

(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2006-271588

(P2006-271588A)

(43) 公開日 平成18年10月12日(2006.10.12)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00

(2006.01)

F 1

A 6 1 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 5 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号

特願2005-93622 (P2005-93622)

(22) 出願日

平成17年3月29日 (2005.3.29)

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区外神田四丁目14番1号

(74) 代理人 100098017

弁理士 吉岡 宏嗣

(72) 発明者 辻田 剛啓

東京都千代田区内神田一丁目1番14号

株式会社日立メディ

コ内

(72) 発明者 林 哲矢

東京都千代田区内神田一丁目1番14号

株式会社日立メディ

コ内

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB16 EE09 EE11 GA18

GA25 JC21 JC37 KK12 KK22

KK25 KK31 LL04 LL33

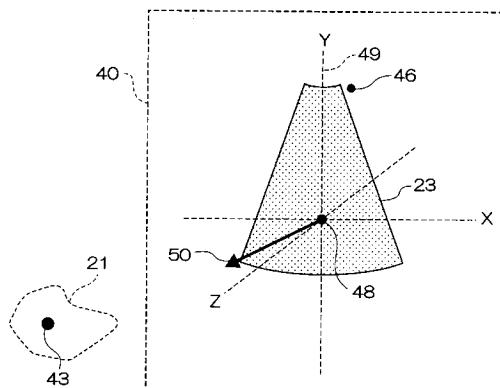
(54) 【発明の名称】超音波装置

## (57) 【要約】

【課題】 操作者の異同にかかわらず、超音波像に目的部位を迅速かつ的確に現す作業を簡単にする。

【解決手段】 超音波装置は、被検体との間で超音波を送受する探触子10と、探触子10に駆動信号を供給するとともに、探触子10から出力される受信信号を処理する送受信部12と、送受信部12から出力される受信信号に基づいて超音波像を再構成する画像処理部14と、超音波像を表示する表示部16とを備え、診断又は治療すべき目的部位の位置データと探触子10の走査面の位置データとに基づき、探触子10の走査面に対応した走査範囲画像23と前記走査面を目的部位の位置に誘導する誘導画像40とを表示部16の表示画面に描出させる手段としての画像合成部18を有する。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、該超音波探触子に駆動信号を供給するとともに、前記超音波探触子から出力される受信信号を処理する送受信部と、該送受信部から出力される受信信号に基づいて超音波像を再構成する画像処理部と、前記超音波像を表示する表示部とを備え、

診断又は治療すべき目的部位の位置データと前記超音波探触子の走査面の位置データとに基づき、前記走査面に対応した走査範囲画像と前記走査面を前記目的部位の位置に誘導する誘導画像とを前記表示部の表示画面に描出させる手段を有することを特徴とする超音波装置。

**【請求項 2】**

前記描出手段は、前記走査面と前記目的部位との位置データに基づき算定される前記走査面から前記目的部位に至るまでの距離及び方向を示す画像を前記誘導画像として描出させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波装置。

**【請求項 3】**

前記描出手段は、前記走査範囲画像、前記誘導画像の少なくとも一方を三次元表示座標に合わせて表示することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波装置。

**【請求項 4】**

前記描出手段は、三次元表示座標に設定される一又は二以上の表示平面に前記走査範囲画像、前記誘導画像の少なくとも一方を投影して表示することを特徴とする請求項 1 乃至 3 に記載の超音波装置。

**【請求項 5】**

前記目的部位の位置データは、超音波撮像装置、X線CT撮像装置、磁気共鳴撮像装置、陽電子放射断層撮像装置の少なくとも 1 つを用いて予め決められることを特徴とする請求項 1 乃至 4 に記載の超音波装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

被検体の診断又は治療すべき目的部位が現れる超音波像を撮像する装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

被検体の診断又は治療すべき目的部位が現れる超音波像を撮像する超音波装置として、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子に駆動信号を供給し、超音波探触子から出力される受信信号に基づき超音波像を再構成して表示画面に表示するものが知られている。

**【0003】**

この超音波装置では、超音波探触子の位置や傾きを調整して超音波探触子の走査面を移動させることにより、診断又は治療すべき目的部位（以下、目的部位と適宜総称する）を走査面に合わせると、表示画面の超音波像に目的部位が現れる。

**【0004】**

このような超音波装置においては、走査面などの位置データが必要な場合は、例えば、超音波探触子に位置センサを取り付けるとともに、ベッド等に磁気発生ソースを配設する。位置センサで検出した磁気信号を解析することにより、超音波探触子の位置や傾きを求めることが行われる（例えば、特許文献 1 参照）。

**【0005】****【特許文献 1】特開平 8 - 47495 号公報****【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0006】**

ところで、特許文献 1 を含めた従前の方では、超音波像に目的部位を描出させるに際

し、表示画面の超音波像を目視しながら、手動で超音波探触子の位置や傾きを経験則に頼って調整することになる。例えば、治療効果を判定する場合や胎児をモニタリングする場合など、所定の目的部位を繰り返して超音波像に再現する必要がある場合、撮像日や操作者が異なると、撮像の度に超音波探触子を手探りで調整する作業が繰り返される。このような作業は、操作者の経験や技量に左右されるため、操作者の異同によっては診断効率や検査精度が悪くなる場合がある。

