

(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2005-124712

(P2005-124712A)

(43) 公開日 平成17年5月19日(2005.5.19)

(51) Int.Cl.⁷

A 61 B 8/00

F 1

A 61 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号

特願2003-361932 (P2003-361932)

(22) 出願日

平成15年10月22日 (2003.10.22)

(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 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

F ターム(参考) 4C601 EE11 EE22 GA18 GA25 KK31
KK32 LL03

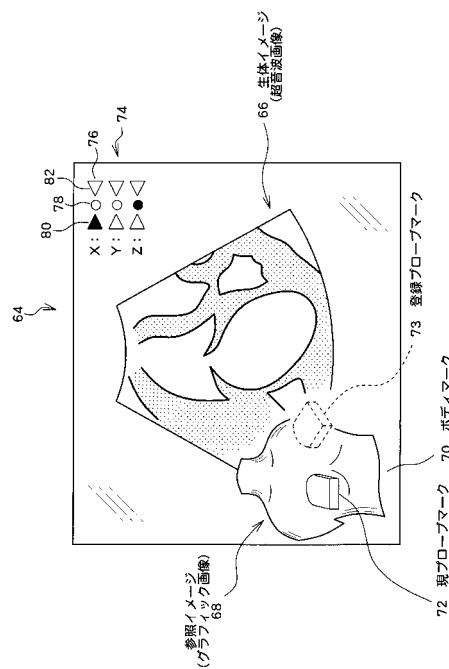
(54) 【発明の名称】超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置において、過去の診断時におけるプローブの位置及び姿勢に、現在のプローブの位置及び姿勢を迅速かつ容易に適合させることができるようとする。

【解決手段】プローブの空間的な位置及び姿勢が計測される。過去の診断時に登録された計測データに基づいて登録プロープマーク73が表示され、現在の座標データに基づいて現プロープマーク72が表示される。それらが合致するようにユーザーによってプロープの位置及び姿勢が変更される。また、ガイダンス表示74は、各座標ごとのインジケータを有し、そのインジケータは登録座標と現座標の近接や一致を表示する。よって、そのようなガイダンス表示74の観察によって、プロープ操作を行うことができ、また、過去の診断時におけるプロープの位置及び姿勢に対して現在のプロープの位置及び姿勢が合致したことを確認できる。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受波して受信データを出力するプローブと、
前記プローブについて空間的な位置及び姿勢の少なくとも一方を計測し、その計測結果
を表す座標データを出力する座標計測手段と、

登録座標データが格納される登録座標データ格納手段と、

前記登録座標データ格納手段に登録された登録座標データと前記座標計測手段から現在
出力された座標データである現座標データとに基づいて、プローブ操作支援情報を生成す
る操作支援情報生成手段と、

前記プローブ操作支援情報をユーザーに提供する操作支援情報提供手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。 10

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、

前記操作支援情報生成手段は、前記登録座標データと前記現座標データとを比較するこ
とにより、前記プローブ操作支援情報を生成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 記載の装置において、

前記プローブ操作支援情報には、前記登録座標データと前記現座標データの合致及び近
接の少なくとも一方を表すガイダンス表示が含まれることを特徴とする超音波診断装置。 20

【請求項 4】

請求項 3 記載の装置において、

前記ガイダンス表示は、各座標成分ごとに前記登録座標データと前記現座標データの合
致及び近接を表すインジケータを含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 記載の装置において、

前記インジケータは、更に近接方向の極性を示すものであることを特徴とする超音波診
断装置。

【請求項 6】

請求項 1 記載の装置において、

前記プローブ操作支援情報は、被検体を基準として定義される三次元の座標系に対し、
前記登録座標データ及び前記現座標データを空間的にマークとして表した参照イメージを
含むことを特徴とする超音波診断装置。 30

【請求項 7】

請求項 6 記載の装置において、

前記参照イメージは、

前記登録座標データに基づいて生成される登録プローブマークと、

前記現座標データに基づいて生成される現プローブマークと、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 7 記載の装置において、

前記参照イメージは、更に、前記被検体を表したボディマークを含むことを特徴とする
超音波診断装置。 40

【請求項 9】

請求項 8 記載の装置において、

前記登録プローブマーク、前記現プローブマーク、及び、前記ボディマークはそれぞれ
三次元のイメージであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

ユーザーによって操作され、超音波を送受波して受信データを出力する可搬型のプロー
ブと、

前記プローブについて空間的な位置及び姿勢の計測し、その計測結果を表す座標データ 50

を出力する座標計測手段と、

登録指令を生成する登録指令生成手段と、

前記登録指令が生成された時点で、前記座標計測手段が出力した座標データが登録座標データとして格納される登録座標データ格納手段と、

前記登録座標データ格納手段に登録された登録座標データと前記座標計測手段から現在出力された座標データである現座標データとの比較に基づいて、前記現座標データを前記登録座標データに近接又は合致させるためのプローブ操作支援情報を生成する操作支援情報生成手段と、

前記プローブ操作支援情報をユーザーに提供する操作支援情報提供手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

10

【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関し、特にユーザーによるプローブの位置決め及び姿勢決めを支援する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の超音波診断装置には、超音波画像（生体イメージ）の表示に当たって、参照イメージとしてボディマーク及びプローブマークを表示する機能が具備されている。ボディマークは、従来において単純な二次元の線画として表現され、そのボディマークとしては診断部位や科目に応じて各種のものが用意されている。ユーザー操作によって特定のボディマークが選択され、それが超音波画像の近傍に表示される。また、超音波診断部位を特定するために、ボディマーク上にプローブマークを表示させることもでき、そのようなプローブマークは単純なラインあるいはボックスとして表現され、ユーザーによってボディマーク上でプローブマークの位置及び向きを自在に設定することができる。それらのマークは超音波画像を取得した診断部位を確認する上で重要な情報となる。

