

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3793126号  
(P3793126)

(45) 発行日 平成18年7月5日(2006.7.5)

(24) 登録日 平成18年4月14日(2006.4.14)

(51) Int.C1.

F 1

A 61 B 8/00 (2006.01)

A 61 B 8/00

請求項の数 10 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2002-218497 (P2002-218497)  
 (22) 出願日 平成14年7月26日 (2002.7.26)  
 (65) 公開番号 特開2004-57379 (P2004-57379A)  
 (43) 公開日 平成16年2月26日 (2004.2.26)  
 審査請求日 平成16年5月24日 (2004.5.24)

(73) 特許権者 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 大竹 章文  
 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内  
 (72) 発明者 谷口 信行  
 栃木県河内郡南河内町緑四丁目16番1号  
 審査官 右▲高▼ 孝幸

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】

超音波プローブを被検体に当接して超音波を送受波し、受波信号に基づき超音波診断画像を生成して表示する超音波診断装置であって、

前記超音波プローブの実空間座標系での位置を測定する測位手段と、

被検体上の所定の複数の基準部位に前記超音波プローブをそれぞれ配置した時の前記測位手段の測定結果に基づき、実空間座標系からボディマーク表示座標系への座標変換を規定する変換規則情報を生成するキャリブレーション手段と、

被検体を表すボディマークと、超音波プローブを表すプローブマークとを表示したガイド表示を、前記超音波診断画像に関連づけて生成するガイド表示生成手段であって、前記キャリブレーション手段で求めた変換規則情報に基づき、前記測位手段で測定した前記超音波プローブの位置から前記ボディマークの表示上でのプローブマークの位置を計算し、計算した位置に前記プローブマークの表示を形成するガイド表示生成手段と、

前記キャリブレーション手段によるキャリブレーション作業の際に、前記各基準部位の位置を示したキャリブレーションガイド表示を提供するキャリブレーションガイド手段と

を備える超音波診断装置。

## 【請求項 2】

超音波プローブを被検体に当接して超音波を送受波し、受波信号に基づき超音波診断画像を生成して表示する超音波診断装置であって、

10

20

前記超音波プローブの実空間座標系での位置を測定する測位手段と、  
被検体上の所定の複数の基準部位に前記超音波プローブをそれぞれ配置した時の前記測  
位手段の測定結果に基づき、実空間座標系からボディマーク表示座標系への座標変換を規  
定する変換規則情報を作成するキャリブレーション手段と、

被検体を表すボディマークと、超音波プローブを表すプローブマークとを表示したガイ  
ド表示を、前記超音波診断画像に関連づけて生成するガイド表示生成手段であって、前記  
キャリブレーション手段で求めた変換規則情報に基づき、前記測位手段で測定した前記超  
音波プローブの位置から前記ボディマークの表示上でのプローブマークの位置を計算し、  
計算した位置に前記プローブマークの表示を形成するガイド表示生成手段と、

を備え、

10

前記測位手段は、前記超音波プローブの三次元的な位置及び方位を測定し、

前記ガイド表示生成手段は、前記プローブマークとして三次元的なマークを用いるとと  
もに、前記超音波プローブの三次元的な位置及び方位から前記変換規則情報に基づき前記  
ガイド表示上での前記三次元的なプローブマークの三次元的な位置及び方位を計算し、そ  
の計算結果に従って前記三次元的なプローブマークの表示を生成し、

前記ガイド表示生成手段は、前記ボディマークとして三次元的なマークを用い、

前記ガイド表示生成手段は、前記三次元的なボディマークを半透明表示とし、前記プロ  
ーブマークが視点から見てそのボディマークの裏側にある場合にも、そのボディマークを  
透過してそのプローブマークが前記ガイド表示上で視認できるようにしたことを特徴とす  
る超音波診断装置。

20

### 【請求項 3】

超音波プローブを被検体に当接して超音波を送受波し、受波信号に基づき超音波診断画  
像を生成して表示する超音波診断装置であって、

前記超音波プローブの実空間座標系での位置を測定する測位手段と、

被検体上の所定の複数の基準部位に前記超音波プローブをそれぞれ配置した時の前記測  
位手段の測定結果に基づき、実空間座標系からボディマーク表示座標系への座標変換を規  
定する変換規則情報を作成するキャリブレーション手段と、

被検体を表すボディマークと、超音波プローブを表すプローブマークとを表示したガイ  
ド表示を、前記超音波診断画像に関連づけて生成するガイド表示生成手段であって、前記  
キャリブレーション手段で求めた変換規則情報に基づき、前記測位手段で測定した前記超  
音波プローブの位置から前記ボディマークの表示上でのプローブマークの位置を計算し、  
計算した位置に前記プローブマークの表示を形成するガイド表示生成手段と、

を備え、

30

前記測位手段は、前記超音波プローブの三次元的な位置及び方位を測定し、

前記ガイド表示生成手段は、前記ボディマーク表示座標系における前記プローブマーク  
の奥行き方向の位置座標に応じて、前記ガイド表示におけるそのプローブマークの表示サ  
イズを変化させることを特徴とする超音波診断装置。

### 【請求項 4】

請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記複数の基準部位は、各座標軸についてそれぞれ異なる少なくとも 2 つの座標値が得  
られるように選定され、

40

前記キャリブレーション手段は、前記複数の基準部位に前記超音波プローブをそれぞれ  
配置した時の前記測位手段の測定結果から得られる各座標軸ごとの異なる少なくとも 2 つ  
の座標値から、実空間座標系での当該座標軸についての座標値をボディマーク表示座標系  
での対応座標軸の座標値へ変換する変換規則を定めることを特徴とする超音波診断装置。

### 【請求項 5】

請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記キャリブレーション手段は、前記各基準部位に前記超音波プローブをそれぞれ配置  
した時に前記測位手段で測定した位置が、当該基準部位の前記ボディマーク表示座標系に  
における位置に座標変換されるように前記変換規則情報を求めるることを特徴とする超音波診

50

断装置。

【請求項 6】

請求項 1～3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記ガイド表示生成手段は、前記超音波プローブを用いた被検体内の観察作業中に前記測位手段からリアルタイムで与えられる測定結果に基づき、前記ガイド表示をリアルタイムで生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 2～3 のいずれかに記載の超音波診断装置において、

前記測位手段は、

所定の基準部位と前記超音波プローブとのうちの一方に設けられ、測位信号を発信する 10 信号発生手段と、

所定の基準部位と前記超音波プローブとのうちの他方に設けられ、前記測位信号を検出する信号検出手段と、

前記信号検出手段の検出信号に基づき前記超音波プローブの基準座標系での位置及び方位を求める測位情報計算手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1～3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置であって、更に、

同じ観察対象部位について、被検体の体格のバリエーションに応じて複数のボディマークを保持するボディマーク保持手段と、 20

被検体の体格に関する情報を取得する被検体情報取得手段と、

前記被検体情報取得手段で取得した前記被検体の体格に関する情報に基づき、前記ボディマーク保持手段に保持された観察対象部位に対応する複数のボディマークのうち、その被検体に対応するものを前記ガイド表示用に選択する選択手段と、

を備える超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 8 記載の超音波診断装置において、

前記キャリブレーション手段は、前記選択手段が選択したボディマークに合わせて前記変換規則情報を求めることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波プローブを被検体に当接して超音波を送受波し、受波信号に基づき超音波診断画像を生成して表示する超音波診断装置であって、

超音波プローブの実空間座標系での位置を測定する測位手段と、

被検体を表すボディマークと、超音波プローブを表すプローブマークとを表示したガイド表示を、前記超音波診断画像に関連づけて生成するガイド表示生成手段であって、前記測位手段で測定した前記超音波プローブの位置から前記ボディマークの表示上でのプローブマークの位置を計算し、計算した位置に前記プローブマークを表示するとともに、前記ボディマーク表示座標系における前記プローブマークの視点からの距離に応じて、前記ガイド表示におけるそのプローブマークの表示サイズを変化させるガイド表示生成手段と、 40

を備える超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置において、超音波プローブの位置を超音波診断画像と関連づけて表示するガイド表示に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波診断装置では、例えば電子走査式の超音波プローブを被検体に当接し、電子走査により被検体の断層画像を作成して画面表示することが一般的である。このような断層画像 50

