

(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2010-201049

(P2010-201049A)

(43) 公開日 平成22年9月16日(2010.9.16)

(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 7 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2009-51581(P2009-51581)  
(22) 出願日 平成21年3月5日(2009.3.5)

(71) 出願人 390029791  
アロカ株式会社  
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号  
(74) 代理人 100075258  
弁理士 吉田 研二  
(74) 代理人 100096976  
弁理士 石田 純  
(72) 発明者 高山 智司  
東京都青梅市今井三丁目7番地の19 ア  
ロカシステムエンジニアリング株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 BB03 EE09 EE11 GA18 JB40  
JB51 KK12 KK32 LL04

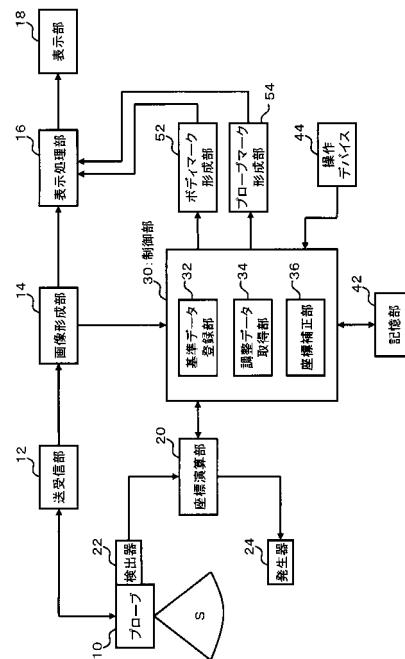
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置を利用した診断の再現性をさらに高める。

【解決手段】基準データ登録部32は、診断のための基準データとして、被検体の基準部位に関する基準画像と、その基準画像が形成された際の基準座標系におけるプローブ10の座標データを登録する。調整データ取得部34は、基準データが登録された後の診断において形成される基準部位に関する超音波画像である調整画像と、その調整画像が形成された際の診断座標系におけるプローブ10の座標データを取得する。座標補正部36は、基準画像と調整画像が互いに一致すると判断された場合における、基準画像に対応した座標データと調整画像に対応した座標データとの比較に基づいて、基準座標系と診断座標系との間のずれを補正する。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波を送受波するプローブと、

前記プローブを介して被検体から得られる受信信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成部と、

空間内における前記プローブの配置状態に関する計測結果に基づいて前記プローブの座標データを得る座標データ取得部と、

診断のための基準データとして、被検体の基準部位に関する超音波画像である基準画像と、その基準画像が形成された際の基準座標系における前記プローブの座標データと、を登録する基準データ登録部と、

前記基準データが登録された後の診断において形成される、前記基準部位に関する超音波画像である調整画像と、その調整画像が形成された際の診断座標系における前記プローブの座標データと、を取得する調整データ取得部と、

前記基準画像と前記調整画像が互いに一致すると判断された場合における、前記基準画像に対応した座標データと前記調整画像に対応した座標データとの比較に基づいて、前記基準座標系と前記診断座標系との間のずれを補正する座標補正部と、

を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記被検体の形態を示すボディマークを形成するボディマーク形成部と、

前記座標データに基づいて前記ボディマーク上に前記プローブの配置状態を示すプローブマークを形成するプローブマーク形成部と、

をさらに有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記プローブマーク形成部は、前記基準画像が形成された際の座標データに対応した基準プローブマークと、前記プローブの動きに応じて刻々と変化する座標データに対応した現プローブマークと、を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 4】**

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記基準データ登録部は、前記基準データとして、前記被検体の診断対象となる部位に関する超音波画像である診断対象画像と、その診断対象画像が形成された際の基準座標系における前記プローブの座標データと、をさらに登録し、

前記プローブマーク形成部は、前記座標補正部による前記補正を反映させつつ、前記診断対象画像が形成された際の座標データに対応した対象プローブマークと前記現プローブマークを形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 5】**

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、

前記プローブマーク形成部は、前記対象プローブマークの座標データと前記現プローブマークの座標データとの間における一致の程度に応じて、前記現プローブマークの表示態様を変化させる、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 6】**

請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記座標データ取得部は、三次元空間内における前記プローブの位置と方向の計測結果に基づいて、前記座標データとして前記プローブの位置データと方向データを取得する、

10

20

30

40

50

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記基準画像と前記調整画像を目視で比較する検査者によって当該両画像の一致が判断される、