20

【0003】

ところで、特定の被検者について疾患の進行状況や治癒状況などを評価するために、過去の超音波画像と現在の超音波画像とを対比観察することが行われる。その場合、過去の超音波画像を取得した時点におけるプローブの位置及び姿勢に対して、現在の超音波画像を取得しているプローブの位置及び姿勢をできる限り合致させる必要がある。すなわち、同じ被検体の同じ部位を超音波診断する必要がある。このため、従来においては、例えば、過去の超音波画像を表示させておいて、その隣りに現在の超音波画像を並列表示させ、両画像を対比観察しながら、プローブの適正な位置及び姿勢を試行錯誤して決定するというプローブ操作が行われる。

30

【0004】

なお、特許文献1には、三次元のボディマーク及び三次元のプローブマークを表示する装置が開示されている。この装置では、ユーザーにより、プローブマークの位置が変更されると、そのプローブマークが常にボディマークの中心位置となるように、ボディマークの表示内容が変更されている。特許文献2にも、三次元のボディマーク及び三次元のプローブマークを表示する装置が開示されている。この装置では、入力部を用いてユーザー指定された視線方向から見たボディマーク及びプローブマークが生成され、そのボディマーク上における、被検体とプローブとの位置関係に基づく位置に、プローブマークが表示される。その場合に、磁気センサを用いて前記の位置関係を計測することが開示されている（同文献第0025段落）。しかし、いずれの文献にも、過去の診断部位に現在の診断部位を適合させるための操作支援技術については開示されていない。

40

【0005】

【特許文献1】特開2000-201926号公報

【特許文献2】特開2001-017433号公報

【発明の開示】

50

【発明が解決しようとする課題】**【0006】**

従来において、過去の診断部位に対して現在の診断部位を適合させるプローブ操作に当たっては、ユーザー（医者、超音波検査技師など）の経験によるところが大きく、場合によっては、その操作が煩雑となり、あるいは、その操作に手間どることがあった。すなわち、技量によるバラツキという面が指摘できる。特に、過去の操作者と現在の操作者が異なる場合には上記の問題は顕著となる。なお、過去の診断部位と現在の診断部位にズレが生じていると、疾病診断を的確に行えないという面もある。これらの問題は、被検者へのプローブの当接位置について指摘でき、あるいは、その当接されたプローブの姿勢について指摘でき、すなわち、少なくとも位置決め及び姿勢決めのいずれかについて操作を支援することが求められる。

【0007】

本発明の目的は、プローブ操作を支援してユーザーの負担を軽減することにある。

【0008】

本発明の他の目的は、過去の診断部位に現在の診断部位を速やかに合致あるいは近接できるようにすることにある。

【0009】

本発明の他の目的は、過去の超音波画像と現在の超音波画像の対比観察に基づいて適正な評価、診断を行えるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】**【0010】**

(1) 本発明は、超音波を送受波して受信データを出力するプローブと、前記プローブについて空間的な位置及び姿勢の少なくとも一方を計測し、その計測結果を表す座標データを出力する座標計測手段と、登録座標データが格納される登録座標データ格納手段と、前記登録座標データ格納手段に登録された登録座標データと前記座標計測手段から現在出力された座標データである現座標データとに基づいて、プローブ操作支援情報を生成する操作支援情報生成手段と、前記プローブ操作支援情報をユーザーに提供する操作支援情報提供手段と、を含むことを特徴とする。

【0011】

上記構成によれば、ユーザーによる指令によりあるいは自動的に、あらかじめ登録座標データが登録され、その登録座標データと、現在取得された現座標データと、に基づいて、プローブ操作支援情報が生成され、それがユーザーに提供される。すなわち、登録されたプローブ当接態様を再現するためのプローブ操作支援情報がユーザーに提供されるので、ユーザーの負担が軽減され、またプローブ当接態様の再現性が良好となる。

【0012】

上記構成において、プローブは例えば二次元データ計測用又は三次元データ計測用の超音波探触子である。座標計測手段としては、後述するように磁場計測を用いたものを用いるのが望ましいが、それ以外にも機械的な測位機構、光、電波、超音波などを利用した測位システムなどを用いることも可能である。磁場計測を用いたシステムを用いる場合、望ましくは、座標計測手段が、プローブ及び固定場所の一方に設けられた磁場発生器と、プローブ及び固定場所の他方に設けられた磁気センサと、磁気センサの出力に基づいて座標データを演算する座標データ演算器と、を含むものとして構成される。通常は、プローブに比較的小型の磁気センサが内蔵され、ベッド付近の固定場所に磁気センサより大きな磁場発生器が設けられる。

【0013】

また、上記構成において、複数の登録座標データが登録され、被検者や診断部位などに応じて、いずれかの登録座標データが選択されてもよい。プローブ操作支援情報は、プローブの位置決め及びプローブの姿勢決めの一方のみを支援する情報であってもよいが、それらの両者を支援する情報であるのが望ましい。プローブ操作支援情報は、画像表示、音出力、光出力、その他の1又は複数の方式で提供することができる。また、プローブ操作

支援情報は、登録されたプローブの位置又は姿勢と、現在のプローブの位置又は姿勢とをそのまま表現するものであってもよいし、それらの比較結果（例えば、差分や近接方向）を表現するものであってもよい。

