

(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2005-118142**(P2005-118142A)**(43) 公開日 **平成17年5月12日(2005.5.12)**(51) Int.Cl.⁷**A61B 8/00**

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2003-354125 (P2003-354125)

(22) 出願日 平成15年10月14日 (2003.10.14)

(71) 出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目2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2番1号 アロカ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 EE09 EE11 GA18 GA25
KK24 KK32 KK34 LL03

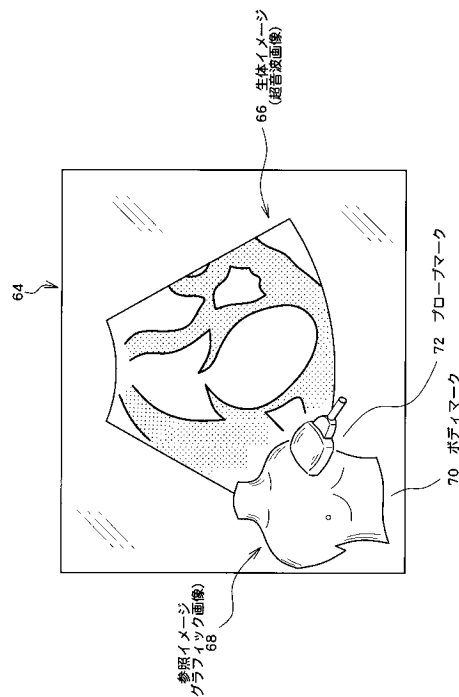
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置において、シネメモリから受信データを読み出して、画像を再生する場合に、ボディマーク70及びプローブマーク72が自動的にかつ適切に表示されるようにする。

【解決手段】プローブの空間的な位置及び姿勢が計測され、その計測データが受信データに対応づけて格納される。受信データを読み出して画像を再生する場合に、その受信データに対応付けられた座標データに基づいて参照イメージが生成、表示される。参照イメージ68はボディマーク70及びプローブマーク72で構成され、その参照イメージによって受信データ取得時における診断状況が模式的に再現される。すなわち被検体における診断部位や診断角度がボディマーク70上におけるプローブマーク72の位置及び姿勢として表現される。

【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の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、
前記受信データを記憶し、且つ、前記受信データに対応付けて前記座標データを記憶する記憶手段と、
前記記憶手段から受信データ及びそれに対応付けられた座標データを読み出す読み出し制御手段と、
前記読み出された受信データに基づいて生体イメージを形成する生体イメージ形成手段と、
前記読み出された座標データに基づいて参照イメージを形成する参照イメージ形成手段と、
前記生体イメージと前記参照イメージを表示する表示手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、
前記参照イメージは、ボディマーク及びそれに重合表示されるプローブマークを含む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、
前記ボディマークは三次元ボディマークであり、
前記プローブマークは三次元プローブマークであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 記載の装置において、
前記三次元プローブマークが前記三次元ボディマーク上における前記座標データに基づく位置に表示される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、
前記三次元プローブマークが前記三次元ボディマーク上において前記座標データに基づく姿勢で表示されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 2 記載の装置において、
前記記憶手段には、更に、ボディマーク種別情報及びプローブマーク種別情報が格納され、
前記参照イメージの形成時に、前記ボディマーク種別情報及び前記プローブマーク種別情報が参照され、それらの情報に従って前記参照イメージが形成されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 記載の装置において、
前記座標計測手段は、
前記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、
前記プローブ及び前記固定場所の他方に設けられた磁気センサと、
前記磁気センサの出力に基づいて前記座標データを演算する座標データ演算器と、
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 1 記載の装置において、
前記生体イメージと前記参照イメージとを含む画像を記録する記録手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

10

20

30

40

50

被検体に当接して用いられ、超音波ビームを走査し、各フレームの受信データを出力する可搬型のプローブと、

前記プローブに設けられた磁気センサと、前記被検体の近傍の固定場所に設置された磁場発生器と、を有し、前記プローブについて空間的な位置及び姿勢を計測し、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、

前記受信データがフレーム単位で格納されるシネメモリと、

前記受信データに対応付けて前記座標データが格納される座標データテーブルと、

データ再生時に、前記シネメモリから受信データを読み出し、且つ、前記座標データテーブルから座標データを読み出す読み出し制御手段と、

前記読み出された受信データに基づいて生体イメージを形成する生体イメージ形成手段と、 10

前記読み出された座標データに基づいて、ボディマーク及びプローブマークを有する参照イメージを形成する参照イメージ形成手段と、

前記生体イメージと前記参照イメージを同時表示する表示手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 9 記載の装置において、