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、検査者の操作を支援する超音波診断装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

検査者の操作を支援する超音波診断装置として、例えば、超音波画像を表示する際に、被検者の体をイメージしたボディマークと、超音波のプローブをイメージしたプローブマークを表示する機能を備えた装置が知られている（例えば、特許文献 1，2 参照）。

【0003】

プローブマークは、実際のプローブについて計測されるそのプローブの位置や方向（姿勢）に基づいてボディマーク上に表示される。そして、ボディマーク上に表示されるプローブマークの位置や方向から、実際のプローブの位置や方向が確認される。これにより、例えば、過去の診断におけるプローブマークを記憶させておき、後の診断においてそのプローブマークを参照することで、過去における診断の際のプローブの位置と方向を後の診断において再現することなどを可能にしている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2005 - 118142 号公報

【特許文献 2】特開 2005 - 124712 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

診断の再現性を高めるためには、例えば、プローブの位置や方向を高い精度で再現させることが望ましい。上記特許文献 1，2 に記載された技術により、極めて高い精度でプローブの位置や方向（姿勢）を再現することができる。

30

【0006】

本願の発明者は、上記特許文献 1，2 に記載された技術を鑑みつつ、さらに診断の再現性を高める技術について研究開発を重ねてきた。

【0007】

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、超音波診断装置を利用した診断の再現性をさらに高めることにある。

【課題を解決するための手段】

40

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、超音波を送受波するプローブと、前記プローブを介して被検体から得られる受信信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成部と、空間内における前記プローブの配置状態に関する計測結果に基づいて前記プローブの座標データを得る座標データ取得部と、診断のための基準データとして、被検体の基準部位に関する超音波画像である基準画像と、その基準画像が形成された際の基準座標系における前記プローブの座標データと、を登録する基準データ登録部と、前記基準データが登録された後の診断において形成される、前記基準部位に関する超音波画像である調整画像と、その調整画像が形成された際の診断座標系における前記プローブの座標データと、を取得する調整データ取得部と、前記基準画像と前記調整画像

50

が互いに一致すると判断された場合における、前記基準画像に対応した座標データと前記調整画像に対応した座標データとの比較に基づいて、前記基準座標系と前記診断座標系との間のずれを補正する座標補正部と、を有することを特徴とする。

【0009】

上記態様によれば、基準画像に対応した座標データと調整画像に対応した座標データとの比較に基づいて基準座標系と診断座標系との間のずれが補正されるため、例えば、先に実施された基準座標系における診断を後に実施される診断座標系において高い精度で再現することが可能になる。ちなみに、基準座標系と診断座標系の両座標系についてキャリブレーション（例えば特許文献2の第0034段落参照）を実施することにより診断の再現性を高めることができるものの、そのキャリブレーションに加えて上記補正を実施することにより、再現性をさらに高めることが可能になる。

10

【0010】

望ましい態様において、前記超音波診断装置は、前記被検体の形態を示すボディマークを形成するボディマーク形成部と、前記座標データに基づいて前記ボディマーク上に前記プローブの配置状態を示すプローブマークを形成するプローブマーク形成部と、をさらに有することを特徴とする。

【0011】

望ましい態様において、前記プローブマーク形成部は、前記基準画像が形成された際の座標データに対応した基準プローブマークと、前記プローブの動きに応じて刻々と変化する座標データに対応した現プローブマークと、を形成することを特徴とする。

20

【0012】

望ましい態様において、前記基準データ登録部は、前記基準データとして、前記被検体の診断対象となる部位に関する超音波画像である診断対象画像と、その診断対象画像が形成された際の基準座標系における前記プローブの座標データと、をさらに登録し、前記プローブマーク形成部は、前記座標補正部による前記補正を反映させつつ、前記診断対象画像が形成された際の座標データに対応した対象プローブマークと前記現プローブマークを形成することを特徴とする。

【0013】

望ましい態様において、前記プローブマーク形成部は、前記対象プローブマークの座標データと前記現プローブマークの座標データとの間における一致の程度に応じて、前記現プローブマークの表示態様を変化させることを特徴とする。

30

【0014】

望ましい態様において、前記座標データ取得部は、三次元空間内における前記プローブの位置と方向の計測結果に基づいて、前記座標データとして前記プローブの位置データと方向データを取得することを特徴とする。

【0015】

望ましい態様において、前記基準画像と前記調整画像を目視で比較する検査者によって当該両画像の一致が判断されることを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明により、超音波診断装置を利用した診断の再現性をさらに高めることができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】表示画面の一例を示す図である。

