波画像に対して最適なりファレンス画像を提供することができ、また、体動などによる位置ずれを補正することができるので、位置合わせのための再調整が不要となる。

【図面の簡単な説明】

10

【0054】

【図1】本発明の全体を示すブロック図である。

【図2】本発明の探触子と被検体との位置関係を示す図である。

【図3】本発明の実施形態1を説明する図である。

【図4】本発明の実施形態2と実施形態3を説明する図である。

【図5】本発明のモニタの表示画面を示す図である。

【図6】本発明の超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

【符号の説明】

【0055】

1 超音波診断装置

20

2 超音波探触子

3 超音波送受信部

4 超音波画像作成部

5 画像合成部

6 画像診断装置

7 ボリュームデータ記憶部

8 位置センサ

9 探触子座標算出部

10 超音波断面座標算出部

11 リファレンス画像作成部

30

12 画像比較・抽出部

13 断面座標補正部

14 モニタ

16 磁気ソース

17 被検体

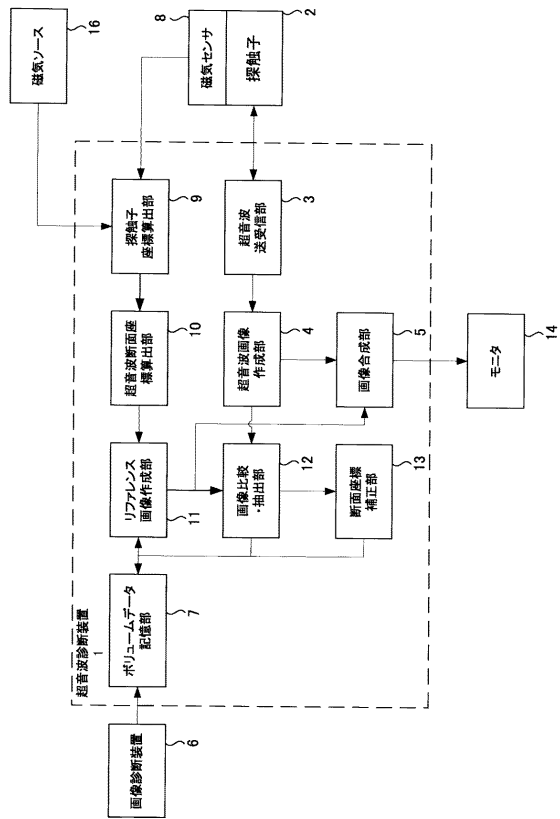
18 視線

20 ボリュームデータ

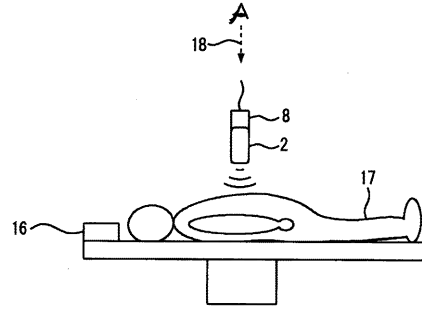
21, 22, 23, 24 断層画像

40 超音波画像

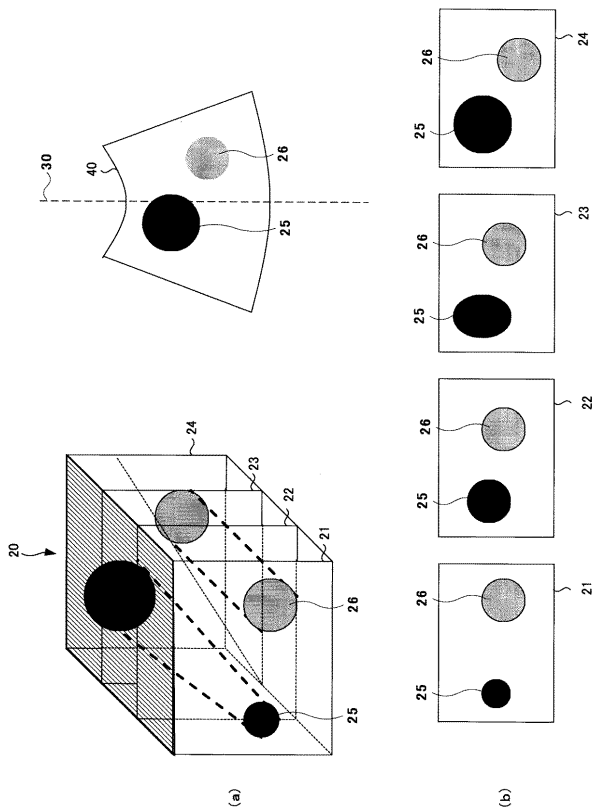
【図1】



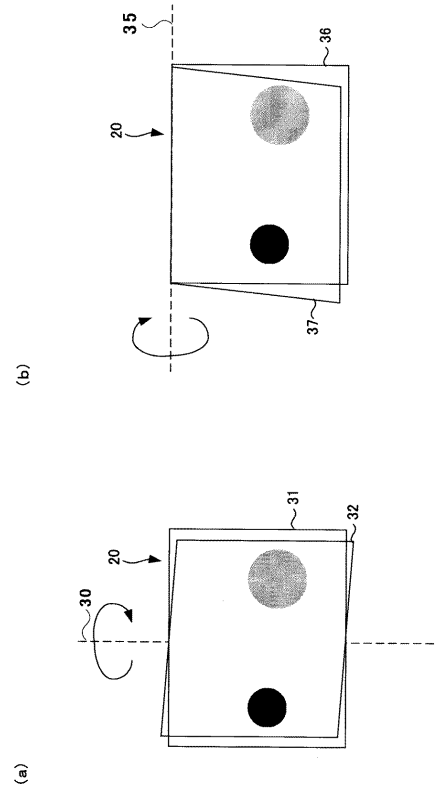
【図2】



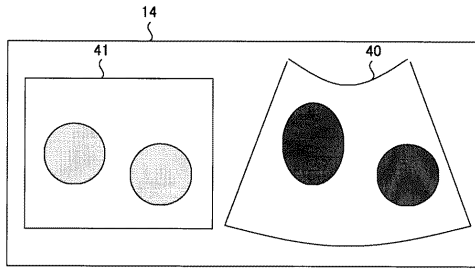