【0014】

望ましくは、前記操作支援情報生成手段は、前記登録座標データと前記現座標データとを比較することにより、前記プローブ操作支援情報を生成する。望ましくは、前記プローブ操作支援情報には、前記登録座標データと前記現座標データの合致及び近接の少なくとも一方を表すガイダンス表示が含まれる。望ましくは、前記ガイダンス表示は、各座標成分ごとに前記登録座標データと前記現座標データの合致及び近接を表すインジケータを含む。望ましくは、前記インジケータは、更に近接方向を示すものである。10

【0015】

望ましくは、前記プローブ操作支援情報は、被検体を基準として定義される三次元の座標系に対し、前記登録座標データ及び前記現座標データを空間的にマークとして表した参照イメージを含む。望ましくは、前記参照イメージは、前記登録座標データに基づいて生成される登録プローブマークと、前記現座標データに基づいて生成される現プローブマークと、を含む。望ましくは、前記参照イメージは、更に、前記被検体を表したボディマークを含む。望ましくは、前記登録プローブマーク、前記現プローブマーク、及び、前記ボディマークはそれぞれ三次元のイメージである。

【0016】

(2) また、本発明は、ユーザーによって操作され、超音波を送受波して受信データを出力する可搬型のプローブと、前記プローブについて空間的な位置及び姿勢の計測し、その計測結果を表す座標データを出力する座標計測手段と、登録指令を生成する登録指令生成手段と、前記登録指令が生成された時点で、前記座標計測手段が出力した座標データが登録座標データとして格納される登録座標データ格納手段と、前記登録座標データ格納手段に登録された登録座標データと前記座標計測手段から現在出力された座標データである現座標データとの比較に基づいて、前記現座標データを前記登録座標データに近接又は合致させるためのプローブ操作支援情報を生成する操作支援情報生成手段と、前記プローブ操作支援情報をユーザーに提供する操作支援情報提供手段と、を含むことを特徴とする。20

【0017】

なお、各検査時に超音波診断に先立って、被検体のサイズ及び姿勢などを反映した座標系を定義するためのキャリブレーションを行うのが望ましい。すなわち、ベッド上における被検者の体位の違いなどに起因して、過去の検査時と現在の検査時と間で被検者を基準とする座標系にズレが生じている場合にそれを解消させておくのが望ましい。その場合には、被検体上において、あらかじめ定義されたキャリブレーション用の複数の部位に、プローブの送受波面中心を接触させて登録するなどの手法が用いられる（これに関しては、既に本出願人が先に出願した特願2002-218497号に記載された手法などを用いてよい）。

【発明の効果】

【0018】

以上説明したように、本発明によれば、プローブ操作を支援してユーザーの負担を軽減できる。また、過去の診断部位に現在の診断部位を速やかに合致あるいは近接できる。40

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0020】

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、ユーザー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。

【0021】

10

20

30

40

50

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おり、そのアレイ振動子によって超音波ビームBが形成される。またその超音波ビームを電子走査す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。

【0022】

本実施形態に係る超音波診断装置は、座標計測手段として、磁場発生器14、磁気センサ12及び座標演算部16を有している。磁場発生器14は、図1に示す例において、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、磁気センサ12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。磁場発生器14及び磁気センサ12としては、プローブ10の三次元の位置及び姿勢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、例えば、磁場発生器14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、磁気センサ12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16においては、磁気センサ12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の空間的な座標(x, y, z)及びプローブ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。

【0023】

プローブ10は、装置本体に対してケーブル18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。

【0024】

次に、装置本体が有する構成について説明する。送信部20は送信ビームフォーマーとして機能する。すなわち、制御部38の制御の下、送信部20は複数の振動素子に対して所定の遅延関係をもって複数の送信信号を供給する。また、受信部22は、受信ビームフォーマーとして機能し、制御部38の制御の下、複数の振動素子から出力される複数の受信信号に対していわゆる整相加算処理を実行する。

【0025】

信号処理部24は、受信部22から出力される整相加算後の受信信号に対して、検波、対数圧縮などの処理を実行する。ちなみに、そのような処理を後述する記憶部26の後段で実行し、記憶部26上においてはRF信号が格納されるようにしてもよい。また、記憶部26上において、望ましくは座標変換前の形式で各受信信号(各受信データ)が格納されるが、座標変換後において各受信データの格納が行われてもよい。

【0026】

記憶部26は、本実施形態において、シネメモリ28及び座標データテーブル30を有している。シネメモリ28は、時系列順で入力される複数のフレーム分の受信データを記憶するメモリであり、例えばリングバッファのような構造を有している。すなわちシネメモリ28上には常に一定期間にわたる受信データが格納される。周知のように、フリーズ操作により送受信が停止され、その時点ではシネメモリ28上における記憶内容が固定される。ちなみに、リアルタイムで超音波画像の表示を行う場合においては、記憶部26上に各受信データを一旦格納させてからそれを読み出して表示処理を行うようにしてもよいし、信号処理部24から出力される受信データをそのまま後述する画像形成部32へ渡すようにしてもよい。

【0027】

座標データテーブル30は、シネメモリ28上に格納される各受信データごとに、その受信データを取得した際ににおけるプローブ10についての座標データを格納したテーブル

10

20

30

40

50

であり、本実施形態においては、1つの受信データあたり1つの座標データが対応付けて保存されている。したがって、この座標データテーブル30もシネメモリ28と同様に、リングバッファの構造を有する。