【図3】本実施形態における診断の再現を説明するためのフローチャートである。

【図4】基準画像に等しい超音波画像の探索を説明するための図である。

【図5】診断対象部位の探索と診断の再現を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

50

図 1 には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図 1 はその全体構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は、後に詳述するように、ユーザ（検査者）によるプローブの操作を支援するために、参照イメージを表示する機能、ガイダンス表示を行う機能などを有する。

【0019】

プローブ 10 は、超音波の送受波を行う超音波探触子である。このプローブ 10 は、図 1 に示す例において、複数の振動素子からなるアレイ振動子を有している。そのアレイ振動子によって超音波ビームが形成され、さらに、その超音波ビームが電子走査されることにより走査面 S が形成される。電子走査方式としては電子セクタ走査、電子リニア走査などをあげることができる。なお、プローブ 10 がいわゆる 2D アレイ振動子を有し、三次元データ取込空間が構成されてもよい。

10

【0020】

本実施形態に係る超音波診断装置は、プローブ 10 の座標を計測する手段として、磁場の発生器 24、磁気の検出器 22 および座標演算部 20 を有している。発生器 24 は、例えば、被検者が載置されるベッド（図示せず）などにおける所定の固定場所に固定設置されている。一方、検出器 22 は、図 1 に示す例においてプローブ 10 に設けられており、具体的にはプローブ 10 における樹脂製のケース内に収納配置されている。発生器 24 および検出器 22 としては、プローブ 10 の三次元の位置と姿勢（方向）を計測できる限りにおいて、各種のものを用いることができる。例えば、発生器 24 としては、直交する三軸に対応した時分割動作する 3 つの磁場発生用コイルを有するものが用いられ、検出器 22 としては、上記に対応して直交する三軸に対応した 3 つの磁場検出用コイルを有するものが用いられる。座標演算部 20 においては、磁気の検出器 22 から出力される各コイルの出力信号に基づいて、プローブ 10 の空間的な位置座標 (x, y, z) およびプローブ 10 についての各軸回りの回転角度 ( , , ) を演算する。このような座標計測は公知技術である。なお、各座標成分の定義は上記以外であってもよい。

20

【0021】

プローブ 10 は、装置本体に対してケーブルを介して接続される。すなわちプローブ 10 は本実施形態において可搬型であり、一般的には、被検体の体表面上に当接して用いられる。もちろん、プローブ 10 として、体腔内に挿入されるものが用いられてもよい。

【0022】

次に、装置本体が有する構成について説明する。送受信部 12 は、プローブ 10 に対して複数の振動素子に対応した送信信号を出力して超音波の送信ビームを形成する送信ビームフォーマとして機能する。さらに、送受信部 12 は、プローブ 10 が備える複数の振動素子から受信信号を得て超音波の受信ビームに対応した受信ビーム信号を形成する受信ビームフォーマとして機能する。

30

【0023】

画像形成部 14 は、送受信部 12 から得られる受信ビーム信号に基づいて、生体イメージとしての超音波画像を構成する。画像形成部 14 は、例えばデジタルスキャンコンバータ (DSC) などを含んでおり、二次元の超音波画像 (B モード画像) の画像データを形成する。もちろん、三次元の超音波画像が構成されてもよいし、あるいは M モードや D モード画像などが構成されてもよい。

40

【0024】

表示処理部 16 は、画像形成部 14 から出力される画像データ (生体イメージ) と、後述する参照イメージとしてのグラフィックデータとを合成し、その合成後の画像を表す表示画像データを出力する。その表示画像データは表示部 18 に送られ、表示部 18 上には生体イメージとグラフィックイメージとが合成された表示画像が表示される。

【0025】

参照イメージは、ボディマークとプローブマークとを含んでおり、ボディマークはボディマーク形成部 52 において形成され、プローブマークはプローブマーク形成部 54 において形成される。

50

## 【 0 0 2 6 】

図 2 は、表示画面 6 4 の一例を示す図である。その画面内には生体イメージ（超音波画像）6 6 と、参照イメージ（グラフィック画像）6 8 とが示されている。参照イメージ 6 8 は、ボディマーク 7 0 とプローブマーク 7 2 を含むものであり、それらのマークは三次元イメージとして表現されている。