#### 【0007】

本発明の課題は、診断又は治療すべき目的部位を超音波像に現すのにより便利な超音波装置を実現することにある。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0008】

上記課題を解決するため、本発明の超音波装置は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、超音波探触子に駆動信号を供給するとともに、超音波探触子から出力される受信信号を処理する送受信部と、送受信部から出力される受信信号に基づいて超音波像を再構成する画像処理部と、超音波像を表示する表示部とを備え、診断又は治療すべき目的部位の位置データと超音波探触子の走査面の位置データとに基づき、走査面に対応した走査範囲画像と走査面を目的部位の位置に誘導する誘導画像とを表示部の表示画面に描出させる手段を有することを特徴とする。

#### 【0009】

すなわち、目的部位と走査面の位置データを同じ座標系に対応させて保持することにより、表示画像は、走査範囲画像と誘導画像が同じ座標系、いわば同じ空間上で同時に描出されたものになる。このような表示画像を参照することにより、目的部位と走査面との相対位置関係を視覚的に把握できる。したがって、表示画面を参照して超音波探触子の位置や傾きを調整することにより、その走査面を目的部位の位置に合わせることが容易になる。その結果、超音波像に目的部位を現す作業が簡単になるため、診断効率や検査精度を向上できる。

#### 【0010】

ここでの走査範囲画像は、画像処理部で構成される超音波像をマッピングしたものでもよいし、表示形態の便宜上、超音波探触子の走査面に対応したモデル像でもよい。

#### 【0011】

この場合において、描出手段については、走査面と目的部位との位置データに基づき算定される走査面から目的部位に至るまでの距離及び方向を示す画像を誘導画像として描出できる。これによれば、誘導画像は、超音波像に目的部位を現すための超音波探触子の目標位置や目標傾きを客観的かつ定量的に現すガイド指標になる。したがって、誘導画像を参照して超音波探触子の位置や傾きを調整することにより、超音波像に目的部位を現す作業がより的確かつ簡単になる。

#### 【0012】

また、描出手段については、走査範囲画像、誘導画像の少なくとも一方を三次元表示座標に合わせて表示できる。これにより、目的部位と走査面との相対位置関係を立体的に把握できる。さらに三次元表示の誘導画像を参照することにより、実際の被検体に則して超音波探触子を調整できるため、超音波像に目的部位を現す作業がより一層的確かつ簡単になる。

#### 【0013】

また、描出手段については、三次元表示座標に設定される一又は二以上の表示平面に走査範囲画像、誘導画像の少なくとも一方を投影して表示できる。例えば、三次元直交座標上でX-Y断面、Y-Z断面、X-Z断面の3つの表示平面を設定すると、各表示平面に走査面の投影像を表示できるとともに、誘導画像のX軸方向、Y軸方向、Z軸方向のそれぞれの成分の投影像を表示できる。これによれば、目的部位と走査面との相対位置関係を複数の方向から多面的に把握しつつ、超音波探触子の目標位置や目標傾きを複数の方向から確認できるため、超音波探触子の調整作業が容易になる。

10

20

30

40

50

## 【0014】

また、上記の目的部位の位置データについては、超音波撮像装置、X線CT撮像装置、磁気共鳴撮像装置（MRI）、陽電子放射断層撮像装置（PET）の少なくとも1つを用いて予め決めることができる。

## 【発明の効果】

## 【0015】

本発明によれば、診断又は治療すべき目的部位を超音波像に現すのにより便利な超音波装置を実現できる。例えば、操作者の異同にかかわらず、超音波像に目的部位を迅速かつ的確に現す作業が簡単になる。

## 【発明を実施するための最良の形態】

10

## 【0016】

本発明を適用した超音波装置の一実施形態について図面を参照して説明する。本実施形態は、超音波探触子の走査面に対応する走査範囲画像と、診断または治療すべき目的部位に前記走査面を誘導する画像とを同時に表示する一例である。図1は、本実施形態の超音波装置の構成を示すブロック図である。図2は、図1の超音波装置の表示形態の一例を示す図である。

## 【0017】

図1に示すように、超音波装置は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子10（以下、探触子10という）と、探触子10に駆動信号を供給するとともに、探触子10から出力される受信信号を処理する送受信部12と、送受信部12から出力される受信信号に基づいて超音波像を再構成する画像処理部14と、超音波像を表示する表示部16とを備えている。

