

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4201341号
(P4201341)

(45) 発行日 平成20年12月24日(2008.12.24)

(24) 登録日 平成20年10月17日(2008.10.17)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

請求項の数 1 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2005-277435 (P2005-277435)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成17年9月26日 (2005. 9. 26)		株式会社日立メディコ
(62) 分割の表示	特願平8-313750の分割		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
原出願日	平成8年11月25日 (1996. 11. 25)	(72) 発明者	染谷 国彦
(65) 公開番号	特開2006-68535 (P2006-68535A)		東京都千代田区内神田一丁目1番14号
(43) 公開日	平成18年3月16日 (2006. 3. 16)		株式会社 日立メディコ内
審査請求日	平成17年9月26日 (2005. 9. 26)	審査官	川上 則明
		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】

画像表示部（6）に表示されるボディマーク（12）上の探触子（1）の位置を示すオリエンテーションマーク（13）の表示情報を用い、前記探触子（1）を用いて被検体に超音波を送受信させ、Bモード像を前記画像表示部（6）に表示させる制御部（7）と、
画像診断装置で得られた前記被検体の立体画像データを記録するためのメモリ部（4）へ前記立体画像データのうち所望の画像データを与える画像データ入力部（24）と、
3軸直交系の磁場を発生させる発信器（15）と、発信器（15）より発生された磁場を検出する受信器（16）との何れか一方を前記探触子（1）に設け、前記探触子（1）の位置を検出する画像位置関連付け部（23）と、を備えた超音波診断装置において、
前記画像位置関連付け部（23）は、前記発信器（15）と前記受信器（16）とを各々の3軸直交系の磁場発生コイルと磁場検出コイルの各コイル面が互いに直交する3軸（x、y、z）に配置され、前記発信器（15）で発生した磁場を前記受信器（16）の3つの検出コイルにより検出させるために、前記磁場発生コイル毎に周波数を変える又は時分割に磁場を発生し、前記発信器（15）の磁場発生コイルと前記受信器（16）の検出コイルとの距離、磁気双極子の方向ベクトルのなすオイラー角度を、前記検出コイルで検出した磁場強度と前記発信器（15）で与えた磁気双極子モーメントとから、前記発信器（15）で設定される座標空間における前記受信器（16）の位置及び前記受信器（16）の3軸直交系のねじれを検出することで前記被検体に対する前記探触子（1）の相対位置を検出し

10

20

前記制御部（７）は、前記探触子（１）の外側面に極性表示マーク（１７）をｘ軸の正の方向に合わせて設定し、前記オリエンテーションマーク（１３）の方向を設定すると共に、

前記オリエンテーションマーク（１３）の設定方向で前記探触子（１）にて得られた特定断層画像位置に対応するＢモード像と、前記画像データ入力部（２４）に記録された立体画像データから前記特定断層画像位置に対応する位置の断層画像とをそれぞれ得て、前記画像表示部（６）に表示させることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、Ｂモード像（Ｂモード表示方式による像：超音波断層像）を表示可能な超音波診断装置に関するものである。

【背景技術】

【０００２】

従来のこの種の超音波診断装置は、図４に示すように、被検体内に向けて超音波を送波すると共に被検体内からの超音波反射波を受波する探触子１と、この探触子１を制御し超音波を送波させると共に受波した反射波から反射エコー信号を検出する超音波送受信部２と、この超音波送受信部２からの反射エコー信号をディジタル化するＡ／Ｄ変換器３と、このＡ／Ｄ変換器３から順次出力される画像データを記憶するメモリ部４と、メモリ部４から読み出した画像データを映像信号に変換する表示回路部５と、この表示回路部５からの映像信号を入力して画像として表示する画像表示部６と、この画像表示部６に表示される画像データを記録する画像データ記録装置９と、上記各構成要素の制御及び入力された画像データの加工等を行う中央演算装置７と、この中央演算装置７に接続され診断情報等の各種データや操作指令を入力する操作盤８とを備えてなる。