## 【 0 0 2 7 】

ボディマーク 7 0 は、被検体の形態を示したグラフィックイメージであり、図 2 に示すように被検体の胸部に対応したイメージである。なお、ボディマーク 7 0 として、例えば被検体の胸部全体、腹部、足などを表現した複数種類のイメージを形成しておき、予め形成された複数種のイメージの中から、診断の種類に応じて適切なイメージがボディマーク 7 0 として選択されてもよい。もちろん、子宮や肝臓や頸動脈などの組織を表現したボディマーク 7 0 を形成してもよい。

10

## 【 0 0 2 8 】

プローブマーク 7 2 は、ボディマーク 7 0 上において、実際のプローブの位置や方向（姿勢）を示すイメージである。例えば、リアルタイム画像表示時においては、生体表面上において実際にプローブを移動させると、それに伴ってボディマーク 7 0 上においてプローブマーク 7 2 も移動することになる。これにより、被検体のどの部位をどのような角度から診断したかを直感的に認識できる。さらに、本実施形態においては、後に詳述するように、ボディマーク 7 0 とプローブマーク 7 2 を含んだ表示画面 6 4 が、診断の再現性を高める支援画像として機能する。

20

## 【 0 0 2 9 】

図 1 に戻り、制御部 3 0 は、ソフトウェアによって動作する CPU によって構成されている。この制御部 3 0 は図 1 に示される各構成の動作制御を行っており、特に、ボディマーク形成部 5 2 とプローブマーク形成部 5 4 に対して、グラフィックの生成条件等を与えている。

## 【 0 0 3 0 】

制御部 3 0 は、基準データ登録部 3 2 と調整データ取得部 3 4 と座標補正部 3 6 を備えており、過去の診断と現在の診断との間の再現性を高めるための支援機能を実現する。制御部 3 0 は、例えばハードディスクやメモリなどの記憶デバイスで構成される記憶部 4 2 を利用してデータの記憶と読み出しを行う。また、制御部 3 0 は、タッチパネルや各種スイッチなどで構成された操作デバイス 4 4 を介して入力されるユーザ（検査者）からの操作に応じて動作する。

30

## 【 0 0 3 1 】

そこで、以下において、図 1 の超音波診断装置の動作、特に診断の再現性を支援する機能について説明する。なお、既に図 1 に示した構成（部分）については、以下の説明において図 1 の符号を利用する。

## 【 0 0 3 2 】

図 3 は、本実施形態における診断の再現を説明するためのフローチャートである。図 3 には、検査者 A が実施する基準となる診断に関するフローチャートと、検査者 B が実施する診断の再現に関するフローチャートが示されている。検査者 A は、例えばベテランの医師等であり、検査者 B は、例えばそのベテランの医師等の指導を受ける新米の医師等である。

40

## 【 0 0 3 3 】

まず、基準となる診断において、プローブ 1 0 の座標計測に関するキャリブレーションが実行される（S 3 0 1 A）。すなわち、被検体におけるスケールやサイズとボディマークにおけるスケールやサイズとを対応付ける（整合させる）ために超音波診断に先立ってキャリブレーションが実行される。

## 【 0 0 3 4 】

キャリブレーションには、例えば、特許文献 1, 2 等に記載された公知の手法が利用される。つまり、被検体上において定義される複数のキャリブレーション用特定位置に対し

50

てプローブ10における送受波面中心を当接させ、その時の座標データを得ることによって実際の被検体におけるサイズやスケールなどを認識でき、これによって被検体を基準とした座標系を定義することが可能となる。もちろん、そのようなキャリブレーションを行うことなく、ボディマークやプローブマークを生成するようにしてもよい。例えば、被検者についての過去の座標系と現在の座標系が実質的に同一とみなせるような場合には、上記のようなキャリブレーションを省略することも可能である。上記のようなキャリブレーションが実行された場合、そのキャリブレーション結果が制御部30から座標演算部20へ渡され、座標演算部20は、検出器22の出力信号に基づき、キャリブレーションによって定義された座標系（被検者を基準とする座標系）における座標を演算する。

【0035】

キャリブレーションが終了すると、生体イメージと共に、ボディマークとプローブマークが表示される(S302A)。例えば、制御部30により診断モードに応じたイメージが適宜選択され、ボディマーク形成部52が制御部30の指示に応じたボディマークを形成する。もちろん、検査者Aによりボディマークの種類が選択されてもよい。さらに、座標演算部20を介して得られる座標データに基づいて、制御部30がプローブマーク形成部54を適宜制御することにより、現在のプローブ10の位置と方向(姿勢)に応じたプローブマークがボディマーク上に表示される。