を保存して後で観察する場合には、表示中の断層画像が被検体のどの部分を示したものかがユーザに分かるようになることが重要である。このため、従来から、図12に示すように、被検体を模したボディマーク700を例えればディスプレイ上の断層画像710の脇に表示し、そのボディマーク700上に超音波プローブの位置や向きを示すプローブマーク702を表示することが行われている。

#### 【0003】

従来の一般的な構成では、腹部、胸部、頸部など、複数の部位のボディマークの図形データが超音波診断装置に記憶されており、ユーザ（医師）がこれらの中から所望のものを選択して表示させる構成となっている。また、プローブマークについては、トラックボール等の操作デバイスを用いてボディマークに対するプローブマークの位置や向きを指定する構成が一般的である。典型的には、ユーザは、保存したい断層画像が表示された状態で画面をフリーズ（一時停止）し、ボディマークを選択し、プローブマークの位置及び向きを設定した上で、その断層画像を保存する。

#### 【0004】

このような従来の一般的な構成では、被検体を上から見た時の二次元的な超音波プローブの位置と向きは表現できるが、超音波プローブの三次元的な傾きまでは表現できない。例えば心臓等の診断では、超音波プローブを同じ位置に当てたまま傾きを変えて必要な断層画像を得るため、その断層画像がどの断面を切り取ったものなのかを把握するには超音波プローブの三次元的な傾きの情報が必要になるが、上記の一般的な構成では三次元的な傾きを表現できないため、情報として不十分であった。

#### 【0005】

これに対し、特開2000-201926には、ボディマークとプローブマークを三次元画像として表示する超音波診断装置が開示されている。この装置では、プローブマークの二次元的な向きや三次元的な傾きを、トラックボールに付随した輪体を回転させ設定することで、断層画像の走査面に応じたプローブマークを表示する。

#### 【0006】

また、特開2001-17433には、ボリュームレンダリング処理により三次元画像データを作成する超音波診断装置において、視線方向から見た三次元のボディマークと三次元のプローブマークを表示する仕組みが開示されている。この文献には、ユーザがトラックボール等の操作により超音波プローブの位置や向きを指定する方式の他に、超音波プローブに磁気素子を埋め込み、その磁気を周辺に離散配置された3個以上の磁気センサで検出し、その検出信号に基づき超音波プローブの位置を計算してプローブマークの表示に利用する方式も開示されている。

#### 【0007】

##### 【発明が解決しようとする課題】

特開2001-17433の技術は、プローブマークの表示位置を自動的に求めることができるという点で有用なものであるが、患者の体型の差に関しての配慮が十分ではない。すなわち、体型は患者によって大きく変わる場合があるのに対し、ボディマークは一般的に全患者に共通であるため、解剖学的に同じ位置に超音波プローブを配置したとしても、患者の体格の違いによってボディマーク上のプローブマークの位置が異なってくるという問題が起こりうる。例えば、患者の脇腹に超音波プローブを当てた場合、患者が太っている場合はプローブマークがボディマークの外側に浮いた状態に見え、患者がやせている場合は脇腹より内側の位置にあるように見えるなど、プローブマーク表示では実際の配置位置とは異なった位置に超音波プローブがあるように見えてしまう。

#### 【0008】

この先行技術文献は、「その計算した位置と、事前に寝台又は被検体に対して位置照合しておいた超音波プローブ1の基準位置とのずれに基づいて、被検体と超音波プローブ1との位置情報を測位する」（0025段落）といった具合に、実空間で計測した位置とボディマーク表示上での位置との間の位置合わせについて、一応の考慮は払っているといえる。しかしながら、この文献は、「基準位置とのずれ」により位置合わせする手法を提示す

10

20

30

40

50

るのみであり、これでは患者の体格差によるプローブマークの表示位置のずれを補正することはできない。

【0009】

本発明は、以上の課題に鑑みなされたものであり、被検体の体格差に起因するプローブマークの表示位置のずれを解消又は低減できる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明の基礎となる超音波診断装置は、超音波プローブを被検体に当接して超音波を送受波し、受波信号に基づき超音波診断画像を生成して表示する超音波診断装置であって、前記超音波プローブの実空間座標系での位置を測定する測位手段と、被検体上の所定の複数の基準部位に前記超音波プローブをそれぞれ配置した時の前記測位手段の測定結果に基づき、実空間座標系からボディマーク表示座標系への座標変換を規定する変換規則情報を作成するキャリブレーション手段と、被検体を表すボディマークと、超音波プローブを表すプローブマークとを表示したガイド表示を、前記超音波診断画像に関連づけて生成するガイド表示生成手段であって、前記キャリブレーション手段で求めた変換規則情報に基づき、前記測位手段で測定した前記超音波プローブの位置から前記ボディマークの表示上でのプローブマークの位置を計算し、計算した位置に前記プローブマークの表示を形成するガイド表示生成手段と、を備える。

【0011】

この構成では、複数の基準部位の位置を測位手段で測定し、これに基づき実空間座標系からボディマーク表示座標系への座標変換の変換規則情報を定めているので、それら基準部位間の距離の拡大縮小を反映した変換規則情報を定めることができる。これにより、体格が異なる被検体に対して同じボディマークを用いる場合でも、キャリブレーション手段で変換規則情報を求ることで、その体格差を吸収できる。

そして本発明に係る超音波診断装置は、上記基礎となる構成に加え、更に前記キャリブレーション手段によるキャリブレーション作業の際に、前記各基準部位の位置を示したキャリブレーションガイド表示を提供するキャリブレーションガイド手段、を備える。

また本発明の別の側面では、超音波診断装置は、上記基礎となる構成において、前記測位手段は、前記超音波プローブの三次元的な位置及び方位を測定し、前記ガイド表示生成手段は、前記プローブマークとして三次元的なマークを用いるとともに、前記超音波プローブの三次元的な位置及び方位から前記変換規則情報に基づき前記ガイド表示上での前記三次元的なプローブマークの三次元的な位置及び方位を計算し、その計算結果に従って前記三次元的なプローブマークの表示を生成し、前記ガイド表示生成手段は、前記ボディマークとして三次元的なマークを用い、前記ガイド表示生成手段は、前記三次元的なボディマークを半透明表示とし、前記プローブマークが視点から見てそのボディマークの裏側にある場合にも、そのボディマークを透過してそのプローブマークが前記ガイド表示上で視認できるようにする。

また本発明の別の側面では、超音波診断装置は、上記基礎となる構成において、前記測位手段は、前記超音波プローブの三次元的な位置及び方位を測定し、前記ガイド表示生成手段は、前記ボディマーク表示座標系における前記プローブマークの奥行き方向の位置座標に応じて、前記ガイド表示におけるそのプローブマークの表示サイズを変化させることを特徴とする。

【0012】

本発明の好適な態様では、前記複数の基準部位は、各座標軸についてそれぞれ異なる少なくとも2つの座標値が得られるように選定され、前記キャリブレーション手段は、前記複数の基準部位に前記超音波プローブをそれぞれ配置した時の前記測位手段の測定結果から得られる各座標軸ごとの異なる少なくとも2つの座標値から、実空間座標系での当該座標軸についての座標値をボディマーク表示座標系での対応座標軸の座標値へ変換する変換規則を定める。

10

20

30

40

50

**【0013】**

本発明の別の好適な態様では、前記キャリブレーション手段は、前記各基準部位に前記超音波プローブをそれぞれ配置した時に前記測位手段で測定した位置が、当該基準部位の前記ボディマーク表示座標系における位置に座標変換されるように前記変換規則情報を求める特徴とする。

**【0015】**

また本発明の好適な態様では、前記ガイド表示生成手段は、前記超音波プローブを用いた被検体内の観察作業中に前記測位手段からリアルタイムで与えられる測定結果に基づき、前記ガイド表示をリアルタイムで生成する。

**【0020】**

また本発明の好適な態様では、前記測位手段は、所定の基準部位と前記超音波プローブとのうちの一方に設けられ、測位信号を発信する信号発生手段と、所定の基準部位と前記超音波プローブとのうちの他方に設けられ、前記測位信号を検出する信号検出手段と、前記信号検出手段の検出信号に基づき前記超音波プローブの基準座標系での位置及び方位を求める測位情報計算手段と、を備える。