【０００３】

なお図４において、１０は入出力インターフェース１１を介して中央演算装置７に接続された外部装置である。また、１２は被検体内の診断部位の超音波画像、ここではＢモード像（超音波断層像）を得て診断する際に上記画像表示部６の画面隅部に表示されるボディマーク、１３はボディマーク１２上において探触子１の向きを示すオリエンテーションマークで、これらの診断部位情報は上記操作盤８から入力される。

【０００４】

このような超音波診断装置では、被検体内の診断部位に対して超音波を送波し、その反射エコー信号により上記診断部位の超音波断層像が画像表示部６や画像データ記録装置９に得られる。

ここで上記従来装置では、Ｘ線ＣＴ装置やＭＲＩ装置等、超音波診断装置以外の画像診断装置で得られた同様の部位の画像（画像データ）がある場合でもそれを超音波診断時において直接的に有効利用することができない。そこでその画像は、例えばフィルムや印画紙等に記録され、それを医師等が目視して解剖学的知識をもとに探触子１を動かしながら所望部位を探し当て、その部位の超音波観察、診断を行うというように利用されていた。

【特許文献１】特願平０５－３００９１０号公報

【特許文献２】特願昭６２－０６８４４２号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

上記のように従来装置では、現在、被検体内のどの部位を診断対象として超音波を送波しているかの情報をもっていない。そのためネットワークや記録媒体を介して入力された同様部位についてのＸ線ＣＴ装置やＭＲＩ装置等による解剖学的画像（画像データ）がある場合でも、それと超音波診断装置により現在得られている超音波断層像との位置関係付け（特に位置合わせ）を行おうとしても上記のように目視以外でそれをする方法がなく、例えば所望部位の位置確認等のための作業に手間と時間を要する上に正確性

10

20

30

40

50

に欠けるという問題点があった。

【 0 0 0 6 】

本発明の目的は、現在得られている超音波断層像とそれと同様の部位についての X 線 CT 装置や MRI 装置等による解剖学的画像との位置関係付け（特に位置合わせ）を自動的に行うことができ、例えば所望部位の位置確認を簡単、迅速、かつ正確に行うことができる発信器及び受信器を備える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】

【 0 0 0 7 】

前記目的を達成するため本発明は、画像表示部（ 6 ）に表示されるボディマーク（ 1 2 ）上の探触子（ 1 ）の位置を示すオリエンテーションマーク（ 1 3 ）の表示情報を用い、前記探触子（ 1 ）を用いて被検体に超音波を送受信させ、B モード像を前記画像表示部（ 6 ）に表示させる制御部（ 7 ）と、画像診断装置で得られた前記被検体の立体画像データを記録するためのメモリ部（ 4 ）へ前記立体画像データのうち所望の（必要な）画像データを与える画像データ入力部（ 2 4 ）と、3 軸直交系の磁場を発生させる発信器（ 1 5 ）と、発信器（ 1 5 ）より発生された磁場を検出する受信器（ 1 6 ）との何れか一方を前記探触子（ 1 ）に設け、前記探触子（ 1 ）の位置を検出する画像位置関連付け部（ 2 3 ）と、を備えた超音波診断装置において、前記画像位置関連付け部（ 2 3 ）は、前記発信器（ 1 5 ）と前記受信器（ 1 6 ）とを各々の 3 軸直交系の磁場発生コイルと磁場検出コイルの各コイル面が互いに直交する 3 軸（ x、y、z ）に配置され、前記発信器（ 1 5 ）で発生した磁場を前記受信器（ 1 6 ）の 3 つの検出コイルにより検出させるために、前記磁場発生コイル毎に周波数を変える又は時分割に磁場を発生し、前記発信器（ 1 5 ）の磁場発生コイルと前記受信器（ 1 6 ）の検出コイルとの距離、磁気双極子の方向ベクトルのなすオイラー角度を、前記検出コイルで検出した磁場強度と前記発信器（ 1 5 ）で与えた磁気双極子モーメントとから、前記発信器（ 1 5 ）で設定される座標空間における前記受信器（ 1 6 ）の位置及び前記受信器（ 1 6 ）の 3 軸直交系のねじれを検出することで前記被検体に対する前記探触子（ 1 ）の相対位置を検出し、前記制御部（ 7 ）は、前記探触子（ 1 ）の外側面に極性表示マーク（ 1 7 ）を x 軸の正の方向に合わせて設定し、前記オリエンテーションマーク（ 1 3 ）の方向を設定すると共に、前記オリエンテーションマーク（ 1 3 ）の設定方向で前記探触子（ 1 ）にて得られた特定断層画像位置に対応する B モード像と、前記画像データ入力部（ 2 4 ）に記録された立体画像データから前記特定断層画像位置に対応する位置の断層画像とをそれぞれ得て、前記画像表示部（ 6 ）に表示させることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