【0036】

ボディマークとプローブマークが表示されると、検査者Aにより、基準画像と座標データが登録される(S303A)。基準画像は、検査者Bによる後の診断において座標の補正に利用される画像であり、視覚的に識別し易い部位に関する画像が基準画像とされる。例えば門脈を映し出した画像が基準画像とされる。さらに、基準データ登録部32により、その基準画像を形成した際のプローブ10の座標データが基準画像に対応付けられ、基準画像とそれに対応する座標データが記憶部42に記憶される。

【0037】

なお、診断の種類に応じて、基準画像と座標データの組を複数組に亘って記憶するようにしてもよいし、さらに、複数の被検者について各被検者ごとに基準画像と座標データの複数の組を記憶するようにしてもよい。基準画像とそれに対応する座標データは、後の検査者Bによる診断において利用されるが、検査者Bは、例えば、被検者名や診断名を検索のキーワードとして、複数の組の中から適切な基準画像と座標データを検索すればよい。

【0038】

基準画像と座標データが登録されると、検査者Aにより、診断対象画像と座標データが登録される(S304A)。つまり、診断の対象とされる部位の画像が診断対象画像とされ、その診断対象画像を形成した際のプローブ10の座標データが診断対象画像に対応付けられ、診断対象画像とそれに対応する座標データが記憶部42に記憶される。もちろん、この診断対象画像を利用して検査者Aにより被検体の診断が行われてもよい。

【0039】

ちなみに、後の検査者Bによる診断において、この診断対象画像と同じ画像が形成されて診断が再現される。なお、基準画像の場合と同様に、診断の種類に応じて、診断対象画像と座標データの組を複数組に亘って記憶するようにしてもよいし、さらに、複数の被検者について各被検者ごとに診断対象画像と座標データの複数の組を記憶するようにしてもよい。また、基準画像とそれに対応する診断対象画像とを対応付けて記憶しておくことが望ましい。もちろん、1つの基準画像(座標データ付き)に対して、同一の被検体に関する複数の診断対象画像(座標データ付き)が対応付けられてもよい。

【0040】

検査者Aによる基準となる診断が終了すると、例えば後日に、基準となる診断と同じ被検者(被検体)に対して同じ診断が検査者Bにより再現される。

【0041】

診断の再現にあたって、まず、プローブ10の座標計測に関するキャリブレーションが実行される(S301B)。つまり、被検体の位置や発生器24の位置などが、検査者A

10

20

30

40

50

による診断時からずれることを考慮して、S301Aにおける処理と同様なキャリブレーションが実行される。これによって被検体を基準とした座標系を再び定義することが可能となる。

【0042】

S301Aにおいて利用される複数のキャリブレーション用特定位置と、S301Bにおいて利用される複数のキャリブレーション用特定位置とを互いに一致させておくことにより、S301Aにおいて定義された座標系（基準座標系）とS301Bにおいて定義される座標系（診断座標系）とを互いに一致させることができる。そのため、2回のキャリブレーションにより、後に説明する診断の再現性を高めることができる。しかし、本実施形態においては、基準画像を利用した補正を行うことにより、診断の再現性をさらに高めている。

10

【0043】

キャリブレーションが終了すると、生体イメージと共に、ボディマークと現プローブマークが表示される（S302B）。つまり、S302Aにおけるボディマークと同じボディマークが表示され、さらに、座標演算部20を介して得られる座標データに基づいて、制御部30がプローブマーク形成部54を適宜制御することにより、現在のプローブ10の位置と方向（姿勢）に応じた現プローブマークがボディマーク上に表示される。

【0044】

さらに、基準画像と基準プローブマークが表示される（S303B）。基準画像は、例えば、現在の生体イメージ（現在の超音波画像）と並べて表示される。あるいは、検査者Bの操作等に応じて、現在の生体イメージと基準画像とを切り替えて表示するようにしてもよい。基準プローブマークは、S303Aにおいて登録された座標データに基づいて、ボディマーク上に表示される。基準プローブマークは、現プローブマークと共にボディマーク上に表示されることが望ましい。基準プローブマークと現プローブマークは、表示態様（例えば色や形など）を互いに異ならせることが望ましい。