20

## 【0018】

ここで本発明に係る超音波装置は、図1及び図2に示すように、診断又は治療すべき目的部位（以下、目的部位と適宜総称する）の位置データと探触子10の走査面の位置データに基づき、探触子10の走査範囲に対応した走査範囲画像23と前記走査面を前記目的部位の位置に誘導する誘導画像40とを表示部16の表示画面に描出させる手段としての画像合成部18を有する。より具体的には、探触子10の走査面と目的部位との位置データに基づき算定される走査面から目的部位に至るまでの距離及び方向を示す操作経路画像50や走査範囲画像23を含む誘導画像40を生成して画像合成部18に出力する誘導画像作成部20を有する。ここで走査範囲画像23は、画像処理部14で構成される超音波像をマッピングしたものでもよいし、表示形態の便宜上、探触子10の走査面に対応するモデル像でもよい。なお、モデル像として表示するときは、画像処理部14で構成される超音波像を他の表示領域に表示する。

30

## 【0019】

より詳細に超音波装置について説明する。探触子10は、振動子が一次元に配列されている。各振動子は、駆動信号を超音波に変換して被検体に送波するとともに、被検体から発生した反射エコーを受波して受信信号に変換する。このような各振動子から送波される超音波により超音波ビームが形成される。超音波ビームは撮像走査線に対応し、複数の走査線により走査面が形成される。なお、診断用の周波数を有する超音波を送受する診断用振動子と、治療用の周波数を有する超音波を送波する治療用振動子とを並べて、あるいは重ねて配列してもよい。また、探触子10のケースは、走査方向を示す突起が形成されている。

40

## 【0020】

探触子10に位置センサ22が取り付けられている。位置センサ22は、ベッドなどに取り付けられるソースから発生する例えば磁気信号を検知する磁気センサを有する端末である。位置センサ22は、信号の検出結果を探触子10の位置データとして位置情報収集部24に出力する。位置情報収集部24は、位置センサ22から収集した位置データを位置情報解析部26に出力する。なお、探触子10の位置データを取得する手段として位置センサ22を取り付けた例を説明したが、磁気信号を検知することに代えて光信号を検知

50

するものでもよいし、振動子が二次元配列されたフェイズドアレイ型探触子を用いてもよい。要は、探触子 10 の位置データ（例えば、走査面の三次元位置データ）を取得できればよい。

#### 【0021】

位置情報解析部 26 は、位置情報収集部 24 から出力される位置データに基づき、探触子 10 の位置情報を解析する。より具体的には、位置情報解析部 26 は、位置情報収集部 24 から出力される位置データに基づき探触子 10 の位置や傾きを求める。求めた探触子 10 の位置や傾きと、振動子群の配列方向や配列間隔とに基づき走査面の位置データを算出する。算出した走査面の位置データを画像処理部 14 および誘導画像作成部 20 に出力する。

10

#### 【0022】

送受信部 12 は、探触子 10 の振動子を駆動する例えばパルス信号を送信する送信機能と、探触子 10 から出力される受信信号を処理する受信機能を有する。受信機能は、探触子 10 から出力される受信信号に対し、増幅処理、整相加算処理、Log 圧縮などを施して超音波データを収集する機能である。

#### 【0023】

画像処理部 14 は、送受信部 12 から出力される受信信号に基づき超音波像（例えば、B モード像、M モード像）を再構成する。より具体的には、画像処理部 14 は、送受信部 12 から出力される受信信号に対してフィルタ処理や走査変換処理などを施す。また位置情報解析部 26 から出力される探触子 10 の位置情報に基づき、表示座標（例えば、三次元直交座標）上に信号を表示するための変換行列式を算定する。変換行列式に従って、先に処理した信号を変換して超音波像を再構成する。ここで超音波像は、探触子 10 の走査面に対応する被検体の部位が現されたものである。例えば、探触子 10 の位置や傾きを調整して走査面を変えると、画像処理部 14 は、変更された現在の走査面に対応する部位が現された超音波像を再構成して画像合成部 18 に出力する。

20

#### 【0024】

誘導画像作成部 20 は、位置情報解析部 26 から出力された走査面の位置データと目的部位の位置データとにに基づいて、探触子 10 の走査範囲に対応した走査範囲画像 23 と前記走査面を前記目的部位に誘導する誘導画像 40 を生成する。例えば、探触子 10 の走査面と目的部位との位置データに基づき算定される走査面から目的部位に至るまでの距離及び方向を示す操作経路画像 50 や走査範囲画像 23 を含む誘導画像 40 を生成して画像合成部 18 に出力する。より具体的には、誘導画像作成部 20 は、矢印の形態を有するベクトル画像を操作経路画像 50 として作成する。矢印の長さは、走査面から目的部位に至るまでの距離に対応し、矢印の向きは、走査面から目的部位に至るまでの方向に対応する。また、目的部位の位置データに基づき、目的部位の位置に対応した例えば円形画像を目的部位画像 21 として作成する。ただし、表示形態としては、様々なものを適用できる。