【0028】

ちなみに、シネメモリ28上における受信データの記憶単位は、ビーム、フレームあるいはボリュームであり、座標データテーブル30における座標データの記憶単位は受信データの記憶単位と同様にビーム、フレームあるいはボリュームである。もちろん、複数の受信信号に対して1つの座標データが対応付けられてもよいし、その逆であってもよい。座標データは、本実施形態において上記のx, y, z, , , で構成されるが、例えば既知の座標については省略してもよいし、あるいは上記の6つのデータの中から必要なデータのみを座標データとして構成するようにしてもよい。いずれにしても、各受信データごとに座標データが対応づけられつつ保存されるため、受信データの再生時においてそれに対応付けられた座標データを用いてボディマーク及びプローブマークを正しく自動的に生成表示できるという利点がある。本実施形態では、更に、過去の診断時における座標データが登録座標データとして別途保存されており、その登録座標データを利用してプローブ操作支援情報が生成される。なお、記憶部26についてのデータ書き込み及びデータ読み出しは後述する制御部38によって制御されている。

【0029】

画像形成部32は、受信データ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手段であり、例えばデジタルスキャンコンバータ(DSC)などを含むものである。本実施形態においては二次元の超音波画像が構成されているが、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。

【0030】

表示処理部34は、画像形成部32から出力される画像データ(生体イメージ)と、後述するグラフィック生成部42から出力され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データを出力する。その画像データは表示部36に送られ、表示部36上には生体イメージとグラフィックイメージとが合成表示された画像が表示される。

【0031】

グラフィックイメージとしての参照イメージは、本実施形態において、ボディマーク及びプローブマークを含み、そのプローブマークとして、本実施形態では、必要に応じて、現プローブマークの他に登録プローブマークも同時表示される。後に詳述するように、登録プローブマークは、登録された座標データに基づいて生成された(過去の診断時におけるプローブの位置及び姿勢を模擬的に再現する)プローブイメージであり、現プローブマークは、現在の座標データに基づいて生成された(現在のプローブの位置及び姿勢を模擬する)プローブイメージである。登録プローブマーク及び現プローブマークの両者を同時表示させれば、過去の診断時におけるプローブの位置及び姿勢に現在のプローブの位置及び姿勢を合わせることが容易となる。特に、二画面表示機能を用いて、過去の超音波画像と現在の超音波画像を並列表示する場合、そのような参照イメージがプローブ操作支援情報として利用される。また、後述するガイダンス表示もプローブ操作支援情報として利用される。なお、表示部36は、主表示器及び補助表示器の2つの表示器からなるものであってもよい。すなわち、一方の表示器に生体イメージを表示させ、他方の表示器に参照イメージを表示するようにしてもよい。

【0032】

制御部38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38は図1に示される各構成の動作制御を行っており、特に実質的にソフトウェアによって構成されるグラフィック生成部42に対してグラフィック生成条件を与えていている。

【0033】

制御部38は、キャリブレーション実行部40として表されているキャリブレーション機能を有している。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。また、同一被検者の同一部位について、過去の検査時及び現在の検査時の両方で上記のキャリブレーションを行っておけば、過去及び現在の両者で計測の座標系を一致させることができる。その結果、過去と現在の間で被検体の位置や体位に変化があっても、正確なプローブ操作支援情報を提供できる。

【0034】

キャリブレーション時ににおいては、例えば、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は必ずしも不要である。

【0035】

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38から座標演算部16へ渡され、座標演算部16は、磁気センサ12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。ちなみに、本実施形態においては、超音波画像をリアルタイムで表示する場合及び保存された受信データを用いて超音波画像を再生表示する場合のいずれにおいても三次元ボディマーク及び三次元プローブマークが表示されている。座標演算部16は、その演算結果である座標データを記憶部26に出力すると共に、制御部38へも出力している。すなわち、制御部38は、リアルタイム表示においては座標演算部16から直接的に出力された座標データを受けることになり、画像再生時には記憶部26における座標データテーブル30から読み出された座標データを受け取ることになる。

【0036】

本実施形態において、制御部38は、判定部41を有する。この判定部41は、登録された登録座標データと、現在の座標データとの間ににおける座標近接（及び近接方向）並びに座標合致を判定する。登録座標データは、ユーザーの明示的な指令あるいは一定の条件が満たされた場合に生成される自動的な指令に応答して、リアルタイム出力された座標データを取り込むことによって登録される。通常は、過去の検査時において検査レポート用として超音波画像を取得した時点における座標データが登録座標データとして保存される。そのような座標データは、過去の診断時におけるプローブの位置及び姿勢を表すものである。判定部41は、その登録座標データと現在リアルタイムで取得されている現座標データとを比較し、その比較結果をグラフィック生成部42が有するガイダンス表示生成部47へ出力する。また、その比較結果に基づいて、スピーカ49を利用して、座標データの一致などをユーザーに音として報知する。それもプローブ操作支援情報の提供の一態様である。

【0037】

グラフィック生成部42は、本実施形態において、ボディマーク生成部44、プローブマーク生成部46、上記のガイダンス表示生成部47を有している。それらの生成部44, 46, 47は本実施形態では、実質的にソフトウェアによって構成され、その場合において、あらかじめ生成されている複数のマークの中から制御部38が出力した条件に対応したいずれかのマークを選択するようにしてもよいし、制御部38が出力した条件にしたがってマークを個別的に生成するようにしてもよい。ボディマーク生成部44は、後に示すように、三次元ボディマークを生成しており、プローブマーク生成部46は三次元プローブマーク（登録プローブマーク、現プローブマーク）を生成している。なお、ボディマーク及びプローブマークはデジタル写真装置によって撮像されたデジタルイメージなどであってもよい。