以上説明したように本発明によれば、現在得られている超音波断層像とそれと同様の部位についての X 線 CT 装置や MRI 装置等による解剖学的画像との位置関係付け（特に位置合わせ）を自動的に行うことができ、例えば所望部位の位置確認を簡単、迅速、かつ正確に行うことができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 0 】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

図 1 は、本発明による超音波診断装置の一実施形態を示すブロック図である。

この超音波診断装置は、図 1 に示すように、探触子 1 と、超音波送受信部 2 と、A / D 変換器 3 と、メモリ部 4 と、表示回路部 5 と、画像表示部 6 と、画像データ記録装置 9 と、中央演算装置 7 と、操作盤 8 と、外部装置 10 と、入出力インターフェース 11 とを備える。また、3 次元空間内での位置を求めるための発信器 15 及び受信器 16 と、これらと上記中央演算装置 7 とを接続する入出力インターフェース 14 と、外部からの画像データを入力する画像データ入力装置 24 とを備える。

【 0 0 1 1 】

この場合、上記探触子 1 は、被検体内の診断部位に向けて超音波を送波すると共にその反射波を受波するもので、図示省略したがその内部には超音波の発生源（送波源）である

と共に反射波を受波する振動子が設けられている。超音波送受信部 2 は、上記探触子 1 を制御して超音波を送波させると共に受波した反射波から反射エコー信号を検出するもので、図示省略したがその内部には、パルス発生器、受信増幅器及びそれらの制御回路を有している。

【 0 0 1 2 】

A / D 変換器 3 は、上記超音波送受信部 2 から出力される反射エコー信号を入力してデジタル信号に変換するものである。

メモリ部 4 は、上記 A / D 変換器 3 から順次出力される画像データ、ここでは B モード像（超音波断層像）データを記憶するもので、例えばメモリバッファからなる。

【 0 0 1 3 】

表示回路部 5 は、上記メモリ部 4 から読み出した超音波断層像データをアナログ信号に変換して表示用の映像信号とするもので、その内部には D / A 変換器及び映像信号変換回路が設けられている。

画像表示部 6 は、上記表示回路部 5 から出力される映像信号を入力して画像として表示するもので、例えばテレビモニタからなる。

【 0 0 1 4 】

画像データ記録装置 9 は、上記画像表示部 6 の画面に表示された画像や、メモリ部 4 に記憶されている画像データ等を記録するもので、例えば光磁気ディスクや、カラービデオプリンタ等からなる。画像データ記録装置 9 としてビデオプリンタを用いた場合には、上記画像表示部 6 へ入力される映像信号を同時に取り込み画像表示部 6 で表示される画像をハードコピーできる。

【 0 0 1 5 】

中央演算装置 7 は、以上の各構成要素の制御及び入力された画像データの加工等を行うもので、例えば C P U からなる。

操作盤 8 は、上記中央演算装置 7 に接続され、診断情報等の各種データや操作指令を入力するもので、例えばキーボード、トラックボール又はジョイスティック等からなる。

入出力インターフェース 11 を介して接続された外部装置 10 は、中央演算装置 7 により制御されるもので、操作盤 8 から中央演算装置 7 への操作指令に従って画像データが格納され、あるいはそこに格納されている診断情報（例えば測定条件や画像データそのもの）が読み込まれたりする。

【 0 0 1 6 】

12 は被検体内の診断部位の超音波断層像を得て診断する際に上記画像表示部 6 の画面隅部に表示されるボディマーク、13 はボディマーク 12 上において探触子 1 の向きを示すオリエンテーションマークで、これら診断部位情報は上記操作盤 8 から入力される。