【図3】



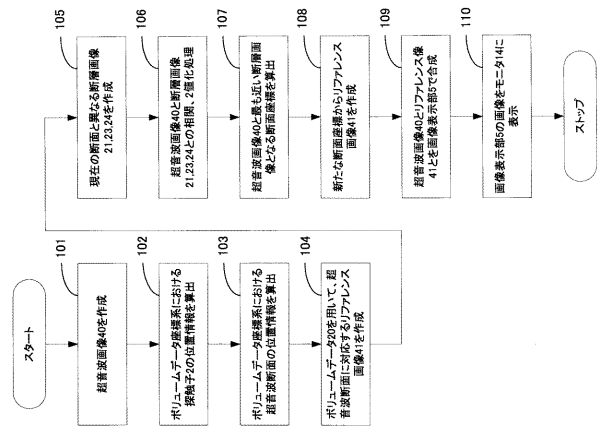
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB03 EE11 GA18 GA25 JC33 KK25

专利名称(译)	医学图像诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2008188193A</a>	公开(公告)日	2008-08-21
申请号	JP2007025117	申请日	2007-02-05
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	石田一成 荒井修 馬場博隆		
发明人	石田 一成 荒井 修 馬場 博隆		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC33 4C601/KK25		
其他公开文献	JP5128140B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种医学图像诊断设备，该医学图像诊断设备从体积数据中切出作为最接近正在显示的超声图像的图像的横截面，并将其显示为参考图像。在医学图像诊断设备中，该医学图像诊断设备用于通过位置传感器（8）获得超声图像的超声扫描平面的截面坐标，并根据先前获取的体数据（20）创建并显示与超声扫描平面相对应的参考图像。图像比较/提取装置12，用于从围绕参考图像的横截面坐标的体数据20中提取成为最接近超声图像的参考图像的断层图像，以及基于所提取的断层图像的横截面坐标的参考图像。并且，截面坐标校正单元13对其进行校正。[选型图]图1