【0038】

ガイダンス表示生成部47は、判定部41の判定結果を反映したガイダンス表示を生成

10

20

30

40

50

する。その表示例については後に示すが、ガイダンス表示は、本実施形態において座標データを構成する各座標成分に対応付けられたインジケータによって構成される。具体的には、 x 、 y 、 z 、 θ_x 、 θ_y の各座標成分における全部又は一部についてインジケータが表示され、各インジケータは、正方向近接、一致、負方向近接の3種類を識別表示する。これについては、後に図5などを用いて詳述するが、勿論、一致のみを表示するものであってもよい。

【0039】

なお、本実施形態においては、リアルタイム画像表示時及びシネメモリ28からの画像再生時のいずれの場合においても、グラフィック生成部42が機能し、すなわち制御部38から出力される表示条件に応じたボディマーク及びプローブマークが生成されている。それらのマークを含むグラフィックデータは表示処理部34に送られ、本実施形態においては超音波データ上にそのようなグラフィックデータがオーバーレイ処理されている。そして、そのように生成された合成画像のデータが上述したように表示部36へ送られている。

【0040】

ちなみに、複数のボディマークをあらかじめ用意しておく場合には、各科目ごとにまた患者の種別や患者のサイズごとに複数のボディマークを用意しておくのが望ましい。また、プローブマークに関しても各種のプローブに対応したマークが生成されるようになるのが望ましい。この場合において、三次元のマークを自動的に生成する場合においては、例えばボリュームレンダリング法やサーフェイス法などの公知の三次元画像構築技術を利用することができます。

【0041】

制御部38には、外部記憶装置50が接続されており、その外部記憶装置50上には制御部38が動作制御をするにあたって必要な各種のデータが格納されている。その外部記憶装置には、本実施形態において1又は複数の登録座標データが格納される。複数の登録座標データは、例えば被検者ごと且つ診断部位ごとに管理され、被検者及び診断部位の特定によっていずれかの登録座標データが選択される。なお、座標データテーブル30に格納されたいずれかの座標データを登録座標データとして用いるようにしてもよい。

【0042】

また、制御部38には操作パネル48が接続されており、それを用いてユーザーは各種の設定や入力を行うことが可能である。特に、その操作パネル48を用いて、座標データの登録指令を入力できる。例えば、いずれかの超音波画像を検査レポート用として保存させる指示が入力された場合に、それに連動させて当該超音波画像に対応する座標データを登録座標データとして保存管理し、当該超音波画像が対比用として再生された場合にそれに対応付けられた登録座標データを用いてユーザー操作支援情報を生成するようにしてもよい。

【0043】

図2には、図1に示した座標データテーブルの30の具体的な構成例が示されている。図2に示されるように受信データはフレーム単位で格納され、すなわちフレーム番号に対応付けて座標データ30Aが格納されている。座標データは、プローブの空間的な位置を表すデータ x 、 y 、 z とプローブの姿勢を表すデータ θ_x 、 θ_y で構成されているが、それは一例であって、各マークの表示を適切に行える限りにおいて様々な座標データを記憶させておくことができる。

【0044】

また、本実施形態においては、受信データを格納した際にユーザーによりあるいは自動的に決定されたボディマーク種別及びプローブマーク種別の情報(30B、30C)も併せて保存されている。すなわち、リアルタイム画像表示時にあるいはフリーズ前に何らかの方式でそのような種別情報が登録されていれば、そのような情報を用いて画像再生時に自動的にプローブマーク及びボディマークの各種別を選択することが可能となる。もちろん、フリーズ後にそのような種別をユーザーによって個別的に指定させることもでき、あ

るいは一方については自動的に判定するようにしてもよい。

【0045】

図3には参照イメージの生成過程が概念的に示されている。この例では、過去の検査時におけるプローブの位置及び姿勢(つまり、過去の診断部位)に、現在の検査時におけるプローブの位置及び姿勢(つまり、現在の診断部位)を合致させるための参照イメージを生成する場合について示されている。但し、リアルタイムで超音波画像を表示する場合、及び、シネメモリを用いて超音波画像を再生する場合についても、基本的に図3に示すようなプロセスによって参照イメージが生成される。

【0046】

S10は過去の検査時及び現在の検査時におけるキャリブレーションを示している。それに先だってあるいはその後に、S12においてボディマーク種別が指定され、またS14においてプローブマーク種別が指定される。そのような各マークの指定はユーザーによりあるいは自動的に行われる。この場合、過去の診断時において指定されたボディマーク種別及びプローブマーク種別が現在の診断時においてもそのまま自動的に選択されるよう構成するのが望ましい。S16においては、ボディマークが生成され、S18においては登録プローブマーク及び現プローブマークが生成される。この場合に、登録プローブマークは、既に説明したように、登録された登録座標データに基づいて生成され、具体的には、ボディマーク上において登録座標データが示す位置に、登録座標データが示す姿勢で、登録プローブマークが合成表示されるように当該登録プローブマークが生成される。また、現プローブマークは現在リアルタイムで取得されている座標データに基づいて生成され、具体的には、同じボディマーク上において現座標データが示す位置に、現座標データが示す姿勢で、現プローブマークが合成表示されるように当該現プローブマークが生成される。この場合、登録プローブマークと現プローブマークとを互いに視覚的に識別できるように表示処理を施すのが望ましい。例えば、輝度識別、カラー識別などの手法を用いることができる。なお、登録プローブマークについては実際のプローブの形態を模擬したものではなく、プローブ当接位置及び当接向きを示す矢印などのマークによって表現してもよい。