【 0 0 1 7 】

ここで本発明においては、中央演算装置 7 に、入出力インターフェース 14 を介して発信器 15 及び受信器 16 が接続されている。これら中央演算装置 7、入出力インターフェース 14、発信器 15 及び受信器 16 は画像位置関係付け表示手段 23 の主構成をなす。ここで、画像位置関係付け表示手段 23 は、特定被検体の特定診断部位の超音波断層像の表示に当たり、その超音波断層像の断層位置に対応する位置（通常は一致する位置）の同被検体の同診断部位の断層像を後述画像データ入力装置からの画像により得て上記超音波断層像に並べて若しくは重ねて、又は一定時間間隔で交互に表示させるものである。また本発明においては、入出力インターフェース 11 を介して画像データ入力装置 24 も接続されている。以下、これらについて説明する。

【 0 0 1 8 】

すなわち、画像データ入力装置 24 は、X 線 C T 装置や M R I 装置等の他の画像診断装置（図示せず）で記録された記録媒体を読み込む装置あるいはネットワークにおけるホストコンピュータ等からなる。この画像データ入力装置 24 は、中央演算装置 7 により制御され、複数の診断画像、ここではボリュームスキャンによる複数の X 線 C T 像や、M R I 装置による複数の M R I 像（ボリューム画像を含む）等の立体画像データのうち必要な画

10

20

30

40

50

像データをメモリ部 4 に与えるものである。

【 0 0 1 9 】

また、上記発信器 1 5 及び受信器 1 6 は、探触子 1 が被検体のどの部位に位置しているかを知るための情報を得るもので、各々固有の 3 軸直交系の座標空間を有し、発信器 1 5 で設定される座標空間での受信器 1 6 の位置を知ることができると共に、その受信器 1 6 の 3 軸直交系の座標軸間のねじれ（オイラー角等）を知ることができるものが使用される。例えば、発信器 1 5 は 3 軸直交系の磁場を発生する磁場発生コイルからなり、受信器 1 6 は 3 軸直交系の磁場を検出できる検出コイルからなる。そして、発信器 1 5 は例えば被検体を寝載するテーブル（被検体テーブル）の任意の位置に固定され、受信器 1 6 は探触子 1 の側面や内部等に設けられる。発信器 1 5 は、場合により被検体にベルト等を用いて固定してもよい。発信器 1 5 と受信器 1 6 の位置は上記とは逆にしてもよい。

10

【 0 0 2 0 】

図 2 は、受信器 1 6 を内蔵する探触子 1 の一例を示す斜視図である。

この図 2 に示すように、探触子 1 には互いに直交する 3 軸 x , y , z が設定されている。ここでは、オリエンテーションマーク 1 3 の方向を簡単に設定できるように、探触子 1 の外側面に極性表示マーク 1 7 を x 軸の正の方向に合わせて設定してある。

【 0 0 2 1 】

次に、上記のような発信器 1 5 と受信器 1 6 との距離及び 3 軸直交系の座標軸間のねじれの算出について説明する。まず、図 1 に示す発信器 1 5 と受信器 1 6 とを、各々の 3 軸直交系の磁場発生コイルと磁場検出コイルのコイル面が互いに直交するように配置する。そして、上記発信器 1 5 の各コイルに交流電流を流して交流磁場を発生させる。この発信器 1 5 で発生された交流磁場は、受信器 1 6 の 3 つの検出コイルで検出され、電気信号に変換される。このとき、発信器 1 5 の 3 つのコイルのうち、どのコイルが磁場を発生したかを明確にするため、コイル毎に周波数を変えるか、時分割して交流磁場を発生させるとよい。上記受信器 1 6 の検出コイルに流れる電流により磁気双極子が仮定でき、発信器 1 5 の磁場発生コイルと受信器 1 6 の検出コイルとの距離、磁気双極子の方向ベクトルのなす角度は、上記検出コイルで検出された磁場強度と発信器 1 5 で与えた磁気双極子モーメントから求まる。これにより、発信器 1 5 と受信器 1 6 との距離、3 軸直交系の各座標軸間のねじれが算出できる。