30

#### 【0025】

ここで目的部位の位置データについては、超音波撮像装置、X 線 CT 撮像装置、磁気共鳴撮像装置（MRI）、陽電子放射断層撮像装置（PET）などにより予め取得される。取得された位置データは、誘導画像作成部 20 に接続された外部パーソナルコンピュータ 28 に保持してもよいし、誘導画像作成部 20 に保持してもよい。また、本実施形態の超音波装置により被検体を撮像する際に、撮像された超音波像を参照してキーボードやマウスなどで目的部位を指定することにより、目的部位の位置の位置データを取得してもよい。取得する目的部位の位置データは、複数であってもよい。本形態の目的部位の位置データは、探触子 10 の走査面の位置データと座標系が合わせられている。例えば、被検体の剣状突起や肋骨などの特徴部位、あるいは被検体が横たわるベッドの角などを基準点として互いの座標系が対応付けられている。

40

#### 【0026】

画像合成部 18 は、画像処理部 14 から出力された超音波像と、誘導画像作成部 20 から出力された誘導画像 40 とを合成する。より具体的には、画像合成部 18 は、同じ表示

50

座標系で、画像処理部 14 から出力された超音波像と、走査範囲画像 23、操作経路画像 50 とを合成して表示部 16 に出力する。表示部 16 は、画像合成部 18 から出力された合成画像を表示画面に表示するディスプレイを有する。

#### 【0027】

このように構成される超音波装置の動作について説明する。まず、被検体の例えは体表に探触子 10 を接触させる。探触子 10 に送受信部 12 から駆動信号を供給すると、探触子 10 から超音波が被検体に送波される。被検体から発生する反射エコーは、探触子 10 により受波されることによって受信信号に変換される。探触子 10 から出力する受信信号は、送受信部 12 により処理される。処理された受信信号は、画像処理部 14 に出力される。

10

#### 【0028】

一方、ソースから発生する磁気信号は、位置センサ 22 により検出される。検出結果は、位置情報収集部 24 により取得される。取得された検出結果に基づき、位置情報解析部 26 により探触子 10 の位置情報が解析される。解析された位置情報は、画像処理部 14 と誘導画像作成部 20 に出力される。

#### 【0029】

送受信部 12 から出力された受信信号は、位置情報解析部 26 から出力された位置情報に基づき、画像処理部 14 により超音波像として再構成される。再構成された超音波像は、画像合成部 18 に出力される。また、位置情報解析部 26 から誘導画像作成部 20 に入力した位置情報と、外部 PC 28 から読み出した目的部位の位置データとに基づき、誘導画像作成部 20 により誘導画像 40 が作成される。作成された誘導画像 40 は、画像合成部 18 に出力される。

20

#### 【0030】

画像処理部 14 から出力された超音波像と、誘導画像作成部 20 から出力された誘導画像 40 は、画像合成部 18 により合成される。合成された画像は、表示部 16 の表示画面に表示される。表示画面を参照しながら、探触子 10 の位置や傾きを調整して走査面に目的部位を合わせると、超音波像に目的部位が描出される。描出された目的部位に対して診断又は治療が行われる。

#### 【0031】

図 2 は、表示部 16 に表示される誘導画像 40 の一例である。なお、図 2 に示す目的部位画像 21 は表示部 16 に実際に表示されない仮想画像である。本実施形態では、探触子 10 の位置、走査方向と目的部位の位置関係を明確にするために、目的部画像 21 が表示されるものとして説明をする。

30

#### 【0032】

図 2 に示すように、表示部 16 は、探触子 10 の目標位置や目標傾きを示す誘導画像 40 と、誘導画像 40 と同時に目的部位画像 21 とを表示している。ここでの誘導画像 40 と目的部位画像 21 は、同じ座標上に表示されている。

#### 【0033】

誘導画像 40 は、誘導画像作成部 20 により作成されたものであり、探触子 10 の走査面に対応した走査範囲画像 23 と、探触子 10 の走査方向を示す探触子マーク 46 と、走査面から目的部位に至るまでの距離及び方向を示すガイド画像としての操作経路画像 50 とを有する。また、目的部位画像 21 は、目的部位の位置データに対応する目的部位座標 43 を有する。ここでの目的部位座標 43 は、外部パーソナルコンピュータ 28 又は誘導画像作成部 20 に保持された目標部位の位置データに対応する。

40

#### 【0034】

ここでの走査範囲画像 23 については、画像処理部 14 で構成される超音波像をマッピングしたものでもよいし、表示形態の便宜上、探触子 10 の走査面に対応するモデル像でもよい。モデル像として表示するときは、被検体の部位が現れる超音波像を他の表示領域に表示すればよい。この走査範囲画像 23 に目的部位描画位置 48 が設定されている。ここでの目的部位描画位置 48 は、目的部位を描出させる位置であり、操作者によって適宜

50

設定される。また、探触子マーク 4 6 は、探触子 1 0 の突起の方向に対応している。なお、本例の走査範囲画像 2 3 は、平行な 2 つの円弧を有する扇形に形成されており、探触子マーク 4 6 は、走査範囲画像 2 3 の狭小側つまり探触子 1 0 側に表示されているが、この形態に限るものではない。