**【0021】**

また本発明の好適な態様では、同じ観察対象部位について、被検体の体格のバリエーションに応じて複数のボディマークを保持するボディマーク保持手段と、被検体の体格に関する情報を取得する被検体情報取得手段と、前記被検体情報取得手段で取得した前記被検体の体格に関する情報に基づき、前記ボディマーク保持手段に保持された観察対象部位に対応する複数のボディマークのうち、その被検体に対応するものを前記ガイド表示用に選択する選択手段と、を備える。

10

20

**【0022】**

また好適な態様では、前記キャリブレーション手段は、前記選択手段が選択したボディマークに合わせて前記変換規則情報を求める特徴とする。

**【0023】**

また本発明に係る超音波診断装置は、超音波プローブを被検体に当接して超音波を送受波し、受波信号に基づき超音波診断画像を生成して表示する超音波診断装置であって、超音波プローブの実空間座標系での位置を測定する測位手段と、被検体を表すボディマークと、超音波プローブを表すプローブマークとを表示したガイド表示を、前記超音波診断画像に連づけて生成するガイド表示生成手段であって、前記測位手段で測定した前記超音波プローブの位置から前記ボディマークの表示上でのプローブマークの位置を計算し、計算した位置に前記プローブマークを表示するとともに、前記ボディマーク表示座標系における前記プローブマークの視点からの距離に応じて、前記ガイド表示におけるそのプローブマークの表示サイズを変化させるガイド表示生成手段とを備える。

30

**【0025】****【発明の実施の形態】**

以下、本発明の実施の形態（以下実施形態という）について、図面に基づいて説明する。

**【0026】**

図1は、本発明に係る超音波診断装置全体の概略構成を説明するための図である。まずこの装置は、超音波診断画像（以下単に診断画像と呼ぶ）形成・表示のための機構として超音波プローブ10、送受信部12、信号処理部14、DSC（デジタル・スキャン・コンバータ）16、画像合成部18、表示装置20、及び制御部30を備えている。超音波プローブ10は、送受信部12からの制御に従って被検体100内を超音波ビームで走査し、被検体内からのエコーを受信して電気的な受信信号に変換する。ここで、本実施形態は超音波プローブの形式を問わないものであり、超音波プローブ10としては、機械走査式も電子走査式も、また二次元画像形成用も三次元画像形成用も用いることができる。超音波プローブ10が受信した受信信号は、送受信部12を介して信号処理部14に送られ、ここでBモード画像やカラードプラ画像等の公知の診断画像を形成するための信号処理が行われる。この信号処理の結果が、DSC16により走査変換（及び必要に応じてデータ

40

50

補間)されることにより、表示装置20の走査方式に適合したフォーマットの診断画像が形成される。画像合成部18は、DSC16で形成された診断画像を、後述するボディマーク等のガイド表示などのキャラクタ・グラフィクス画像と例えれば画像メモリ上で合成する。この合成結果の画像が、表示装置20に表示され、ユーザ(医師等)に提供される。

【0027】

制御部30は、以上に説明した診断画像形成・表示のための処理モジュール群の制御を含め、本装置の全体動作を制御するモジュールである。制御部30は、操作パネル34から入力されるユーザの指示に応じて本装置の各部を制御し、その指示に応じた処理を実現する。制御部30は、典型的には、制御内容を記述したプログラムをCPU等のプロセッサに処理させることにより構成することができる。なお、本実施形態では、ボディマークとプローブマークからなるガイド表示をその主眼としているので、制御部30の中でも特にそのガイド表示のための処理を行う部分を取り上げ、ガイド表示生成部32として示している。

【0028】

本実施形態では、超音波プローブ10の位置や方位を実測し、その実測情報に基づきボディマーク上のプローブマークの位置や向きを決定して、表示を行う。本明細書では、ボディマークとプローブマークの両方を三次元画像として表示する構成を主たる例として説明することとするが、本発明の原理は従来一般的な二次元のボディマーク・プローブマーク表示にも適用可能である。

【0029】

図1の例では、超音波プローブ10の位置・方位の検出に、磁気センサを用いた測位システムを利用する。このシステムは、磁場発生器22と磁気センサ26の組合せで構成される。

【0030】

磁場発生器22は、互いに直交する3方向をそれぞれ軸方向とした3つの磁場発生コイルを有しており、これら磁場コイルにより室内に所定の三次元磁場分布を形成する。磁気センサ26は、互いに直交する3方向をそれぞれ軸方向とした3つの検出コイルを有しており、これら3つのコイルでそれら3方向各々の磁場の強さを検出する。磁場発生器22で形成した所定の磁場分布の中に磁気センサ26を置けば、磁気センサ26で検出した3軸各方向の磁場の強さから、磁場発生器22に対する磁気センサ26の相対的な三次元位置及び三次元方位を求めることができる。このような磁気利用の三次元測位システムは、ヴァーチャルリアリティシステム等の分野で利用されており、本実施形態においてもそれを利用することができる。

【0031】

図1の構成例では、磁場発生器22を室内の固定位置(図1の例では被検体100が載置されるベッド102の下であるが、これには限らない)に配設し、超音波プローブ10に磁気センサ26を配設し、固定の磁場発生器22を基準とした磁気センサ26の位置方位を求める構成をとっている。しかし、これは一例に過ぎない。超音波プローブ10に磁場発生器を設け、室内の固定位置に磁気センサを配設するという逆の構成でも、同様に位置方位検出が可能である。

【0032】

測位制御部24は、磁場発生器22を制御して所定の磁場分布を形成させると共に、磁気センサ26の検出信号から、超音波プローブ10の三次元の位置及び方位を求め、この合計6次元の位置方位情報を制御部30に供給する。なお、以下では、ガイド表示における三次元の表示空間と区別するために、実際の空間のことを実空間と呼ぶことにする。

【0033】

制御部30では、ガイド表示生成部32が、この実空間における超音波プローブ10の位置及び方位をもとに、ガイド表示の表示空間での超音波プローブ(すなわちプローブマーク)の位置及び方位を計算する。そして、ガイド表示生成部32は、計算した位置及び方位のプローブマークと、ボディマークとをレンダリングし、ガイド表示を生成する。この

10

20

30

40

50

ように生成したガイド表示は、画像合成部 18 にて診断画像と合成され、表示装置 20 に表示される。

【 0 0 3 4 】

図 2 は、ガイド表示生成部 32 の詳細構成を示す図である。この図に示すように、ガイド表示生成部 32 は、ボディマーク表示処理部 302、プローブマーク表示処理部 304、レンダリング処理部 310、キャリブレーション処理部 312、個人情報入力処理部 314、各種設定入力処理部 316 を備える。これら各処理モジュール 302～316 は、記憶装置 40 に記憶された情報をもとに、ガイド表示生成のための処理を実行する。

【 0 0 3 5 】

記憶装置 40 には、ボディマーク情報 400、プローブマーク情報 410、及び座標変換情報 420 が記憶されている。

【 0 0 3 6 】

この例では、ガイド表示上で超音波プローブの種類が区別できるよう、超音波プローブの種類ごとにプローブマーク情報 410 を用意している。また、ボディマークについても、被検体の種別（例えば肥満体型や痩せ型体型などの一般的な体型や、妊娠周期に応じた体型の種別など。また犬や猫などの種の区別なども考えられる）や、被検体における診断部位（腹部、背中、頸部など）がガイド表示上で区別できるよう、それぞれの種別又は部位（両方でもよい）ごとに、ボディマーク情報 400 を用意している。すなわち、本実施形態では、同じ診断部位でも、体格の相違に応じて複数のボディマークを用意している。これは、実際の被検体とガイド表示のボディマークとの間の形状の相違を低減するためのものである。例えば、妊娠している女性の場合、妊娠周期によって腹部の形状が大きく変わってくるので、図 3 に示す（a）妊娠初期、（b）妊娠中期、及び（c）妊娠後期の各ボディマーク（簡単のため二次元のボディマークを示している）のように、腹部のボディマークを妊娠周期の範囲ごとに複数用意することで、実際の被検体に近いボディマークを用いることができる。同様に、太った人と痩せた人では腹部の形状が大きく異なるので、同じ腹部についても肥満度合いに応じて複数のボディマークを作成することで、ボディマークの形状を実際の被検体に近づけることができる。