20

【 0 0 2 2 】

このように磁気を使用した場合には、発信器 1 5 で出力する磁場強度によって異なるが、例えば半径 4 0 c m 程度の範囲内において位置の誤差が 2 ~ 3 m m 以内の精度で測定でき、角度の精度は 2 ~ 3 ° 程度の誤差で観測できる。このような発信器 1 5 及び受信器 1 6 を用いることで、その発信器 1 5 の 3 軸直交系の各座標軸から発生される磁場を受信器 1 6 で検出し、各方向成分及びその磁場強度から発信器 1 5 と受信器 1 6 との距離、位置及び 3 軸直交系の各座標軸間のねじれ（オイラー角等）が求められる。

30

【 0 0 2 3 】

次に、上記のような発信器 1 5 と受信器 1 6 とを備えた超音波診断装置の使用について説明する。まず、発信器 1 5 を例えば被検体テーブル等の任意の位置に固定しておき、その発信器 1 5 の座標系内での位置座標を求めることができるペン型のスタイラスセンサ（図示せず）を用いて、上記座標系内の任意の点 α の位置座標を計測する。次に、図 2 に示すように探触子 1 に設定した x , y , z 軸の座標系内の点、例えば x 軸と探触子ケース 1 a との一方の交点 1 8 a を上記点 α と一致させるように探触子 1 を移動して固定する。そして、このときの探触子 1 内の受信器 1 6 の位置座標（ x_1 , y_1 , z_1 ）と、発信器 1 5 の座標軸とのオイラー角（ θ_x , θ_y , θ_z ）を測定する。

40

【 0 0 2 4 】

上記点 α の位置は、上記スタイラスセンサで測定してあるので、発信器 1 5 で設定された座標空間での受信器 1 6 の原点から x 軸と探触子ケース 1 a との交点 1 8 a までの位置ベクトルは、点 α の座標を（ x_0 , y_0 , z_0 ）とすると、

$$(x_0 - x_1, y_0 - y_1, z_0 - z_1)$$

50

で表わすことができる。そして、この点を上記オイラー角 ($\theta_x, \theta_y, \theta_z$) で回転させることにより、受信器 16 の座標系における位置ベクトルが得られる。

【0025】

図2におけるx軸と探触子ケース1aとの交点18aの場合と同様に、x軸と探触子ケース1aとの他方の交点18bについて、及びy軸と探触子ケース1aとの交点19について、各々受信器16の座標系における位置ベクトルを求めると、上記発信器15で設定された座標空間と受信器16の座標系との関係が得られ、その受信器16の位置及びその座標系のねじれを検出することができる。これにより、発信器15と受信器16との位置関係が得られる。

【0026】

次に、発信器15を、被検体との位置関係が固定されるように、例えば被検体テーブルの所定位置に固定する。その後、上記スタイラスセンサを用いて発信器15の座標系内での被検体の位置関係を把握しておけば、座標変換により上記被検体と探触子1との位置関係が求められる。このとき、発信器15の原点及び座標軸と被検体との位置関係を常に固定するか、その都度位置関係を計測する必要がある。受信器16と探触子1の位置関係も同様である。発信器15と被検体及び受信器16と探触子1の各々の位置関係が一定であれば、発信器15と受信器16の相対位置関係がほぼリアルタイムで計測できるため、被検体に対する探触子1の相対位置関係が算出でき、被検体上での探触子1の相対位置を知ることができる。

【0027】

図3は、発信器15の座標空間に関係なく設定する空間座標の一例を説明するための図である。

すなわち図3においては、被検体20を寝載する被検体テーブル21をXY平面(22はその原点)に設定し(図3(b))、この被検体テーブル21上に寝載した状態の被検体20の胸部を垂直に通過するようにZ軸を設定している(図3(a))。なお、このZ軸は、必ずしも被検体20の胸部を通過する必要はなく、XY平面に垂直であるならばボディマーク12を選び出すのに最適となるような他の位置に設定してもよい。

【0028】

X線CT装置やMRI装置等で得られた立体画像(X線CT装置のポリウムスキャンによるX線CT像、MRI装置によるポリウム画像)の画素の位置と超音波診断装置で得られる画素の位置とは、次のような方法で一致させる。