【 0 0 3 5 】

操作経路画像 5 0 は、目的部位描画位置 4 8 を起点とする矢印である。その矢印の長さは、目的部位描画位置 4 8 から目的部位座標 4 3 に至るまでの距離に対応し、矢印の方向は、目的部位描画位置 4 8 から目的部位座標 4 3 に向かう方向に対応している。このような操作経路画像 5 0 は、目的部位描画位置 4 8 から目的部位座標 4 3 に至るまでの距離又は方向の変化に対応して、矢印の長さ又は方向が変わる。また、目的部位描画位置 4 8 から目的部位座標 4 3 に至るまでの距離に応じて矢印の太さや色彩を変えてよい。例えば、目的部位描画位置 4 8 から目的部位座標 4 3 に至るまでの距離が小さい場合、操作経路画像 5 0 の矢印を細く表示し、あるいは青色に表示する。逆に距離が大きい場合は、矢印を太く表示し、あるいは赤色に表示する。さらに、ブザーやスピーカなどの発音手段を配設し、目的部位描画位置 4 8 から目的部位座標 4 3 に至るまでの距離が小さい場合、発音間隔を小さくしてもよい。逆に距離が大きい場合は、発音間隔を大きくしてもよい。要するに、操作経路画像 5 0 の形態については、操作者の使い勝手に応じて臨機応変に変更できる。

【 0 0 3 6 】

上述したとおり、本実施形態によれば、表示部 1 6 に表示される画像は、図 2 に示すように、走査範囲画像 2 3 と誘導画像 4 0 ( 例えば操作経路画像 5 0 ) が同じ座標系、いわば同じ空間上に同時に描出されたものになる。換言すると、目的部位と走査面は、同一座標上で位置データを保持して表示画面に同時に表示される。このような表示画面を参照することにより、目的部位と走査面との相対位置関係を視覚的に把握できる。したがって、表示画面を参照して探触子 1 0 の位置や傾きを調整することにより、その走査面を目的部位の位置に合わせることが容易になる。その結果、超音波像に目的部位を現す作業が簡単になるため、診断効率や検査精度を向上できる。

【 0 0 3 7 】

また、X 線 C T 撮像装置、磁気共鳴撮像装置 ( M R I ) 、陽電子放射断層撮像装置 ( P E T ) などの他のモダリティを用いて事前に目的部位の位置データを取得できる。この場合でも、本実施形態によれば、その目的部位を超音波像に描出させるための探触子 1 0 の位置や傾きを客観的かつ定量的に決めることができるため、操作者の異同にかかわらず、目的部位の画像を繰り返して描出させる作業が容易になる。

【 0 0 3 8 】

また、図 2 の操作経路画像 5 0 は、超音波像に目的部位を現すための探触子 1 0 の目標位置や目標傾きを客観的かつ定量的に現すガイド指標になる。したがって、操作経路画像 5 0 を参照して探触子 1 0 の位置や傾きを調整することにより、超音波像に目的部位を現す作業がより的確かつ簡単になる。

【 0 0 3 9 】

ここで操作経路画像 5 0 の算定方法について図 2 を参照して補足説明する。図 2 に示すように、目的部位描画位置 4 8 を三次元表示座標 4 9 の原点とし、探触子 1 0 の走査面が三次元表示座標の X - Y 面に合わせて走査範囲画像 2 3 として表示されたものとする。このときの Z 軸は探触子 1 0 の走査面に直交する。

【 0 0 4 0 】

目的部位描画位置 4 8 を  $S_1$  とし、その座標を数 1 式のように表す。また、目的部位座標 4 3 を  $D_1$  とし、その座標を数 2 式のように表す。ここで数 1 式及び数 2 式を 4 行 4 列の行例で表すと、目的部位描画位置 4 8 の座標は数 3 式のように表され、目的部位座標 4 3 の座標は数 4 式のように表される。数 3 式から数 4 式への変換行列を行列式  $M_1$  とすると、 $S_1$  、  $D_1$  、  $M_1$  は、数 6 式のように表される。すなわち、目的部位描画位置 4 8 から目的部位座標 4 3 に至るまでの距離及び方向を示すベクトルは、数 7 式の行列式  $M_1$  に

よって表される。よって、行列式  $M_1$  は、数 7 式により算定される。具体的には、ベクトルの大きさを  $|M_1|$  として算定し、方向を

として算定する。このような行列式  $M_1$  を用いることにより、目的部位描画位置 4 8 から目的部位座標 4 3 に至るまで距離を反映したパラーメタ  $K$  は、数 8 式のように表される。数 8 式の  $k$  は、任意の係数である。この係数  $k$  を表示サイズに比例して自動的に変化させて操作経路画像 5 0 の矢印の長さとすることにより、目的部位描画位置 4 8 から目的部位座標 4 3 に至るまで距離を反映させることができる。

【0 0 4 1】

(数 1 式)

10

$$S_1 = (x_{s_1}, y_{s_1}, z_{s_1})$$

(数 2 式)

$$D_1 = (x_{d_1}, y_{d_1}, z_{d_1})$$

20

【0 0 4 2】

(数 3 式)

$$S_1 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & x_{s_1} \\ 0 & 1 & 0 & y_{s_1} \\ 0 & 0 & 1 & z_{s_1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