20

【0045】

基準画像と基準プローブマークが表示されると、検査者Bにより、基準画像に等しい超音波画像が探索される（S304B）。

【0046】

図4は、基準画像に等しい超音波画像の探索を説明するための図である。図4には、その探索において利用されるボディマーク70と基準プローブマーク72Bと現プローブマーク72Rが図示されている。

30

【0047】

基準プローブマーク72Bは、検査者Aが基準画像を形成した際のプローブ10の位置と方向（姿勢）を示している。そのため、検査者Bは、基準プローブマーク72Bの位置と方向を参考として、プローブ10の位置と方向を決定する。つまり、現プローブマーク72Rが基準プローブマーク72Bに重なるようにプローブ10を操作する。そして、現プローブマーク72Rが基準プローブマーク72Bに完全に重なる位置と方向の周辺において、例えば表示部18に映し出された基準画像と現在の超音波画像とを比較しつつ、プローブ10の位置と方向を調整して、基準画像に等しい超音波画像を探索する。

40

【0048】

なお、現プローブマーク72Rと基準プローブマーク72Bは、視覚的に識別できるように、互いに表示態様を異ならせることが望ましい。例えば、現プローブマーク72Rを灰色で表示し、基準プローブマーク72Bを赤色で表示する。また、図4に示すように、基準プローブマーク72Bを破線で表示し、現プローブマーク72Rを実線で表示することにより、表示態様を異ならせてもよい。

【0049】

図3に戻り、基準画像に等しい超音波画像が探索されると、例えば検査者Bにより決定操作が成され、調整データ取得部34がその超音波画像とそれに対応した座標データを取得すると、座標補正部36により座標の補正が行われる（S305B）。

50

## 【 0 0 5 0 】

座標補正部 3 6 は、S 3 0 3 A において得られた基準画像に関する座標データと S 3 0 4 B において得られた超音波画像に関する座標データとを比較し、2つの座標データの差に基づいて、S 3 0 1 A において定義された基準座標系と S 3 0 1 B において定義された診断座標系のずれを補正する。例えば、2つの座標データの差分だけ、2つの座標系の一方が移動され、基準座標系と診断座標系が互いに一致するように補正される。この補正により、例えば、S 3 0 1 A と S 3 0 1 B の 2 回のキャリブレーションを行ったにも関わらず、基準座標系と診断座標系がずれている場合においても、基準画像を介して、そのずれが修正される。

## 【 0 0 5 1 】

座標の補正が行われると、診断対象画像と対象プローブマークが表示される ( S 3 0 6 B )。診断対象画像は、例えば、現在の生体イメージ ( 現在の超音波画像 ) と並べて表示される。あるいは、検査者 B の操作等に応じて、現在の生体イメージと診断対象画像とを切り替えて表示するようにしてもよい。対象プローブマークは、S 3 0 4 A において登録された座標データに基づいて、さらに、S 3 0 5 B における補正を反映させつつ、ボディマーク上に表示される。例えば、S 3 0 4 A において基準座標系で登録された座標データが、S 3 0 5 B における2つの座標データの差分に基づいて修正され、その修正された座標データが S 3 0 1 B において定義された診断座標系で利用される。

## 【 0 0 5 2 】

なお、対象プローブマークは、現プローブマークと共にボディマーク上に表示されることが望ましい。対象プローブマークと現プローブマークは、表示態様 ( 例えば色や形など ) を互いに異ならせることが望ましい。

## 【 0 0 5 3 】

診断対象画像と対象プローブマークが表示されると、検査者 B により、診断対象部位が探索され ( S 3 0 7 B )、そして、診断対象部位の診断が再現される ( S 3 0 8 B )。

## 【 0 0 5 4 】

図 5 は、診断対象部位の探索と診断の再現を説明するための図である。図 5 には、その探索において利用されるボディマーク 7 0 と対象プローブマーク 7 2 T と現プローブマーク 7 2 R が図示されている。

## 【 0 0 5 5 】

対象プローブマーク 7 2 T は、検査者 A が診断対象画像を形成した際のプローブ 1 0 の位置と方向 ( 姿勢 ) を示している。そのため、検査者 B は、対象プローブマーク 7 2 T の位置と方向を参考として、プローブ 1 0 の位置と方向を決定する。つまり、現プローブマーク 7 2 R が対象プローブマーク 7 2 T に重なるように、プローブ 1 0 の位置と方向を調整して超音波画像を形成する。