【0047】

なお、上記のS18においては、プローブマークの種別についての指定結果にしたがって各プローブマークが生成され、その場合においては、併せて過去及び現在の検査に際して実行されたキャリブレーション結果が反映される。また、上記のS16においてはS12で指定されたボディマーク種別にしたがってボディマークが生成され、その場合においては、必要に応じて、過去及び現在の検査に際して実行されたキャリブレーション結果が参照される。

【0048】

S20においては、ボディマーク、登録プローブマーク及び現プローブマークを合成することにより、グラフィックイメージ(参照イメージ)が生成される。この場合においては、表示条件にしたがってそのようなイメージの生成が実行される。例えばボディマークについては肌色系のカラーコーディング処理を施し、登録プローブマーク及び現プローブマークについては実際のプローブの色を反映したカラーコーディング処理を施すようにしてもよい。但し、上記のように2つのプローブマークを視覚的に異ならせて表現するのが望ましい。S22においては制御部において設定された表示条件にしたがって生体イメージと共に、グラフィックイメージすなわち参照イメージが合成表示される。

【0049】

図4には、ボディマーク(あるいは被検者)を基準として定義される座標系60が示されており、通常、上記のキャリブレーションによってこの座標系60が定義される。ちなみに、図中には、その座標系60に対応付けて、代表的なボディマーク62が示されている。図において座標原点Oを通過する3つの直交軸X、Y、Zが定義されている。上記の座標計測手段により、このような座標系60におけるプローブの位置及び姿勢が計測されることになる。なお、図4に示すような座標系を画面上に立体的に表示させて、そこに過

10

20

30

40

50

去の検査時におけるプローブの位置及び姿勢（あるいは診断部位）と、現在のプローブの位置及び姿勢（あるいは診断部位）とを何らかの形式で表現するようにしてよい。

【0050】

図5には表示画面64の一例が示されており、その画面上には生体イメージ（超音波画像）66と、参照イメージ（グラフィック画像）68とが示されている。参照イメージ68は、上述したようにボディマーク70、登録プローブマーク73及び現プローブマーク72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。登録プローブマーク73は、過去の診断時におけるプローブの位置及び姿勢を再現するものであり、ボディマーク70上における登録座標データに基づいた位置にその登録座標データに基づいた姿勢で表示される。図5に示す例では、登録プローブマーク73は、ハーフトン表現され、これによって通常輝度で表示される現プローブマークと視覚表現上、識別されている。現プローブマーク72は、現在のプローブの位置及び姿勢を表現するものであり、ボディマーク70上における現座標データに基づいた位置にその現座標データに基づいた姿勢で表示される。被検体上でプローブの当接位置を移動させあるいはその当接姿勢を変化させると、それに連動して、現プローブマークの位置が変化あるいは姿勢が変化する。よって、ユーザーは、プローブの当接位置及び当接姿勢を可変させて、現プローブマーク72が登録プローブマーク73に合致するように、プローブを操作すれば、過去の診断時における診断部位と現在の診断時における診断部位を容易に近接又は一致させることができる。

【0051】

なお、通常モードで超音波画像をリアルタイム表示する場合、及び、シネメモリから受信データを読み出して超音波画像を再生する場合、ボディマーク70及び現プローブマーク72からなる参照イメージが表示される。参照イメージ68の表示位置はユーザーによって適宜設定することができ、また参照イメージの大きさについてもユーザーによって自在に設定できるようにするのが望ましい。また、ボディマーク70を表示させる向きに関してはあらかじめ代表的なものをいくつか用意しておくこともできるし、患者がベッド上に横たわった状態を再現できるようなボディマークをあらかじめ複数用意しておいてよい。

【0052】

上記のような参照イメージは、プローブ操作支援情報の1つであるが、本実施形態では、他のプローブ操作支援情報も提供されている。すなわち、登録座標データに対して現座標データが近接したこと及び一致したことなどを報知するガイダンス表示である。

【0053】

図5には、一例としてのガイダンス表示74が示されている。この例では、ガイダンス表示74は、3つの座標成分に対応した3つのインジケータ76で構成されている。具体的には、X、Y、Zの各座標成分ごとにインジケータ76が用意されている。各インジケータ76は、逆向きで対向する一対の三角形表示80、82とそれらの間にある円形表示78とで構成されている。例えば、X座標に関しては、登録されたX座標に対して現在のプローブのX座標が近接すると、その近接方向に応じて一対の三角形表示のいずれかが高輝度となり、近接したこととその近接方向とが報知される。そして、登録されたX座標に現在のプローブのX座標が一致すると、中央の円形表示が高輝度となり、一致事実が報知される。これは他の座標についても同様である。

【0054】

図5に示す例では、プローブ位置についてのインジケータ76が示されていたが、プローブ姿勢についてのインジケータを設けてもよい。いずれにしても、このようなガイダンス表示74によってユーザーはリアルタイムでプローブ操作の方向を知ることができるので、過去の診断部位に現在の診断部位を迅速かつ容易に適合させることができ、またその適合状態を視覚的に容易に確認できるという利点がある。図5はガイダンス表示の一例であって、他の表示様式を採用することができる。また、本実施形態では、全座標について一致が得られると、所定の音が出力されており、その音が出力された時点で手動的に又は

自動的に超音波画像の記録などを行える。

【0055】

また、同一被検者の同一診断部位について、過去の超音波画像と現在の超音波画像を並べて二画面表示するような場合でも、図5に示したような参照イメージを表示し、またガイダンス表示を行うことにより、上記同様の利点を得られる。