【 0 0 3 7 】

個々のボディマーク情報 400 は、プロパティ 402、形状データ 404、キャリブレーション部位データ 406 を含んでいる。プロパティ 402 は、当該ボディマークの属性情報であり、例えばそのボディマークの名称など、そのボディマークが何を表しているか（例えば「肥満体型の人の腹部」など）を示す情報を含む。また、どのような場合にこのボディマークを選択するかを規定する選択基礎情報を含めることも好適である。すなわち、本実施形態の装置では、ユーザが明示的に所望のボディマークを選択する方式に加え、被検体（例えば患者）の身長、体重などの個人情報をもとに適切なボディマークを自動選択したり、或いはユーザによるボディマーク選択を支援したりする方式を備える。前述の選択基礎情報は、例えば「このボディマークは肥満度 X % 以上に該当する」など、個人情報によるボディマーク選択の際の判断の基礎となる情報である。なお、ボディマークを自動選択（あるいは選択支援）するプログラム側に、選択のルールを完全に記述してしまうことも可能であり、この場合にはボディマーク情報 400 にはその選択基礎情報は必要ない。

【 0 0 3 8 】

形状データ 404 は、ボディマークの形状を示すデータであり、この例では三次元形状データとして登録されている。

【 0 0 3 9 】

キャリブレーション部位データ 406 は、当該ボディマークを用いる場合（すなわちそのボディマークに対応する診断部位を診断する場合）において、キャリブレーション時の超音波プローブの配置位置（キャリブレーション部位）を示す情報である。このキャリブレーションは、ガイド表示においてプローブマークをボディマークに対して正しい位置関係（すなわち実空間での位置関係に対応する位置関係）で表示できるようにするための処理

10

20

30

40

50

である。キャリブレーション部位としては、みぞおちや臍、脇腹の肋骨の直下の部分など、被検体の診断部位のなかで解剖学的に判別しやすい部分を用いることにより、キャリブレーションの精度を向上させることができる。

#### 【0040】

本実施形態では、複数のキャリブレーション部位を用いることで、実空間とガイド表示の表示空間との間の対比スケール（縮尺）を求めるようにしている。図4は、腹部のキャリブレーション部位の例を示している。この例は、 $x_1, x_2, y_1, y_2, z_1$ の合計5つのキャリブレーション部位を示している。この図では、ベッド102に対し仰臥した被検体に対し、符号Aで示すような $x y z$ 座標系を想定している。キャリブレーション部位 $x_1, x_2$ は両脇腹の肋骨の直下部分である。キャリブレーション作業にて実際の被検体でのこれら2点 $x_1, x_2$ の $x$ 座標を求めることにより、ガイド表示のボディマーク上でのそれら2点の $x$ 座標との関係から、実空間とガイド表示の表示空間との間での $x$ 方向の座標の変換規則を求めることができる。この変換規則は、 $x$ 方向についての対比スケールの情報と、被検体100の $x$ 方向についてのずれの情報を含んでいる。後者の「ずれ」は、被検体100がベッド102上に寝る位置が所定の基準よりもずれることによる。以上、 $x$ 方向について説明したが、 $y$ 方向についても同様であり、キャリブレーション部位 $y_1, y_2$ は、 $y$ 方向についての座標の変換規則を求めるためのものであり、この例ではみぞおちの直下と骨盤の左右上端同士の中点との2点を用いている。またキャリブレーション部位 $z_1$ は $z$ 方向についての座標の変換規則を求めるためのものであり、この例では臍を用いている。臍の代わりに、当該被検体の腹部で最も高い点を $z_1$ としてもよい。なお、 $z$ 方向についてキャリブレーション部位を1つしか設定していないのは、被検体の最下位置はベッド102の高さで規定されるため、もう1点をベッド102の高さから求めることができるからである（ベッド102の高さ自体はあらかじめ制御部30に登録しておけばよい）。このように5点のキャリブレーション部位について位置測定を行うことで、 $x, y, z$ の各座標軸方向についての座標の変換規則を求めることができる。これが、座標変換情報420として記憶装置40に登録されることとなる（図2参照）。

#### 【0041】

なお、図4の例では、各座標軸ごとに2点のキャリブレーション部位を用いたが、これはあくまで一例である。原理上は、 $x, y, z$ のすべての座標値が互いに異なっていると想定される2点をキャリブレーション部位として採用すれば、その2点の $x, y, z$ 座標を測定することで、3軸方向すべての座標変換規則を求めることができる。

#### 【0042】

再び図2に戻り、キャリブレーション部位データ406は、上に例示した各キャリブレーション部位の、ボディマーク上での位置の情報を含んでいる。これにより、キャリブレーション作業の際に、ユーザに対してボディマーク上でキャリブレーション部位を示すことができる。

#### 【0043】

なお、ここでは、腹部や頸部などの診断部位ごとにボディマークを用意する場合を例にとったが、例えば人体の全体形状を三次元モデルとして作成しておき、各診断部位ごとに、その三次元モデルのどの部分を用いるか（使用範囲）と、ガイド表示での視点位置及び視線方向とを指定することで、診断部位ごとのボディマークを生成することもできる。この視点位置及び視線方向により、そのボディマークのガイド表示の表示空間での配置位置及び方向が規定される。この場合、プロパティ402やキャリブレーション部位データ406は、診断部位を表す情報（使用範囲と視点位置及び視線方向）に関連づけて管理すればよい。

#### 【0044】

また、個々のプローブマーク情報410は、プロパティ412及び形状データ414を含んでいる。プロパティ412は、当該プローブマークの属性情報であり、例えばそのプローブマークに対応する超音波プローブの名称など、そのプローブマークが何を表しているかを示す情報を含む。形状データ414は、プローブマークの形状を示すデータであり、

10

20

30

40

50

ここでは三次元形状データとして登録されている。

【0045】

座標変換情報420は、キャリブレーションにより求めた各座標軸方向の座標変換の規則の情報を含んでいる。

【0046】

ガイド表示生成部32は、記憶装置40に記憶されたこれらの情報に基づき、ガイド表示を生成する。

【0047】

ガイド表示生成部32において、ボディマーク表示処理部302は、記憶装置40に保持されたボディマーク情報400から、表示すべきものを選択し、その表示すべきボディマークの形状データを、レンダリング処理部310に供給する。このとき、ボディマーク表示処理部302は、選択したボディマーク形状のガイド表示空間での配置位置及び方位の情報も合わせてレンダリング処理部310に渡す。なお、表示すべきボディマークの選択は、ユーザの選択指示によって行う構成でもよいし、個人情報入力処理部314等により取得した被検体の体格に関する情報に基づき自動選択する構成でもよい。また、ユーザが診断部位を指定し、その診断部位に対して用意した複数のボディマークの中から、被検体の体格に関する情報を用いて自動的な絞込を行うなどといった、両者の折衷方式も可能である。

10

【0048】

プローブマーク表示処理部304は、ユーザが選択したプローブマークの形状データと、このプローブマーク形状のガイド表示空間での配置位置及び方位の情報をレンダリング処理部310に供給する。このうち、配置位置及び方位の情報については、三次元測位システムによって計測した超音波プローブの位置方位情報に基づき計算する。このため、プローブマーク表示処理部304には、三次元測位システムから超音波プローブ10の位置方位情報を取得する位置方位情報取得部306と、取得した位置方位情報をガイド表示の表示空間での座標系の位置方位に変換する座標変換部308とを備える。この座標変換部308の処理結果が、ガイド表示の表示空間でのプローブマークの配置位置及び方位の情報としてレンダリング処理部310に供給される。座標変換部308は、キャリブレーションにより生成され、記憶装置40に登録されている座標変換情報420に基づき上記の変換処理を実行する。

20

【0049】

レンダリング処理部310は、ボディマーク表示処理部302から与えられたボディマークの形状データと、プローブマーク表示処理部304から与えられたプローブマークの形状データとをレンダリングし、ガイド表示を生成する。ガイド表示の表示空間でのボディマークやプローブマークの配置位置や方位も各表示処理部302及び304から与えられているので、それに従って表示空間にボディマークやプローブマークの三次元形状を配置し、指定された視点及び視線方向に従ってレンダリング処理を行う。視点及び視線方向は、例えばベッドの真上の所定位置（視点）から真下を見下ろす設定をデフォルトの視点及び視線方向としておけば、直感的に分かりやすいガイド表示を得ることができる。もちろん、この視点及び視線方向をユーザの指示に応じて変更可能とする構成も可能である。