前記シネメモリから一連の受信データが連続して読み出されて一連の生体イメージが動画として表示される場合に、それに伴って、前記記憶手段から前記一連の受信データに対応する一連の座標データが連続して読み出されて一連の参照イメージが動画として表示されることを特徴とする超音波診断装置。 20

【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、ボディマーク及びプローブマークの表示に関する。

【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。検査レポートを作成し、それを保存あるいは印刷する場合、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。 30

【0003】

しかしながら、従来においては、上記のようなマークの設定に当たってはユーザーによるマーク位置決め等の操作が必要とされる。また、一連の受信データを連続的に格納しているシネメモリから受信データを読み出して静止画像又は動画像として表示させる場合に、あらためてボディマークやプローブマークの種別を選択した上で、ボディマーク上におけるプローブマークの位置を手動で設定しなければならない。このため、煩雑であると共に、プローブマークを正しく設定するのが難しいという問題がある。 40

【0004】

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 50

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、受信データの再生時にボディマーク及びプローブマークを自動的に表示させることについては開示されていない。また、プローブマークの位置に加えてその姿勢を自動的に判断することについても開示されていない。

【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

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の目的は、受信データの再生時に、その受信データを取得した際の計測状況を表す参照イメージを自動生成できるようにすることにある。

【0007】

本発明の他の目的は、ボディマーク及びプローブマークの表示に際してユーザーの負担を軽減することを目的とする。

【0008】

本発明の他の目的は、実際の計測状況を正しく反映したボディマーク及びプローブマークの表示を行えるようにすることにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0009】

(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の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、前記受信データを記憶し、且つ、前記受信データに対応付けて前記座標データを記憶する記憶手段と、前記記憶手段から受信データ及びそれに対応付けられた座標データを読み出す読み出し制御手段と、前記読み出された受信データに基づいて生体イメージを形成する生体イメージ形成手段と、前記読み出された座標データに基づいて参照イメージを形成する参照イメージ形成手段と、前記生体イメージと前記参照イメージを表示する表示手段と、を含むことを特徴とする。

30

【0010】

上記構成によれば、プローブについてその位置及び姿勢の少なくとも一方を示す座標データが取得され、受信データの記憶時にそれに対応付けられた座標データも記憶される。そして、受信データの読み出し時にはそれに対応付けられた座標データも読み出され、生体イメージの表示の際には、座標データに基づいて形成された参照イメージも表示される。すなわち、参照イメージを観察することによって、座標データの内容すなわち受信データ取得時における計測状況（例えば、被検体との関係におけるプローブ位置、プローブ姿勢）を認識できる。このように、煩雑な設定を行うことなく、参照イメージを表示できるので、ユーザー負担が軽減、解消され、また、計測状況の正確な把握が可能となる。

40

【0011】

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。生体イメージは二次元又は三次元の超音波画像であり、参照イメージは、二次元又は三次元のグラフィック画像であるのが望ましいが、デジタル写真イメージなどであってもよい。生体イメージ及び参照イメージは、同じ画面上に表示されるのが望ましいが、一方を主表示器、他方を補助表示器に表示するようにしてもよい。なお、受信データは、通常、ビーム単位、フレーム単位又はボリウム単位で格納され、1つの受信データに1つの座標データが対応付けられる。しかし、複数の受

50

信データに1つの座標データを対応付けてもよいし、その逆でもよい。

【0012】

望ましくは、前記参照イメージは、ボディマーク及びそれに重合表示されるプローブマークを含む。望ましくは、前記ボディマークは三次元ボディマークであり、前記プローブマークは三次元プローブマークである。ボディマーク及びプローブマークは、あらかじめ用意された複数のマークからいずれかのマークを選択する方法、ソフトウェア処理によってその都度生成する方法、それらの組み合わせ、などによって生成される。プローブ位置の自動認識とプローブ姿勢の手動設定の組み合わせあるいはその逆の組み合わせであってもよい。

【0013】

上記のボディマークは、三次元イメージの他に、二次元的なイメージなども考えられる。その場合は線画などであってもよい。上記のプローブマークは、プローブ自体の外形を模擬したものであってもよいし、プローブを当接する位置（及び／又は姿勢）を表現する矢印、ボックスなどのシンボルであってもよい。あるいは、よりリアルな三次元画像であってもよい。