まず、上記立体画像の各画素を、超音波診断装置で設定する3次元空間座標と同様な方法で表現する。すなわち、超音波断層像の任意画素の位置が、原点となる画素からの位置ベクトルで表現できる場合、上記立体画像の画素の位置が原点となる画素からの位置ベクトルで表現できるようにその画像を記録しておく。また、超音波診断装置で得られる画像(超音波断層像)については、打ち出された超音波ビームの方向と反射波が観測されるまでの時間と音速から、その画像上の画素の位置が探触子1に設定した原点からの位置ベクトルで求められる。これより、探触子1の設定座標系での位置とその向き及び予め計測しておいた設定座標系内での被検体20の位置から、設定座標系内の画素の位置が求められる。

【0029】

以上により、超音波断層像の画素の位置と、X線CT装置やMRI装置等で得られた立体画像中の画素の位置とが一致するように座標変換ができるようになる。具体的には、上記立体画像中の画素を探触子1の原点となる位置で指し示し、空間内で対応する位置として記録しておく。このキャリブレーションを同一平面上にない4点以上について行えば、探触子1の位置や超音波断層像上の画素と対応する上記立体画像中の画素を探し出すことができる。

【0030】

実際の手順は次の通りである。すなわち、探触子1、超音波送受信部2及びA/D変換器3の動作により被検体20内の診断部位に向けて超音波を送波し、その反射波を受波し

10

20

30

40

50

て上記診断部位についての断層像データをメモリ部４に記録、収集する。この際、発信器１５から発信された信号を探触子１に取り付けられた受信器１６で受波し、この信号を入出力インターフェース１４を介して中央演算装置７に与える。中央演算装置７は与えられた信号を解析して探触子１の位置を求める。この位置情報から超音波断層像の各画素の位置を中央演算装置７で求め、それらの画素位置に対応する、ここでは一致する位置の上記立体画像中の各画素をネットワークや記録媒体等から画像データ入力装置２４を使用して順次読み出し、二次元画像（断層像）に再構築してメモリ部４に書き込む。そして、このメモリ部４に書き込まれた画像データを表示回路部５が映像信号に変換し、画像表示部６で画像として表示する。表示の仕方は、画像表示部６の同一画面の上下又は左右に並べて表示させる方法が一般的となるが、同一画面の同一位置に一定時間間隔で交互に表示させる等、他の方法であってもよい。

10

【００３１】

なお上述例では、画像位置関係付け表示手段２３を主として中央演算装置７、入出力インターフェース１４、発信器１５及び受信器１６で構成したがこれのみに限定されない。また、発信器１５及び受信器１６も磁場発生コイルや磁場検出コイルを用いたもののみに限定されない。

【００３２】

以上説明したように本発明によれば、現在得られている超音波断層像とそれと同様の部位についてのＸ線ＣＴ装置やＭＲＩ装置等による解剖学的画像との位置関係付け（特に位置合わせ）を自動的に行うことができ、例えば所望部位の位置確認を簡単、迅速、かつ正確に行うことができるという効果がある。

20

【００３３】

特に上述実施形態によれば、任意に設定された座標空間内で被検体と探触子の相対位置及びその方向を検出でき、このことから３次元座標空間で、画像データ入力装置からの画像データと被検体の各部位の位置合わせができるようにキャリブレーションを行い、その後診断を行うことで、診断画像内の各組織と体表（探触子の位置）との位置関係を検出でき、被検体の診断部位情報をも得られることになり、入力された診断画像との合成が簡単になる。これにより、超音波診断装置で検査中の超音波断層面に対応するＸ線ＣＴ装置の断層像やＭＲＩ装置の断層像が超音波断層像と同一画面上に表示され、比較しながら検査をすることができるようになる。また、Ｘ線ＣＴ検査時やＭＲＩ検査時に注目していた部位の血流情報をＣＦＭ（カラーフローマッピング）等でリアルタイムで検査したい場合、その位置合わせが簡単に行えるようになる。より高い精度で位置計測が行えるようになれば、位置情報から合成したＸ線ＣＴ装置やＭＲＩ装置の断層像にＣＦＭの画像を合成することで各診断装置の優れた部分を組み合わせた診断が可能になる等の効果が得られる。