30

【0050】

キャリブレーション処理部312は、ガイド表示におけるプローブマーク表示のキャリブレーションを行う処理機構である。このキャリブレーション処理部312は、前述したキャリブレーション部位データ406に基づく各軸方向についての実空間とガイド表示空間との座標変換の規則の計算・登録の処理を行う。

40

【0051】

また、キャリブレーション処理部312は、この他に、方位のキャリブレーションや、座標軸のキャリブレーションも行うようにすることもできる。

【0052】

方位のキャリブレーションは、三次元測位システムで実測した超音波プローブの三次元方

50

位から、プローブマークをガイド表示上で正しい方位で表示できるようにするためのキャリブレーションである。この方位キャリブレーションは、例えば、超音波プローブ10を所定の方位に向け、このときに三次元測位システムが測定した方位情報が、その所定の方位に対応するガイド表示空間での方位に変換されるよう、方位に関する座標変換（回転）の行列を作成するなどの処理となる。

#### 【0053】

座標軸のキャリブレーションは、三次元測位システムで測定した三次元位置の座標軸方向とガイド表示空間の座標軸方向とを一致させるためのキャリブレーションである。この座標軸キャリブレーションでは、例えば、実空間において所定の原点、 $x$ 軸上の原点以外の点、 $y$ 軸上の原点以外の点、及び $z$ 軸上の原点以外の点にそれぞれ超音波プローブを配置してその各々の三次元位置を三次元測位システムで計測する。そして、それら各点の実測位置がガイド表示空間の座標系で原点、 $x$ 軸上、 $y$ 軸上、 $z$ 軸上にそれぞれ来るよう、回転及び平行移動の座標変換規則を求める。ここで、実空間での座標軸は、例えば矩形のベッド102の短辺を $x$ 軸、長辺を $y$ 軸とするなど、ベッド102を基準に定めておけば、直感的に分かりやすい。

#### 【0054】

このようにして求めた座標系の回転、平行移動の座標変換に、前述の各座標軸方向についての座標変換（すなわち当該軸方向についての対比スケールとずれ補正）を組み合わせることで、実空間での三次元位置からガイド表示空間での三次元位置への座標変換が定まる。すなわち、実空間から表示空間への座標変換は、一般的には座標系の平行移動、回転、各軸方向についての一様な拡大又は縮小により表現できるが、超音波診断装置におけるボディマーク等のガイド表示では、体格が異なる被検体に対して同じボディマークを利用しなければならないという制限がある。同じ診断部位について体格ごとに複数のボディマークを用意するという前述の手法を採用すれば、体格に近いボディマークを用いることでこの制限による問題は幾分緩和されるが、あらゆる体格について個別にボディマークを用意することは現実問題として不可能なので、問題解決には限界がある。そこで本実施形態では、各座標軸方向ごとに個別に拡大・縮小を行うことで、被検体の体格差を吸収し、ボディマークに合わせた表示位置を求められるようにしている。この各座標軸方向ごとの拡大・縮小については、各座標軸方向ごとについての対比スケールをそれぞれ求めることにより、実行できる。

#### 【0055】

なお、方位キャリブレーションや座標軸キャリブレーションについては、被検体の個体差は無関係なので、一度実行すれば、経時変化等により三次元測位システムの出力に無視できない変化が生じるまでは行う必要はない。これに対し、各座標軸ごとについての対比スケールを求めるキャリブレーションは、個体差を解消するためのものなので、原理上、各被検体ごとに行うことになる。ただし、似た体型の被検体が連続する場合など、一度行ったキャリブレーションの結果を後の被検体に流用できる場合もある。

#### 【0056】

また、以上の例では、座標軸のキャリブレーションと、個々の被検体の体格差や寝る位置のずれ等を吸収するためのキャリブレーションとを別々に行ったが、これらを統合することもできる。この統合方式では、図4に示したキャリブレーション部位 $x$ 1と $x$ 2を結ぶ線が $x$ 軸、 $y$ 1と $y$ 2を結ぶ線が $y$ 軸となるように座標変換規則を求める。すなわち、ガイド表示空間において、 $x$ 1及び $x$ 2は $x$ 軸上の点として、 $y$ 1及び $y$ 2は $y$ 軸上の点として、それぞれ( $x$ 、 $y$ )座標を決めておき、三次元測位システムで測定した $x$ 1、 $x$ 2、 $y$ 1、 $y$ 2の( $x$ 、 $y$ )座標がそれぞれガイド空間上での $x$ 1、 $x$ 2、 $y$ 1、 $y$ 2の( $x$ 、 $y$ )座標に変換されるように、座標変換規則を求める。

#### 【0057】

以上説明したように、実空間からガイド表示空間への座標変換のうち、位置についての座標変換は、座標軸キャリブレーションで求めた座標軸の回転、平行移動、一様な拡大縮小の変換と、個別の被検体についての各座標軸方向についての個別の拡大・縮小を含む変換

10

20

30

40

50

との組合せで規定される。また、方位についての座標変換は、方位キャリブレーションで求めた変換で規定される。したがって、実空間での超音波プローブ 10 の位置及び方位を、ガイド表示空間でのプローブマークの位置及び方位に移す、全体としての座標変換は、それら各変換を結合したもののとして表すことができ、これが座標変換情報 420 となる。ただし、このうちの被検体ごとの各座標軸方向についての個別の拡大・縮小を含む変換については、各被検体ごとのキャリブレーション作業によって隨時変更される。

#### 【0058】

次に、個人情報入力処理部 314 は、被検体の個人情報（ここでは被検体が人間であると想定している）を入力するための手段である。個人情報入力処理部 314 は、例えば、被検体の識別情報（氏名や患者 ID など）の入力を受け付ける。この識別情報は、例えば、診断画像がどの患者のものなのかを示す情報として、診断画像と共に保存することができる。また、この識別情報をもとに、ネットワーク上等に存在する患者データベースからその被検体の体格に関する情報（例えば身長と体重。妊婦の場合は妊娠周期など）を取得することができる。このように取得した被検体の体格に関する情報は、ボディマーク表示処理部 302 での被検体の体格に応じたボディマークの自動選択に利用することができる。なお、以上では、被検体の識別情報の入力を受け付け、その識別情報をキーとしてその被検体の体格に関する情報を検索する場合を示したが、この代わりに、体格に関する情報（身長・体重など）を個人情報入力部 314 から直接入力する構成とすることもできる。

#### 【0059】

各種設定入力処理部 316 は、本装置に関する各種の設定情報を入力するための手段である。例えば、ベッド 102 の高さ（z 軸方向についてのキャリブレーションに利用可能）は、この各種設定入力処理部 316 から入力される。

#### 【0060】

以上、本実施形態の超音波診断装置の構成について説明した。次にこの装置を用いた超音波診断処理の手順について説明する。

#### 【0061】

新たな被検体を診断する場合、大まかな流れとしては、まずその被検体に応じて装置キャリブレーションを行い、その後その被検体上で超音波プローブ 10 を動かしながら、各部の診断画像を得るという流れとなる（ただし前の被検体のキャリブレーション結果が流用できる場合は、キャリブレーションは不要である）。

#### 【0062】

このうち被検体に応じたキャリブレーションの流れを、図 5 を参照して説明する（ここでは、被検体によらない方位や座標軸のキャリブレーションについては既に完了しているものとする）。

#### 【0063】

この流れでは、まず診断部位に応じたボディマークと、使用する超音波プローブに応じたプローブマークを選択する（S10）。この選択は、ユーザの指示入力に応じて行うこともできるし、自動選択により行うこともできる。

#### 【0064】

このように表示するボディマークとプローブマークが選択されると、以降、当該ボディマークに対してあらかじめ設定された複数のキャリブレーション部位の各々に超音波プローブを当て、その時の超音波プローブの位置を三次元測位システムで測定することで、各座標軸方向についてのキャリブレーションを行う。ここで、本実施形態では、各キャリブレーション部位を表示装置 20 に順に表示し、この表示に従ってユーザに順に超音波プローブを配置していってもらう。

#### 【0065】

すなわち、まずキャリブレーション処理部 312 は、1 番目のキャリブレーション部位を画面に表示する（S12）。ユーザはこの画面表示を参考に、そのキャリブレーション部位まで超音波プローブを持っていき、その部位に正しく超音波プローブを当てたところで、操作パネル 34 のボタン押下げなどにより座標登録指示を行う（また超音波プローブに