## 【 0 0 5 6 】

図 3 の S 3 0 1 A と S 3 0 1 B の 2 回のキャリブレーションと S 3 0 5 B における補正を経て、対象プローブマーク 7 2 T の位置と方向が決定されているため、対象プローブマーク 7 2 T と現プローブマーク 7 2 R が重なるようにプローブ 1 0 を操作することにより、図 3 の S 3 0 4 A において検査者 A により形成された診断対象画像と同じ画像を再現することが可能になる。

## 【 0 0 5 7 】

なお、現プローブマーク 7 2 R と対象プローブマーク 7 2 T は、視覚的に識別できるように、互いに表示態様を異ならせることが望ましい。例えば、現プローブマーク 7 2 R を灰色で表示し、対象プローブマーク 7 2 T を緑色で表示する。また、図 5 に示すように、対象プローブマーク 7 2 T を破線で表示し、現プローブマーク 7 2 R を実線で表示することにより、表示態様を異ならせてもよい。

## 【 0 0 5 8 】

さらに、対象プローブマーク 7 2 T の座標データと、現プローブマーク 7 2 R の座標データとの間における一致の程度に応じて、現プローブマーク 7 2 R の表示態様を変化させ

10

20

30

40

50

るようにしてもよい。例えば、対象プローブマーク72Tから離れている場合に、現プローブマーク72Rを灰色のままとし、対象プローブマーク72Tに近い状態の場合に、現プローブマーク72Rを黄色に変化させる。また、対象プローブマーク72Tと現プローブマーク72Rが一致した場合に、その一致を知らせる表示態様を実現してもよい。

【0059】

以上のように、本実施形態においては、基準画像を利用して補正を行っているため、検査者Aが形成した診断対象画像を検査者Bが高い精度で再現でき、延いては、診断そのものの再現性を高めることが可能になる。

【0060】

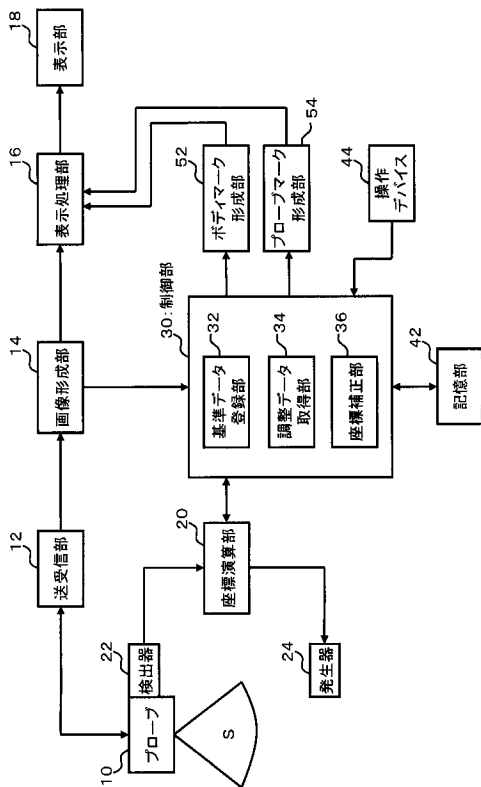
以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【符号の説明】