30

(数 4 式)

$$D_1 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & x_{d_1} \\ 0 & 1 & 0 & y_{d_1} \\ 0 & 0 & 1 & z_{d_1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

40

【0 0 4 3】

(数 5 式)

50

$$M_1 = \begin{pmatrix} a_{m_1} & b_{m_1} & c_{m_1} & d_{m_1} \\ a_{m_2} & b_{m_2} & c_{m_2} & d_{m_2} \\ a_{m_3} & b_{m_3} & c_{m_3} & d_{m_3} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

10

(数6式)

$$D_1 = S_1 \cdot M_1$$

【0 0 4 4】

(数7式)

$$M_1 = D_1 \cdot S_1^{-1}$$

20

(数8式)

$$K = k \cdot |M_1|$$

30

【0 0 4 5】

図3ないし図7を参照して、表示部16の表示画面に表示される他の表示形態を説明する。なお、図1又は図2に相互に対応する箇所は同一符号を付して説明を省略する。

【0 0 4 6】

図3は、第一の表示形態の例を示す図である。図3に示すように、表示部16の表示画面に三次元同時表示画像52が表示されている。三次元同時表示画像52は、目的部位画像21、走査範囲画像23、探触子マーク46、目的部位描画位置48、操作経路画像50のそれぞれが三次元表示座標49に合わせて同時に表示されたものである。ここで三次元表示座標49は、位置センサ22を基準とした三次元直交座標系に対応する。このような三次元同時表示画像52は、図1の誘導画像作成部20により作成される。

【0 0 4 7】

三次元同時表示画像52が表示されることにより、目的部位と走査面との相対位置関係を立体的に把握できる。さらに三次元空間に表示された操作経路画像50を参照することにより、実際の被検体に則して探触子10の位置や傾きを調整できるため、超音波像に目的部位を現す作業がより一層的確かつ簡単になる。

【0 0 4 8】

図4及び図5は、第二の表示形態を示す図である。より具体的には、図4は、表示画像を作成するための概念を示し、図5は、表示形態を示している。図4に示すように、三次元表示座標49上に3つの平面54、56、58が設定される。ここで平面54は、X-Y平面に平行な断面に対応し、平面56は、X-Z平面に平行な断面に対応し、平面58は、Y-Z面に平行な断面に対応している。このような各平面54、56、58に対し

40

50

て目的部位画像 21、走査範囲画像 23、操作経路画像 50 等を投影した画像が誘導画像作成部 20 により作成される。

【0049】

図 5 に示すように、平面 54 に対する投影像 54a と、平面 56 に対する投影像 56a と、平面 58 に対する投影像 58a は、表示部 16 の表示画面に超音波像 60 と並べて同時に表示されている。ここで超音波像 60 は、画像処理部 14 から出力される超音波像 60 であり、探触子 10 の現在の走査面に対応する画像である。

【0050】

投影像 54a は、Z 軸方向の走査範囲画像 62 と、Z 軸方向の目的部位画像 64 と、三次元表示座標 49 上の平面 54 の位置を示す表示位置マーク 66 とが現されている。投影像 56a は、Y 軸方向の走査範囲画像 68 と、Y 軸方向の目的部位画像 70 と、三次元表示座標 49 上の平面 56 の位置を示す表示位置マーク 72 とが現されている。投影像 58a は、X 軸方向の走査範囲画像 74 と、X 軸方向の目的部位画像 76 と、三次元表示座標 49 上の平面 58 の位置を示す表示位置マーク 78 とが現されている。

10

【0051】

投影像 54a、56a、58a によれば、目的部位と走査面との相対位置関係を複数の方向から立体的に把握できるため、探触子 10 の位置や傾きを調整する作業がより一層簡単になる。さらに、投影像 54a、56a、58a のそれぞれに、操作経路画像 50 の矢印の Z 軸方向、Y 軸方向、X 軸方向の各成分を現してもよい。これにより、探触子 10 の目標位置や目標傾きを複数の方向から把握できる。ただし、互いに直交する平面 54、56、58 を設定する例を説明したが、この形態に限られない。例えば、三次元表示座標 49 上に一又は二以上の平面をキーボードなどで適宜設定すればよいし、表示位置マーク 66、72、78 をマウスなどで操作して表示平面の位置を任意に変更することもできる。

20

【0052】

図 6 は、第三の表示形態を示す図である。図 6 に示すように、図 2 の誘導画像 40 と、図 3 の三次元同時表示画像 52 は、表示部 16 の表示画面に超音波像 60 と並べて同時に表示されている。ここで超音波像 60 は、探触子 10 の現在の走査面に対応する画像であり、画像処理部 14 で構成されるものである。

【0053】

これによれば、三次元同時表示画像 52 を参照して目的部位と走査面との相対位置関係を立体的に把握しつつ、誘導画像 40 を参照して探触子 10 の位置や傾きを調整できる。その結果、超音波像に目的部位を現す作業がより一層的確かつ簡単になる。