10

20

30

40

50

座標登録指示のためのボタンを設けてもよい)。キャリブレーション処理部312は、ステップS12の表示の後、この座標登録指示の到来を待ち(S14)、その指示を受けると、そのとき三次元測位システムの測位制御部24から供給されている超音波プローブの位置座標の情報(実測座標)を登録する(S16)。そして、次のキャリブレーション部位について、ステップS12～S16の処理を行い、当該ボディマークに設定されたすべてのキャリブレーション部位の処理が完了するまで、このループを繰り返す(S18)。そして、すべてのキャリブレーション部位の実測座標の取得が完了すると、それら各部位の実測座標に基づき、x、y、zの各軸方向についての座標変換の規則を求め、これを記憶装置40の0座標変換情報420に登録する(S20)。

## 【0066】

10

図6は、ステップS12でのキャリブレーション部位の案内表示の例を示す図である。図6の例では、選択されたボディマーク500(簡単のため二次元的に示しているが、三次元画像とすることも可能である)を画面表示し、そのボディマーク500上に、当該キャリブレーション部位に当てた超音波プローブを示すプローブマーク550を表示している。

## 【0067】

図7は実際の超音波プローブ50の例を示す図である。この超音波プローブ50には、所定の位置、例えば電子走査の起点に対応する位置に対してマーク52が設けられている。図6のプローブマーク550にも、そのマーク52に対応するインデックスマーク552を表示することで、超音波プローブの向き(位置関係)がガイド表示上で明確に把握できる(ただしこのキャリブレーションでは、原理上超音波プローブの位置のみが分かればよいので、インデックスマーク552を表示する必要は必ずしもない)。作業の流れでは、例えばまず図6の(a)に示すようにキャリブレーション部位x1(図4参照)を画面表示して実測座標を取り込み、次に(b)に示すようにキャリブレーション部位x2を画面表示して実測座標を取り込み、次に(c)に示すようにキャリブレーション部位y1を画面表示して実測座標を取り込む、といった流れとなる。このようにキャリブレーション部位を順に示し、座標取り込みを行うという手順をとることで、作業誤りの低減を図っている。なお、図6の例では、キャリブレーション部位をプローブマークで示すので、通常のガイド表示の仕組みをそのまま流用してキャリブレーション部位を示すことができるという利点がある。ただし、キャリブレーション部位の案内表示の機構をガイド表示とは別に設けてももちろんかまわない。また、キャリブレーション部位の案内表示の機構自体を設けない装置構成も考えられる。

20

## 【0068】

30

以上のようにしてキャリブレーションが終わると、超音波プローブを用いた観察が可能になる。この観察のモードでのガイド表示生成部32の処理を、図8を参照して説明する。この処理では、タイマー等を用いて所定時間間隔ごとの処理タイミングの到来を監視する(S30)。そして、処理タイミングが到来すると、プローブマーク表示処理部304が、測位制御部24から、実測した超音波プローブ10の位置方位情報を取得し(S32)、その位置方位情報を座標変換情報420に従って座標変換する(S34)。これにより、ガイド表示空間におけるプローブマークの位置及び方位が求められる。このプローブマークの位置及び方位の情報がレンダリング処理部310に渡され、レンダリングされる(S36)。これにより、今回の処理タイミングで新たに検出した超音波プローブマークの位置及び方位に応じて、ガイド表示上でのプローブマークの位置及び方位が変更される。

40

## 【0069】

処理タイミングの間隔を十分に短くすれば、超音波プローブの位置や方位の変化を、ガイド表示に対しほぼリアルタイムで反映させることができる。したがって、ユーザは、手元を見なくても、表示装置20の画面上で診断画像の脇に表示されるガイド表示にて、超音波プローブ10の位置や向きを把握することができる。また、このとき診断画像とガイド表示を表示した画面をビデオ録画等の手段で保存しておけば、後でその画面を再生表示した場合、時々刻々の診断画像を形成した時の超音波プローブ10の位置及び方位を、ガイ

50

ド表示で確認することができる。

【0070】

図9は、本実施形態の超音波診断装置における表示装置20の表示画面700の一表示例であり、この例では、診断画像800の脇に、ガイド表示600が表示されている。この例は、頸動脈の観察を行っている場合についてのものであり、ガイド表示600には、頸部を示すボディマーク500と、診断画像800を求めた時の超音波プローブ10の位置及び方位を表したプローブマーク550が、三次元画像として示されている。超音波プローブ10の極性については、インデックスマーク552を表示することにより、ユーザに把握できるようにしている。なお、図9の例では、簡単のため、プローブマーク550を表す三次元形状モデルとして直方体を用いたが、もっと実際の超音波プローブの立体形状に近い形状モデルを用いることも可能である。

【0071】

以上説明したように、本実施形態によれば、まず超音波プローブ10の位置や方位を三次元測位システムで計測し、計測した位置及び方位をガイド表示上のプローブマークの位置及び方位に反映させることができるので、ユーザがプローブマークの位置や方位を手動入力する必要がない。また、このことから、ガイド表示上でのプローブマークの位置及び方位を実際の超音波プローブ10のそれに合わせてリアルタイムで更新することも可能となる。したがって、超音波プローブ10を移動させて観察位置や方向を動的に変え、その時得られる診断画像を動画表示するような場合も、その動画表示に合わせてガイド表示のプローブマークも動画表示することができる。

【0072】

また、本実施形態では、被検体ごとに、所定の複数のキャリブレーション部位に超音波プローブ10を配置し、その時の超音波プローブ10の位置の実測結果に基づき、各座標軸方向ごとの拡大・縮小のスケールを反映した座標変換規則を求め、観察モードではこの変換規則に従ってガイド表示のための座標変換を行うので、被検体の体格差に起因するプローブマークの表示位置のずれを解消又は低減することができる。

【0073】

また、本実施形態では、ガイド表示上のプローブマークとして、三次元形状モデルをレンダリングした三次元画像を用いるので、超音波プローブ10の三次元的な傾きについてもガイド表示上で表現することができる。ここでは超音波プローブのみをプローブマークとして表示したが、その超音波プローブによる走査面も合わせて三次元表示することも好適である。

【0074】

また、本実施形態では、三次元のガイド表示空間に配置されるプローブマークやボディマークの三次元形状モデルをレンダリングすることで、ガイド表示を生成している。したがって、この手法によれば、三次元的に見て違和感の少ないガイド表示を生成できる。また、この手法によれば、視点から超音波プローブまでの距離に応じて、ガイド表示上でのプローブマークの大きさが透視図法的に変化する。したがって、本実施形態のガイド表示では、画面の面内（例えばx、y軸方向）での超音波プローブの位置だけでなく、画面に対する奥行き方向（例えばz軸方向）についての超音波プローブの位置も表現することができ、ユーザにとって超音波プローブの三次元的な位置がより把握しやすくなる。

【0075】

ただし、この場合、一般に被検体の厚みはそれほど大きくはないので、画面の面内の方向と奥行き方向とを同じスケールで取り扱うと、超音波プローブの奥行き方向の位置が変わっても、それがガイド表示上でのサイズの変化としてあまりはっきりと現れない場合も考えられる。そのような場合には、奥行き方向の距離変化がプローブマークの表示サイズにより大きく反映されるよう、奥行き方向のスケールに調整を加えることも好適である。

【0076】

また、ボディマークの色を半透明とすることで、視点から見て被検体の裏側に超音波プローブを当てた時のそのプローブの位置及び方位を、ガイド表示に示すことができる。この

10

20

30

40

50

場合、超音波プローブが被検体の裏側にある場合は、プローブマークがボディマークの半透明の色を透して見えることになるので、プローブマークの表示サイズでの奥行き表現に加え、プローブマークの色によっても、超音波プローブが被検体の裏側にあることが分かる。

#### 【0077】

以上に説明した奥行き関係の表現の効果を図10及び図11を参照して説明する。図10は仰臥した被検体の腹部に超音波プローブ10を当てた時のガイド表示の例であり、図11は同じ仰臥した被検体の脇腹の背面に超音波プローブ10を当てた時のガイド表示の例である。このように、腹部に当てた時よりも背面に当てた時の方がプローブマーク550が小さく表示される。また、超音波プローブ10が腹部に当てられている時と背面に当てられている時とでプローブマーク550の色が異なっている。これらにより、正面から見た時の位置が同じであっても、表示の大きさによって、超音波プローブ10が腹部に当てられているのか背面に当てられているのかを判別できる。