【0014】

望ましくは、前記三次元プローブマークが前記三次元ボディマーク上における前記座標データに基づく位置に表示される。望ましくは、前記三次元プローブマークが前記三次元ボディマーク上において前記座標データに基づく姿勢で表示される。

【0015】

望ましくは、前記記憶手段には、更に、ボディマーク種別情報及びプローブマーク種別情報が格納され、前記参照イメージの形成時に、前記ボディマーク種別情報及び前記プローブマーク種別情報が参照され、それらの情報に従って前記参照イメージが形成される。

【0016】

上記構成によれば、受信データの読み出し時（画像再生時）に、ボディマーク種別及びプローブマーク種別を認識して、適切なボディマーク及びプローブマークを生成（選択）することが可能となる。ボディマーク種別は、受信データの取込時にユーザーによりマニュアル選択され、あるいは診断科目などから自動的に判断されてもよい。プローブ種別についても、受信データ取込時にユーザーによりマニュアル選択され、あるいはプローブ種別などを自動認識してそれに基づいて自動的に判断されてもよい。もちろん、画像再生時に、ユーザーによってボディマーク種別及びプローブマークの種別が選択されてもよい。

【0017】

望ましくは、前記座標計測手段は、前記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、前記プローブ及び前記固定場所の他方に設けられた磁気センサと、前記磁気センサの出力に基づいて前記座標データを演算する座標データ演算器と、を含む。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。

【0018】

望ましくは、前記生体イメージと前記参照イメージとを含む画像を記録する記録手段を含む。ここで、記録手段としては、VTR、CD-ROMなどの電子記録媒体への画像記録を行う手段、写真撮影により画像記録を行う手段、用紙上への画像印刷により記録を行う手段などであってもよい。

【0019】

なお、座標計測に先立って、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、ボディマークのサイズやスケールを実際の被検体のサイズやスケールに整合させて、被検体上におけるプローブ位置（実際の計測部位）を正確に反映しつつ、ボディマーク上にプローブマークが表示されるようにする。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

10

20

30

40

50

された手法などを用いてもよい)。

【0020】

(2) また、本発明は、被検体に当接して用いられ、超音波ビームを走査し、各フレームの受信データを出力する可搬型のプローブと、前記プローブに設けられた磁気センサと、前記被検体の近傍の固定場所に設置された磁場発生器と、を有し、前記プローブについて空間的な位置及び姿勢を計測し、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、前記受信データがフレーム単位で格納されるシネメモリと、前記受信データに対応付けて前記座標データが格納される座標データテーブルと、データ再生時に、前記シネメモリから受信データを読み出し、且つ、前記座標データテーブルから座標データを読み出す読み出し制御手段と、前記読み出された受信データに基づいて生体イメージを形成する生体イメージ形成手段と、前記読み出された座標データに基づいて、ボディマーク及びプローブマークを有する参照イメージを形成する参照イメージ形成手段と、前記生体イメージと前記参照イメージを同時表示する表示手段と、を含むことを特徴とする。

【0021】

望ましくは、前記シネメモリから一連の受信データが連続して読み出されて一連の生体イメージが動画として表示される場合に、それに伴って、前記記憶手段から前記一連の受信データに対応する一連の座標データが連続して読み出されて一連の参照イメージが動画として表示される。

【0022】

以上のように、シネメモリを用いた静止画像又は動画の再生時に、実際に行われた計測状況を模式的に再現したボディマーク及びプローブマークが表示される。その場合に、ユーザーの煩雑な操作は不要であり、また、データ取得時における実際の計測状況が正しく再現されるので疾病診断上、有益な情報を提供できる。

【発明の効果】

【0023】

以上説明したように、本発明によれば、受信データの再生時に、その受信データを取得した際の計測状況を表す参照イメージを生成できる。また、ボディマーク及びプローブマークの表示に際してユーザーの負担を軽減できる。更に、実際の計測状況を反映したボディマーク及びプローブマークの正しい表示を行える。

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

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。

【0025】

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。

【0026】

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。

【0027】

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における樹脂性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の三次元座標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14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(α , β , γ)を演算する。このような座標計測は公知技術である。