【0056】

次に、図6には、プローブ操作支援情報の提供に関する動作がフロー・チャートとして示されている。S30及びS32では、登録プローブマーク及び現プローブマークが表示される。それらのステップは基本的に同時に実行されるが、動作説明上、2つのステップとして表されている。S34では、登録座標データと現座標データとが比較され、各座標成分ごとに差分値が求められる。S36では、そのような差分値に基づいてガイダンス表示がなされ、あるいはその内容が更新される。S38で、過去の診断部位と現在の診断部位の完全一致が判定されると、S40で所定の音が出力される。その一方、そのような完全一致がなされない場合、S42からS32へ処理が移行し、上記の各工程が繰り返し実行される。すなわち、現プローブマークについては、リアルタイムで計測された座標データに従って、その表示位置や表示姿勢がリアルタイムで変更され(S32)、ガイダンス表示についても、リアルタイムで演算される差分演算結果に従ってその表示内容(各座標成分ごとのインジケータの表示態様)が更新される。ユーザーは、参照イメージ及びガイダンス表示を観察することによって、登録時のプローブ位置及び姿勢に現在のプローブ位置及び姿勢を合わせ込むことができ、座標完全一致が得られると、S40で音が出力されるので、その時点で画像記録などの操作がなされる。なお、登録座標データが別のものに切り換えられた場合には、上記同様の動作が繰り返される。

10

20

30

30

40

【0057】

なお、登録座標データと現座標データとを利用する限りにおいて、プローブ操作支援情報としては各種のものを採用することができる。複数種類のプローブ操作支援情報を生成できるようにしておき、ユーザーによってそれらの内の1又は複数を選択させて提供せんようにしてもよい。

【0058】

上記実施形態によれば、ユーザーによるプローブ操作を支援してユーザーの負担を軽減できる。また、過去の診断部位に現在の診断部位を速やかに合致あるいは近接できる。その上で、過去の超音波画像と現在の超音波画像の対比観察に基づいて適正な評価、診断を行える。

【図面の簡単な説明】

【0059】

【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】図1に示す座標データテーブルの具体的な構成例を示す図である。

【図3】参照イメージの生成プロセスを説明するための概念図である。

【図4】キャリブレーションによって定義される座標系を説明するための図である。

【図5】参照イメージ、生体イメージ及びガイダンス表示を説明するための図である。

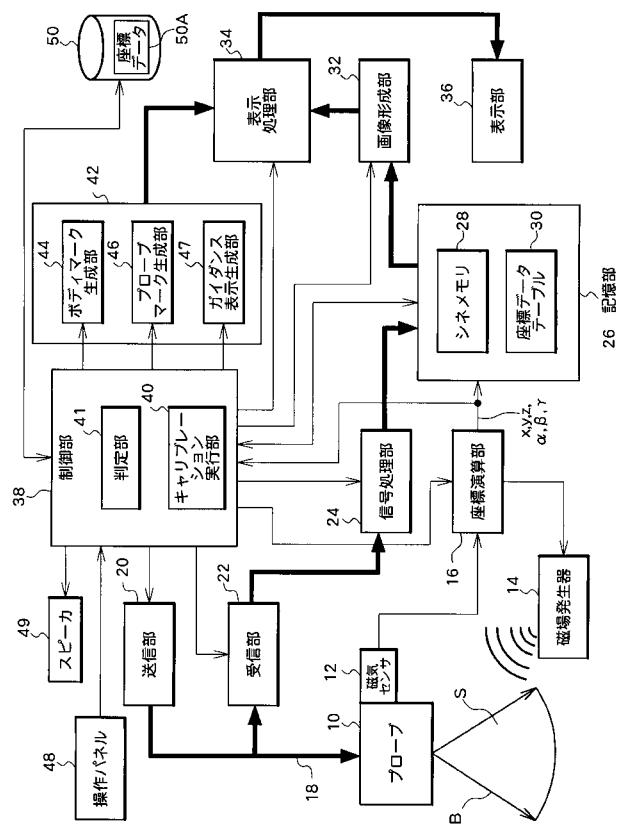
【図6】装置の動作を示すフロー・チャートである。

【符号の説明】

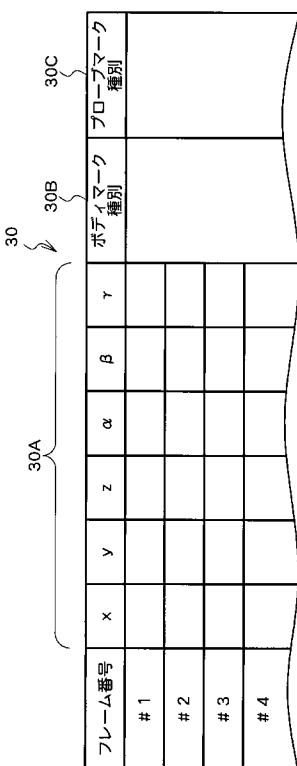
【0060】

10 プローブ、12 磁気センサ、14 磁場発生器、16 座標演算部、20 送信部、22 受診部、26 記憶部、28 シネメモリ、30 座標データテーブル、32 画像形成部、34 表示処理部、38 制御部、40 キャリブレーション実行部、41 判定部、42 グラフィック生成部、44 ボディマーク生成部、46 プローブマーク生成部、47 ガイダンス表示生成部。