10

#### 【0078】

以上の例では、磁気センサを用いる三次元測位システムを使用して超音波プローブの実空間での位置を計測したが、これは本発明にとって必須の要件ではない。この代わりに、例えば磁場に変えて光や音波や電波を利用することも可能である。光検出を利用する場合、磁場発生器22に変えて光信号発生器を利用し、磁気センサ26に変えて光検出器を用いる。光信号発生器は磁場発生器22の場合と同様に、室内の異なる位置において異なる光量となるよう光量分布を形成し、その光量分布を光検出器により検出する。この際、光検出器を超音波プローブ10の異なる3点に固定してその各々の検出信号を三角測量の原理で解析することにより、それら3点の位置を検出でき、これに基づき超音波プローブ10の位置及び方位を求めることができる。また、別の方針として、超音波プローブ10にジャイロセンサや3軸の加速度センサを設け、それら各センサの出力信号を処理することで超音波プローブ10の位置や方位を計算することも可能である。

20

#### 【0079】

また、以上では三次元的な位置及び方位のすべてを測定できる三次元測位システムを用いた場合を説明したが、超音波プローブの位置のみを測定できる測位システムを用いる装置構成でも、本実施形態における被検体の体格差についてのキャリブレーションの効果は得ることができる。

30

#### 【0080】

また、以上の例は、三次元画像を用いてガイド表示を行うものであったが、従来一般的な二次元的なガイド表示においても、本実施形態の測位システムを用いたプローブの位置方位検出や、被検体の体格差についてのキャリブレーションの手法を利用することができ、同様の効果を得ることができる。この場合、測位システムとして上記実施形態と同様の三次元測位システムを用いたとしても、測定結果のうちのx y面内についての位置及び方位の情報を用いれば、二次元のガイド表示上のプローブマークの位置及び向きを求めることが可能である。また、二次元のプローブマークであっても、三次元の奥行き情報に応じて表示サイズを変えるなどにより、奥行き方向の位置を表現することも可能である。

#### 【0081】

また、以上では、体表に当接する超音波プローブを例にとって説明したが、内視鏡的超音波プローブなど、体内に挿入するタイプのプローブについても、本実施形態の装置構成は適用可能である。例えばそのプローブの先端に磁気センサを設けておけば、体内でのプローブの先端の位置や向きをガイド表示に示すことができる。内視鏡的超音波プローブのように、長尺で湾曲可能なプローブの場合は、プローブの根本から先端までの間のいくつかのポイントに磁気センサを設け、各ポイントの位置等を測位システムで計測し、それら各ポイントの位置をガイド表示上に示すことで、そのプローブの挿入経路を示すことも可能である。なお、いずれの場合も、上記実施形態と同様の被検体の体格差についてのキャリブレーションを行うことにより、体格差に起因するプローブマークの表示位置のずれを解消又は低減できる。

40

50

【0082】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、複数の基準部位の位置を測位手段で測定し、これに基づき実空間座標系からボディマーク表示空間座標系への座標変換の変換規則情報を定めることにより、それら基準部位間の距離の拡大縮小を反映した変換規則情報を定めることができる。これにより、体格が異なる被検体に対して同じボディマークを用いる場合でも、キャリブレーション手段で変換規則情報を求めることにより、その体格差を吸収できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に係る超音波診断装置の全体構成を概略的に示す図である。 10

【図2】 ガイド表示生成部の構成例を詳細に示す図である。

【図3】 同じ診断部位について体格ごとに複数種類のボディマークを用意する場合の例を示す図である。

【図4】 診断部位に対して複数設定されるキャリブレーション部位の例を示す図である。

【図5】 被検体の体格差についてのキャリブレーションの流れの一例を示すフローチャートである。

【図6】 図5のキャリブレーションの際に表示するキャリブレーション部位の案内表示の例を示す図である。

【図7】 超音波プローブの外観の一例を示す図である。 20

【図8】 超音波プローブにより被検体内の観察を行う際のガイド表示の生成処理の流れを示すフローチャートである。

【図9】 実施形態の超音波診断装置の表示画面の一例を説明するための図である。

【図10】 プローブマークの表示サイズを変えることにより、超音波プローブの奥行き方向の位置が表現できることを説明するための図である。

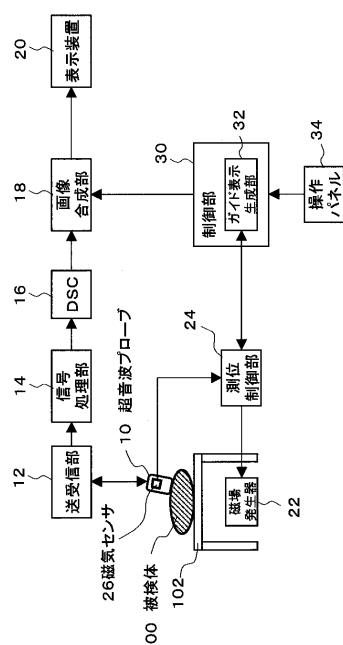
【図11】 プローブマークの表示サイズを変えることにより、超音波プローブの奥行き方向の位置が表現できることを説明するための図である。

【図12】 従来のボディマーク・プローブマーク表示の一例を示す図である。

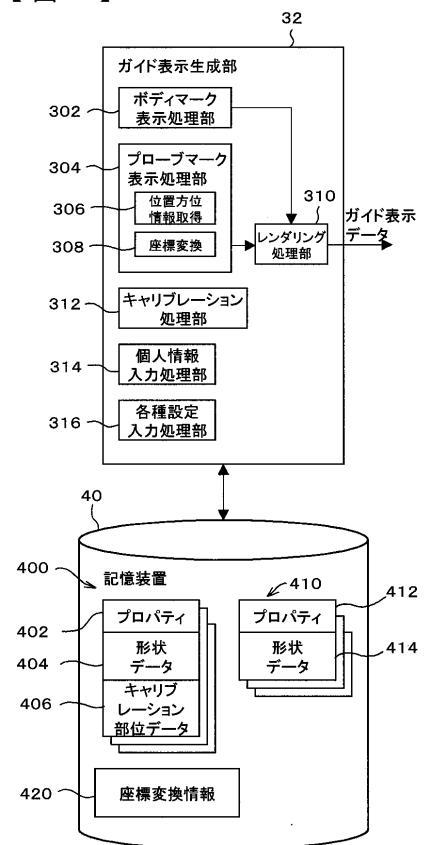
【符号の説明】

10 超音波プローブ、12 送受信部、14 信号処理部、16 DSC、18 画像合成部、20 表示装置、22 磁場発生器、24 測位制御部、26 磁気センサ、30 制御部、32 ガイド表示生成部、34 操作パネル、100 被検体、102 ベッド。 30

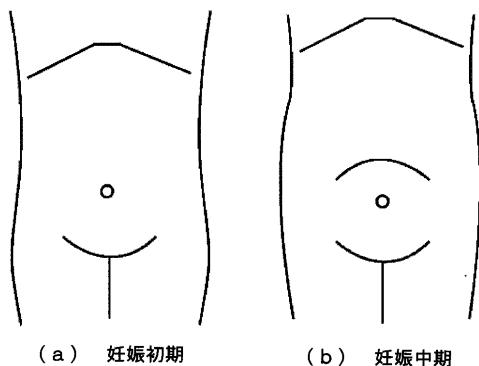
【図1】



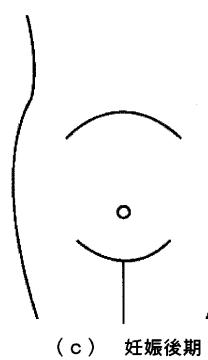
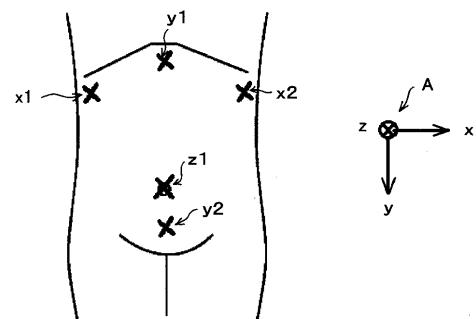
【図2】