【0028】

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。

【0029】

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。

【0030】

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。

【0031】

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。

【0032】

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。

【0033】

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 , α , β , γ 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、後述するように、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。なお、記憶部26についてのデー

10

20

30

40

50

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。

【0034】

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。

【0035】

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。ここで、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、他方の表示器にグラフィック画像すなわちボディマーク及びプローブマークを表示するようにしてもよい。しかしながら、同じ表示画面上に生体イメージと共に参照イメージ(ボディマーク及びプローブマーク)を表示させることにより、画像記録時に両画像を一緒に記録することができ、また画像観察時に診断部位などを迅速かつ的確に把握できるという利点がある。ここで、合成画像の記録は、記録媒体への電子的な記録、用紙への印刷、写真撮影などによって行える。

【0036】

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る。

【0037】

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、実際の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)ために計測に先立ってキャリブレーションが実行される。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、これによってボディマークに関する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、座標データを計測してそれを受信データに対応付けて保存しておき、それをボディマークやプローブマークの表示の際に利用するようにしてもよい。

【0038】

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実態を反映させつつ表示されている。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。

【0039】

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 及びプローブマーク生成部 46 を有している。それらの生成部 44, 46 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

10

20

30

40

50

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。

【0040】

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。

10

【0041】

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するのが望ましい。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る。

【0042】

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。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。

20

【0043】

図 2 には、図 1 に示した座標データテーブル 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 α , β , γ 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。

30

【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。S10 においては上述したキャリブレーションが実行される。それに先だつ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。S16 においては、ボディマークが生成され、S18 においてはプローブマークが生成される。この場合に、リアルタイム画像表示時には現在取得された座標データが用いられ、ボディマーク上における適切な位置にプローブマークが適切な姿勢で表示されることになる。すなわち、実際の計測状況を反映した状態が模式的に再現される。これは、シネメモリを用いた画像データ生成時においても同様であり、この場合においては保存された座標データが読み出されてそれに基づいてプローブマークなどが生成されることになる。

40

50

【 0 0 4 6 】

上記の S 1 8 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プローブマークが生成され、その場合においてはキャリブレーションの実行結果が反映される。また、S 1 6 においては S 1 2 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、キャリブレーションの実行結果が参照され、また座標データが参照されることになる。たとえば、指定されたボディマーク種別に属する複数のボディマークの中で座標データにしたがっていずれかのボディマークを選択するようにしてもよい。

【 0 0 4 7 】

S 2 0 においては、ボディマークと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、その場合においては、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、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。S 2 2 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。そして、以上の処理は各フレームの画像ごとに実行され、したがって、例えば動画としてシネメモリからの画像データを表示する場合には、仮にそのような一連の画像取得の過程においてプローブに動きがあった場合には、その動きもプローブマークの動きとして再現されることになる。

【 0 0 4 8 】

図 4 には、ボディマークに関して定義される座標系 6 0 が示されており、上記のキャリブレーションによってこの座標系 6 0 が定義される。ちなみに、図中には、その座標系 6 0 に対応付けて、代表的なボディマーク 6 2 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 6 0 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。そして、その計測された座標データを反映するようにボディマーク上にプローブマークが表示される。その様子が図 5 に示されている。

【 0 0 4 9 】

図 5 には表示画面 6 4 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）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、上述したようにボディマーク 7 0 及びプローブマーク 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。上述したように、リアルタイム画像表示時に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。これは画像再生時においても同様である。特に、従来においては画像再生時にボディマーク 7 0 及びプローブマーク 7 2 をユーザーにより選択してその位置を含めてユーザー指定することによりそれらの表示が実現されていたが、本実施形態によれば、各受信データに対応付けて座標データが保存されているために、その受信データの読み出し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 7 0 上における適切な位置に適切な姿勢でプローブマーク 7 2 を自動的に表示させることができ、実際のデータ取得時における超音波診断の様子を模式的に再現することが可能となる。特に、本実施形態においては三次元ボディマーク及び三次元グラフィックマークが表示されるため、被検体における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という利点がある。

【 0 0 5 0 】

なお、参照イメージ 6 8 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 7 0 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もよい。