30

【0054】

図 7 は、第四の表示形態を示す図である。図 7 は、図 6 の表示形態と基本的に同じであるが、誘導画像 40 及び三次元同時表示画像 52 の表示サイズを縮小して表示する点で、図 6 の場合と異なる。これにより、目的部位と走査範囲の相対位置や探触子 10 の目標位置や目標傾きを把握しつつ、超音波像 60 の表示範囲を確保できる。

【図面の簡単な説明】

【0055】

【図 1】本発明を適用した一実施形態の超音波装置の構成を示すブロック図である。

40

【図 2】図 1 の表示部に表示される誘導画像及び目的部位画像の一例を示す図である。

【図 3】本発明を適用した表示形態の第一の他の例を示す図である。

【図 4】本発明を適用した表示形態の第二の他の例を示す第一図である。

【図 5】本発明を適用した表示形態の第二の他の例を示す第二図である。

【図 6】本発明を適用した表示形態の第三の他の例を示す図である。

【図 7】本発明を適用した表示形態の第四の他の例を示す図である。

【符号の説明】

【0056】

10 超音波探触子

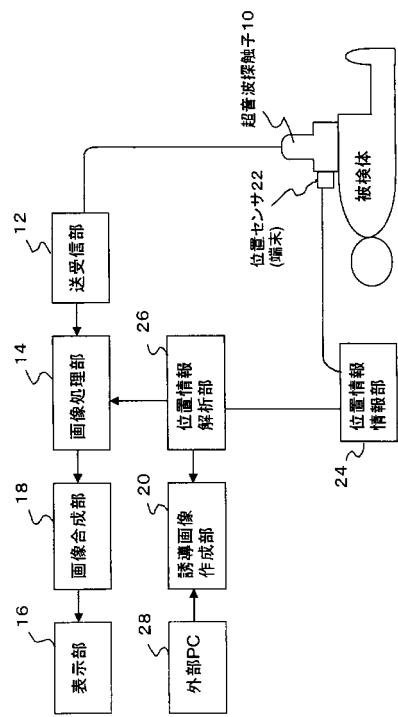
12 送受信部

50

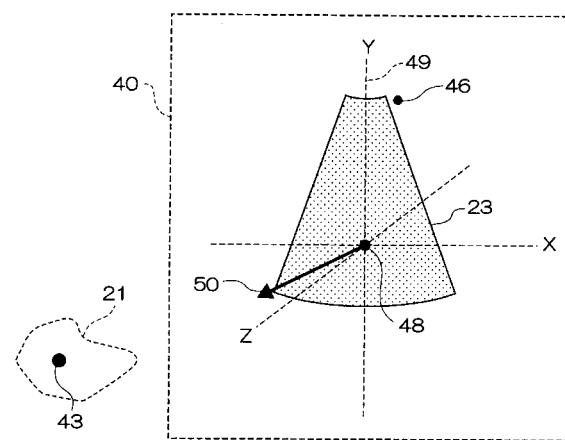
1 4 画像処理部  
 1 6 表示部  
 1 8 画像合成部  
 2 0 誘導画像作成部  
 2 1 目的部位画像  
 2 3 走査範囲画像  
 4 0 誘導画像  
 4 3 目的部位座標  
 4 8 目的部位描画位置  
 5 2 三次元同時表示画像