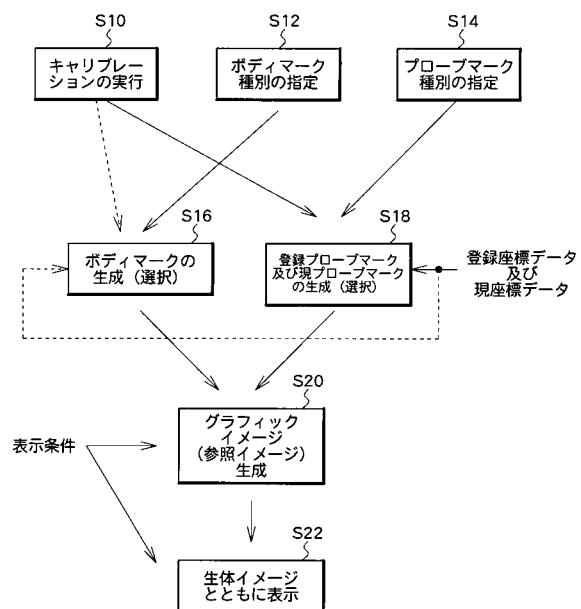
【図1】



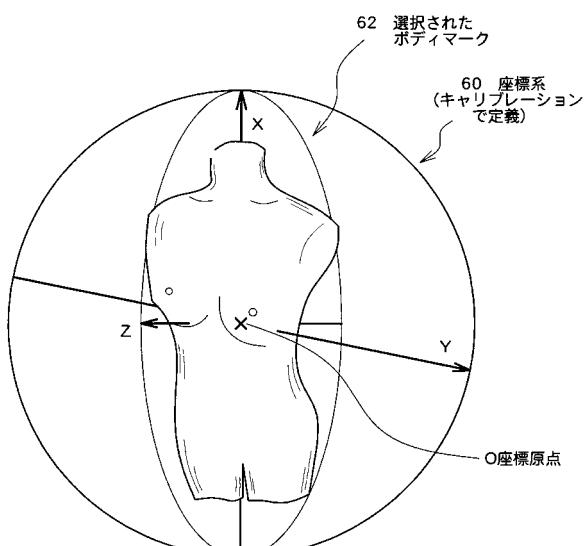
【図2】



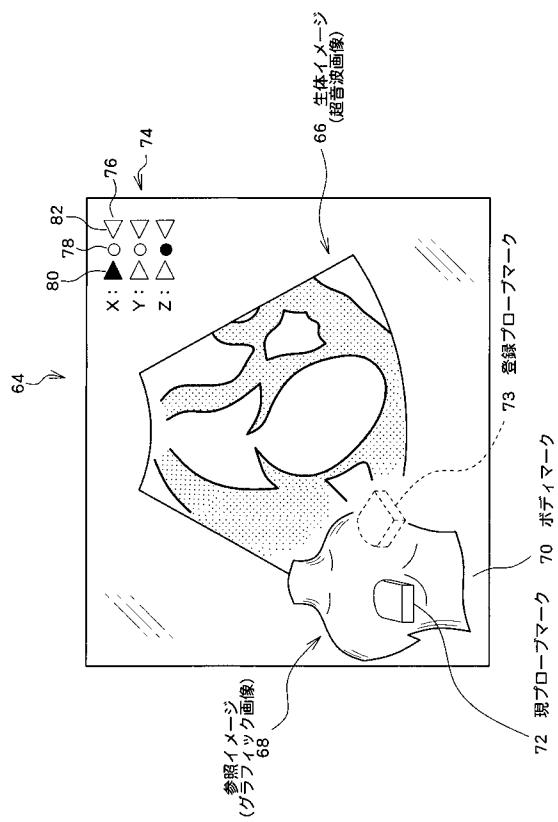
【図3】



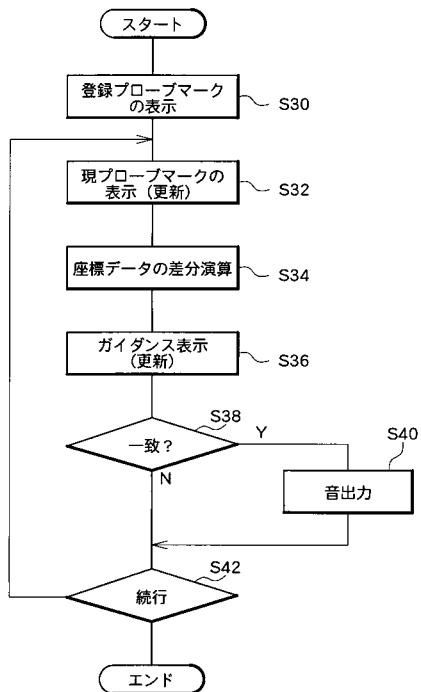
【図4】



【図5】



【図6】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005124712A	公开(公告)日	2005-05-19
申请号	JP2003361932	申请日	2003-10-22
[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	大竹章文		
发明人	大竹 章文		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B8/00 A61B8/42 A61B8/463 G01S7/52023 G01S7/52068 G01S7/52073		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/KK31 4C601/KK32 4C601/LL03		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP4263579B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使超声诊断设备能够在过去诊断时快速，轻松地使电流探头的位置和姿态适应探头的位置和姿态。测量探针的空间位置和姿势。基于在过去诊断时登记的测量数据显示登记的探测标记73，并且基于当前坐标数据显示当前探测标记72。探头的位置和姿态由用户改变，以便它们匹配。引导显示器74具有用于每个坐标的指示器，并且指示器显示注册的坐标和当前坐标之间的接近度或重合度。因此，这样的引导显示74的观察可以采取把探头操作，另外，可以确认的是，电流探头相对探头的过去在诊断时的位置和取向的匹配位置和取向。点域5