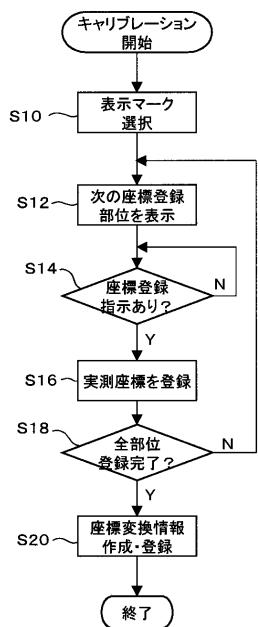
【図3】



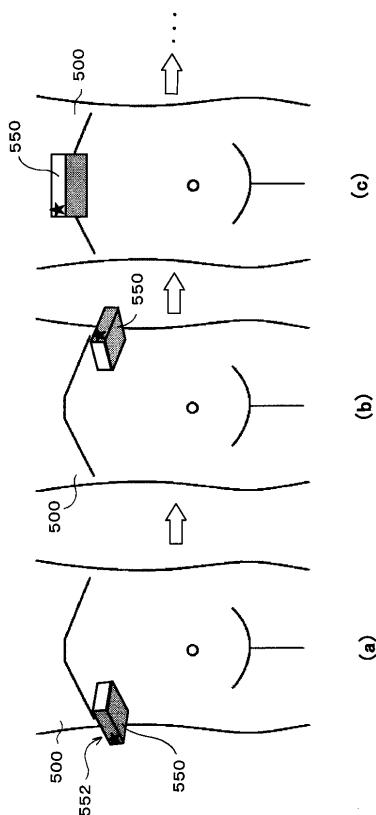
【図4】



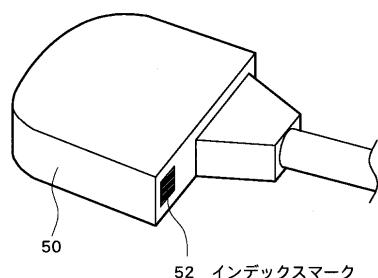
【図5】



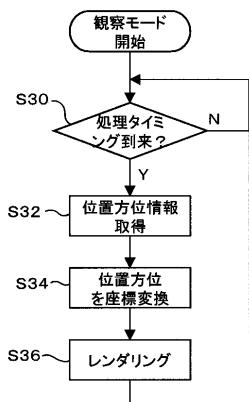
【図6】



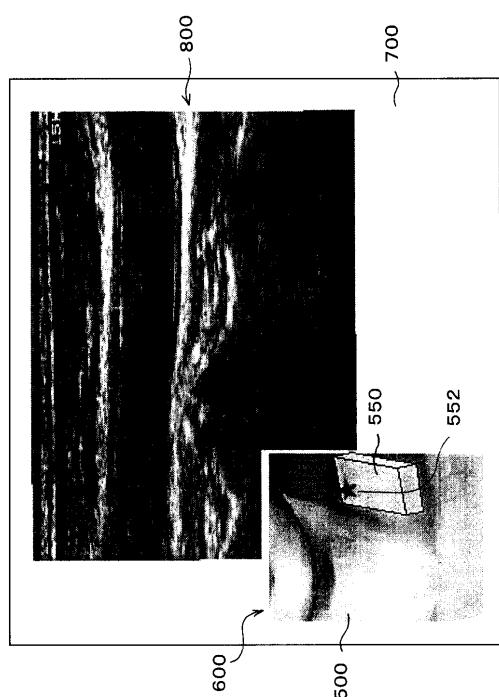
【図7】



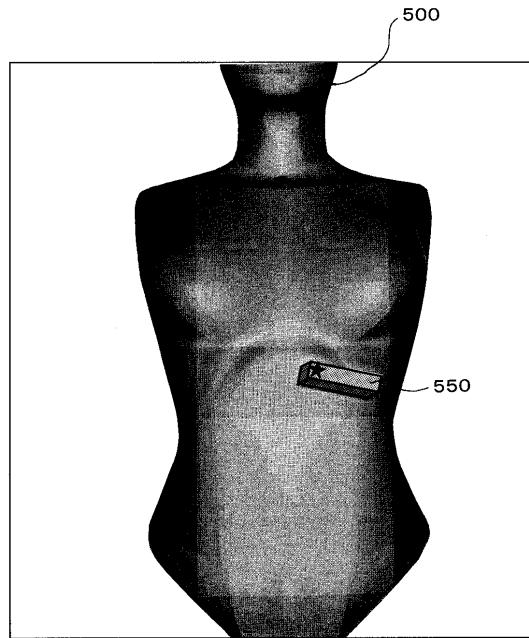
【図8】



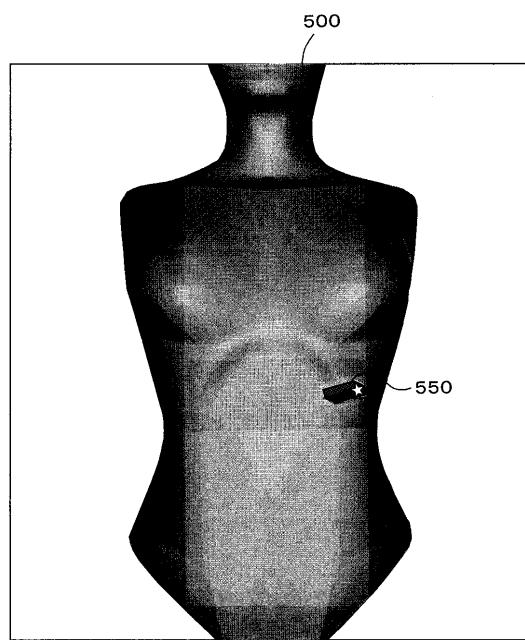
【図9】



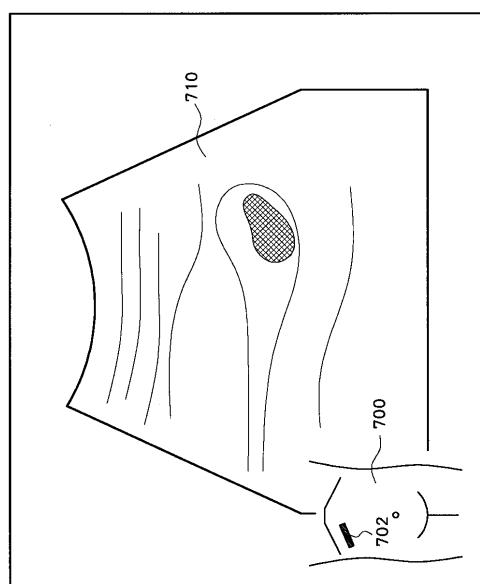
【図10】



【図11】



【図12】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開昭57 - 183839 (JP, A)  
特開昭62 - 68442 (JP, A)  
特開平5 - 111488 (JP, A)  
特開平7 - 116159 (JP, A)  
特開平7 - 116161 (JP, A)  
特開平11 - 47133 (JP, A)  
特開2000 - 201926 (JP, A)  
特開2001 - 17433 (JP, 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	<u>JP3793126B2</u>	公开(公告)日	2006-07-05
申请号	JP2002218497	申请日	2002-07-26
[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		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	大竹 章文 谷口 信行		
发明人	大竹 章文 谷口 信行		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/EE11 4C301/GD16 4C301/KK28 4C601/EE09 4C601/GA17 4C601/GA21 4C601/GA25 4C601/GA29 4C601/GA30 4C601/KK31 4C601/KK32		
代理人(译)	吉田 健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2004057379A		
外部链接	<u>Espacenet</u>		

## 摘要(译)

要解决的问题：为了减少由超声波诊断系统中的受试者之间的身体尺寸差异引起的探针标记的重合失调，该超声波诊断系统根据测量结果在表示受试者的身体标记上排列和显示表示超声波探头的探针标记。超声波探头的位置。解决方案：在对受试者进行超声波观察之前，允许超声波探头分别邻接患者的多个不同的校准部位 $x_1, x_2, y_1, y_2$ 和 $z_1$ 。在每种情况下探针的位置通过使用磁传感器等的三维定位系统来测量。为了将作为结果获得的这些校准部位的每个校准部位的测量位置变换为身体标记的显示空间中的相应部位的位置，固定从真实空间到显示空间的坐标变换。在超声波观察的情况下，通过坐标变换对由三维定位系统测量的探头的位置进行变换，计算出在身体标记显示上的探针标记的位置并显示在该位置。Ž