10

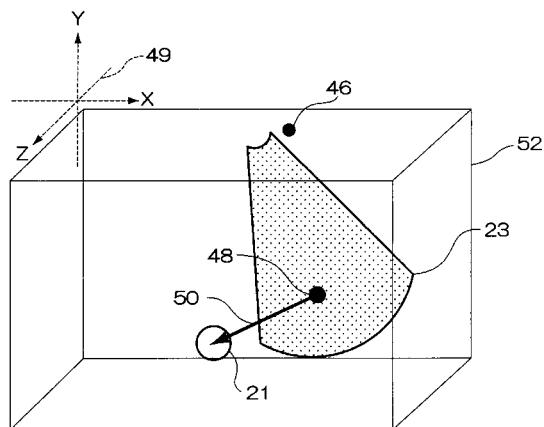
【図1】



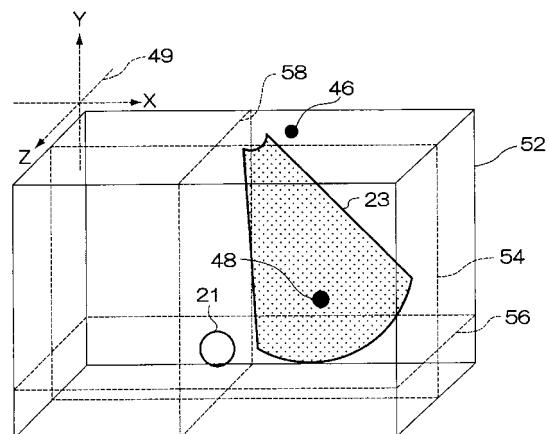
【図2】



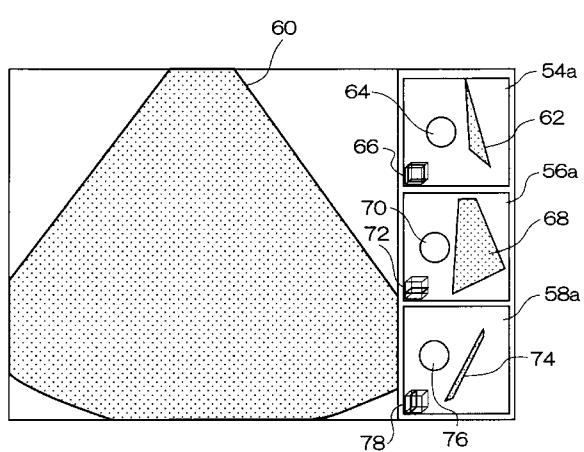
【図3】



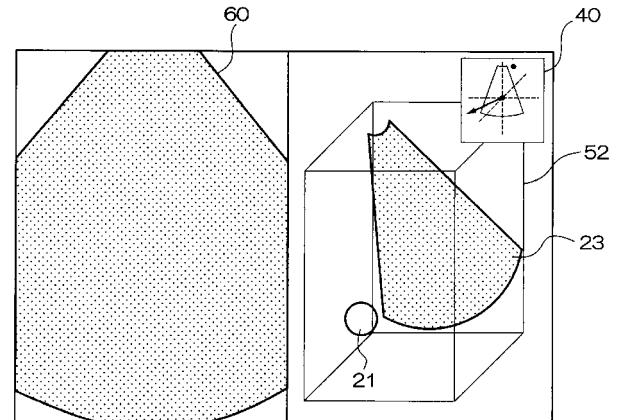
【図4】



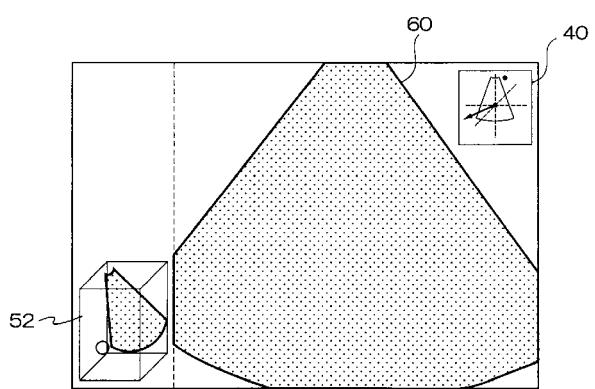
【図5】



【図6】



【図7】



## 【手続補正書】

【提出日】平成17年4月5日(2005.4.5)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 4 0

【補正方法】変更

## 【補正の内容】

## 【0 0 4 0】

目的部位描画位置4 8を $S_1$ とし、その座標を数1式のように表す。また、目的部位座標4 3を $D_1$ とし、その座標を数2式のように表す。ここで数1式及び数2式を4行4列の行例で表すと、目的部位描画位置4 8の座標は数3式のように表され、目的部位座標4 3の座標は数4式のように表される。数3式から数4式への変換行列を行列式 $M_1$ とすると、 $S_1$ 、 $D_1$ 、 $M_1$ は、数6式のように表される。すなわち、目的部位描画位置4 8から目的部位座標4 3に至るまでの距離及び方向を示すベクトルは、数7式の行列式 $M_1$ によって表される。よって、行列式 $M_1$ は、数7式により算定される。具体的には、ベクトルの大きさを $|M_1|$ として算定し、方向を

 $\vec{M}$ 

として算定する。このような行列式 $M_1$ を用いることにより、目的部位描画位置4 8から目的部位座標4 3に至るまで距離を反映したパラーメタ $k$ は、数8式のように表される。数8式の $k$ は、任意の係数である。この係数 $k$ を表示サイズに比例して自動的に変化させて操作経路画像5 0の矢印の長さとすることにより、目的部位描画位置4 8から目的部位座標4 3に至るまで距離を反映させることができる。

专利名称(译)	超音波装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006271588A</a>	公开(公告)日	2006-10-12
申请号	JP2005093622	申请日	2005-03-29
[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		
[标]发明人	辻田剛啓 林哲矢		
发明人	辻田 剛啓 林 哲矢		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL04 4C601/LL33		
其他公开文献	JP4699062B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题：简化了快速而准确地在超声图像中显示目标部位的工作，而不管操作者如何。超声波装置提供探头10，该探头10向被检体发送超声波和从对象接收超声波，将驱动信号提供给探头10，并且处理从探头10输出的接收信号。发送器/接收器12执行，基于从发送器/接收器12输出的接收信号重建超声图像的图像处理单元14，和显示超声图像以及要诊断或治疗的目的的显示单元16。基于该部件的位置数据和探头10的扫描表面的位置数据，对应于探头10的扫描表面的扫描范围图像23和用于将扫描表面引导至目标部件的位置的引导图像40。设置图像合成单元(18)作为用于在显示单元(16)的显示屏上显示的装置。[选择图]图2