【 図面の簡単な説明 】

10

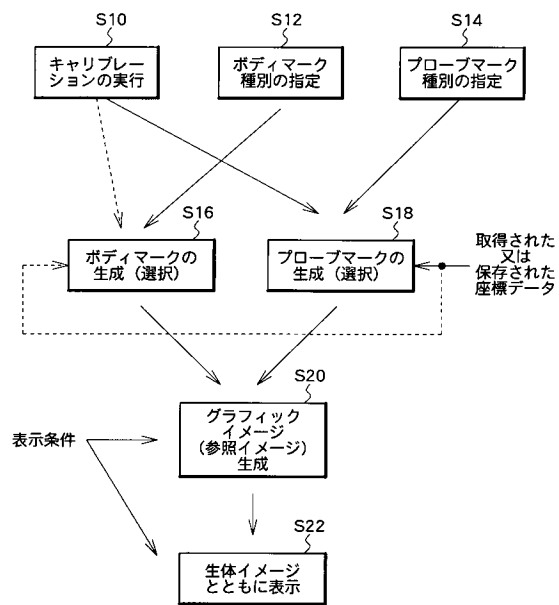
20

30

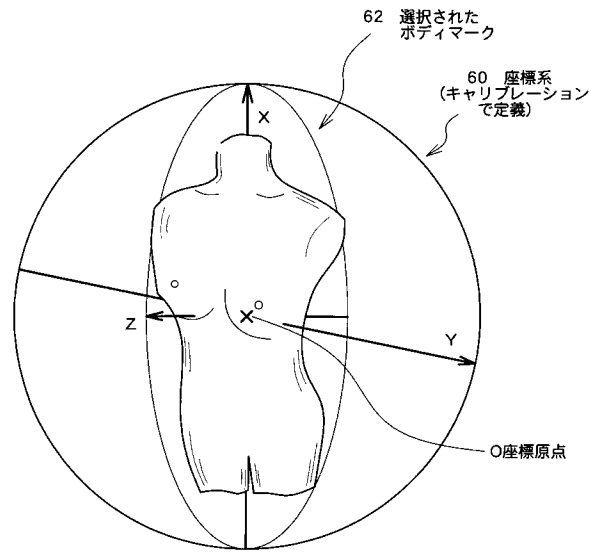
40

50

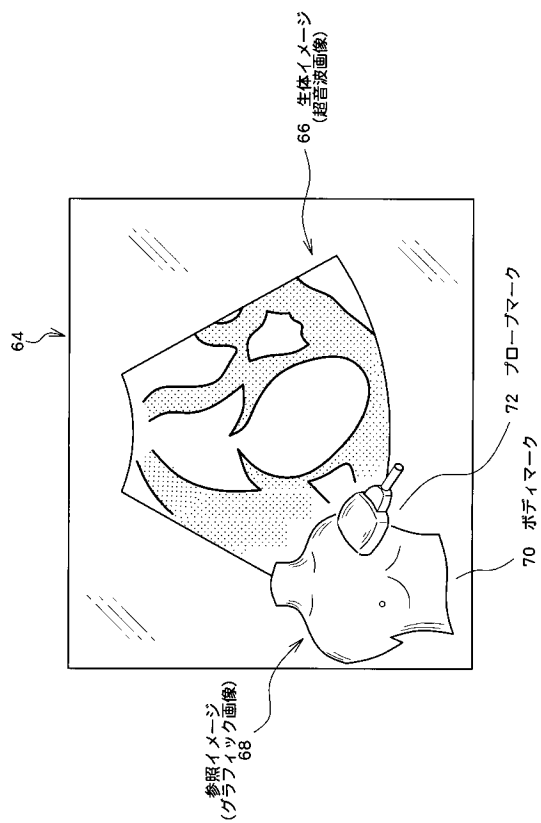
【図 3】



【図 4】



【図 5】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005118142A	公开(公告)日	2005-05-12
申请号	JP2003354125	申请日	2003-10-14
[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 A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/4438 A61B8/08 A61B8/14 A61B8/4254		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/KK24 4C601/KK32 4C601/KK34 4C601/LL03		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP4167162B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在从电影存储器读取接收的数据并在超声诊断设备中再现图像时，自动且适当地显示身体标记70和探针标记72。

ŽSOLUTION：测量探头的空间位置和姿态，并使测量数据与接收的数据相对应并存储。在读取接收的数据和再现图像时，基于对应于接收的数据的坐标数据生成和显示参考图像。参考图像68由身体标记70和探针标记72构成，并且通过参考图像示意性地再现获取接收数据的诊断条件。也就是说，对象中的诊断部分和诊断角度表示为探针标记72在身体标记70上的位置和姿态。Ž