30

【図面の簡単な説明】

【００３４】

【図１】本発明装置の一実施形態を示すブロック図である。

【図２】図１中の受信器を内蔵する探触子の一例を示す斜視図である。

【図３】図１中の発信器の座標空間に関係なく設定する空間座標の一例を説明するための図である。

40

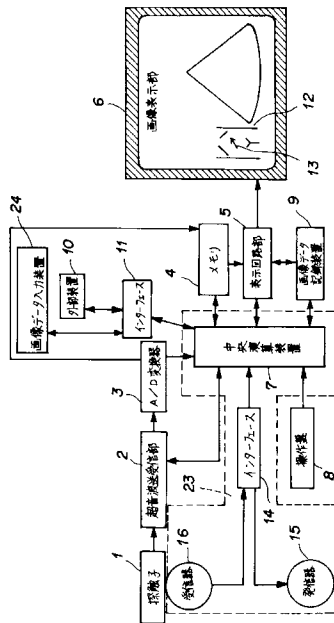
【図４】従来装置のブロック図である。

【符号の説明】

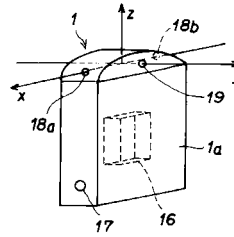
【００３５】

１…探触子、２…超音波送受信部、３…Ａ／Ｄ変換器、４…メモリ部、５…表示回路部、６…画像表示部、７…中央演算装置、８…操作盤、９…画像データ記録装置、１０…外部装置、１１、１４…入出力インターフェース、１２…ボディーマーク、１３…オリエンテーションマーク、１５…発信器、１６…受信器、２３…画像位置関係付け表示手段、２４…画像データ入力装置。

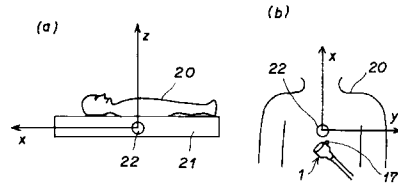
【 図 1 】



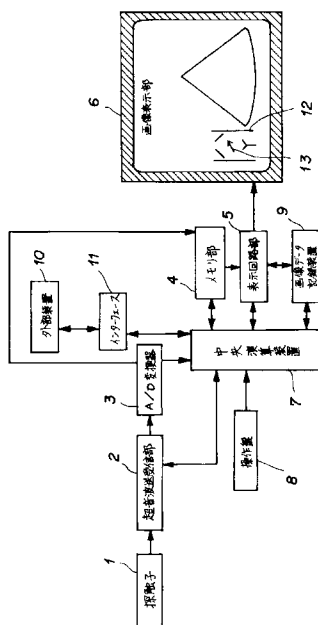
【 図 2 】



【 図 3 】



【圖 4】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平07-311834(JP,A)
特開平08-294485(JP,A)
特開平05-300910(JP,A)
特開昭61-268239(JP,A)
特開昭62-068442(JP,A)
実開平02-025209(JP,U)
国際公開第96/005768(WO,A1)
米国特許第04054881(US,A)

- (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	JP4201341B2	公开(公告)日	2008-12-24
申请号	JP2005277435	申请日	2005-09-26
[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	染谷国彦		
发明人	染谷 国彦		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GA06 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC15 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK23 4C601/KK34 4C601/LL02 4C601/LL33		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2006068535A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种配备有发射器和接收器的超声诊断设备，其能够在与MRI（磁共振成像）设备等相同的位置处自动定位超声波断层图像和解剖图像。超声波断层图像。ZSOLUTION：超声诊断设备通过使用搜索单元向待测对象发送和接收超声并显示B模式图像。它配备有图像记录装置，用于记录由图像诊断装置获得的待测对象的立体图像数据，并且搜索单元具有用于产生三轴正交磁场的发送器或用于检测三轴正交的接收器。磁场。超声波诊断装置检测接收器在由发射器设置的坐标空间中的位置和接收器的三轴正交失真，并检测搜索单元的位置。通过使用发送器和接收器的输出从记录到图像记录装置的立体图像数据获得与B模式图像的特定断层图像位置对应的位置的断层图像，并且与B一起显示。- 模式图像。Z