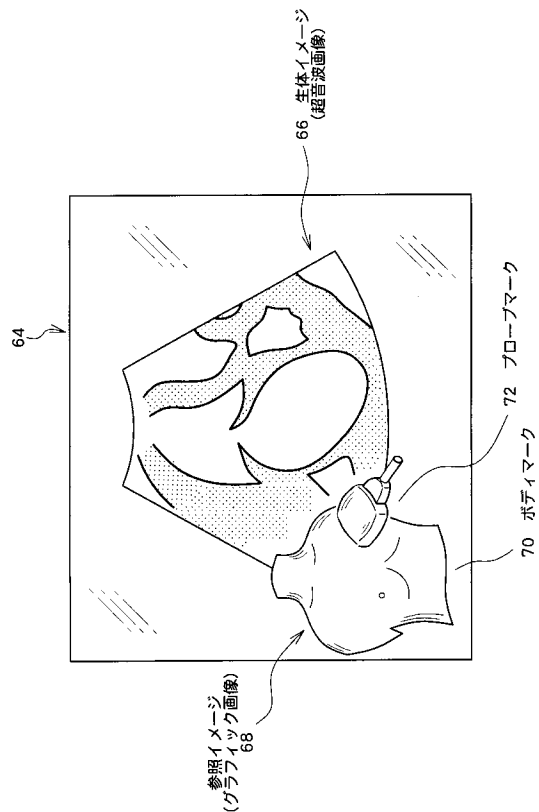
【0061】

20 座標演算部、32 基準データ登録部、34 調整データ取得部、36 座標補正部、52 ボディマーク形成部、54 プローブマーク形成部。

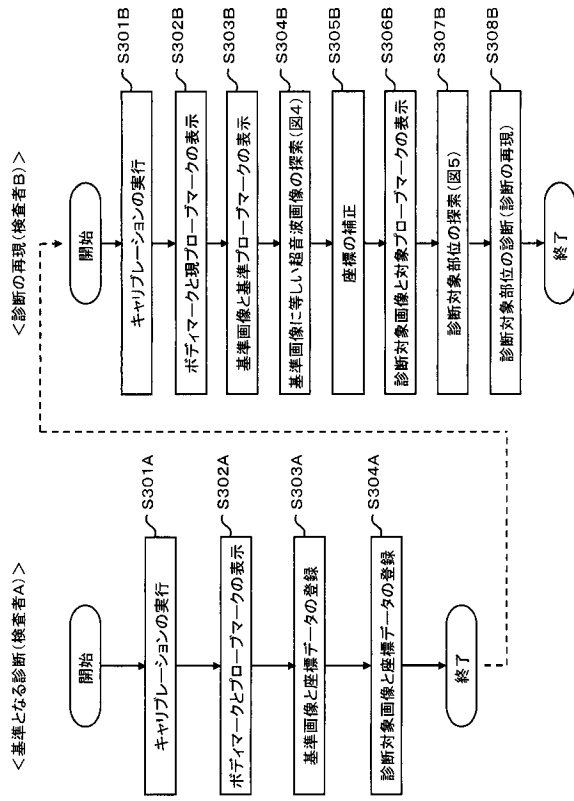
【図1】



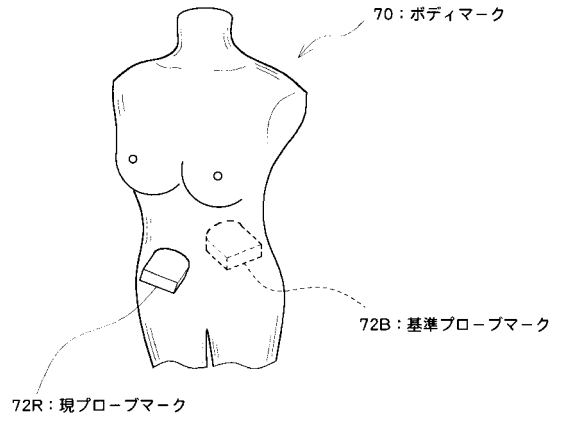
【図2】



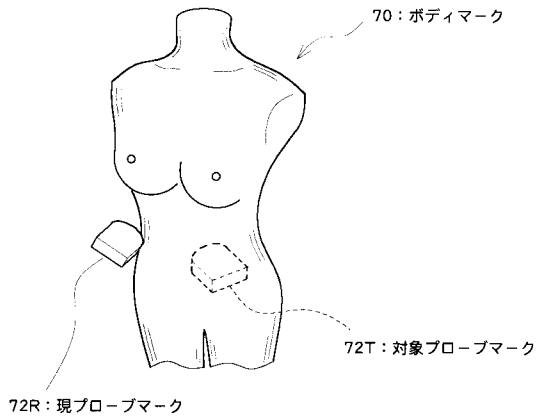
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2010201049A</a>	公开(公告)日	2010-09-16
申请号	JP2009051581	申请日	2009-03-05
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	高山智司		
发明人	高山 智司		
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/GA18 4C601/JB40 4C601/JB51 4C601/KK12 4C601/KK32 4C601/LL04		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：使用超声波诊断仪进一步提高诊断的可重复性。解决方案：参考数据登记部件32在形成参考图像时登记关于对象的参考部分的参考图像和参考坐标系中的探头10的坐标数据作为用于诊断的参考数据。调整数据获取部分34获得：调整后的图像是在登记参考数据之后关于在诊断中形成的参考部分的超声图像；当形成调整图像时，探测器10在诊断坐标系中的坐标数据。当确定参考图像和调整后的坐标数据时，坐标校正部分36基于对应于参考图像的坐标数据与对应于调整图像的坐标数据的比较来校正参考坐标系和诊断坐标系之间的偏差。图像相互匹配。

