

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5027922号  
(P5027922)

(45) 発行日 平成24年9月19日(2012.9.19)

(24) 登録日 平成24年6月29日(2012.6.29)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 5 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2010-510996 (P2010-510996)	(73) 特許権者	000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(86) (22) 出願日	平成21年2月18日(2009.2.18)	(74) 代理人	110000350 ポレール特許業務法人
(86) 国際出願番号	PCT/JP2009/000668	(72) 発明者	瀬戸 久美子 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28 0番地 株式会社日立製作所 中央研究所 内
(87) 国際公開番号	W02009/136461	(72) 発明者	東 隆 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28 0番地 株式会社日立製作所 中央研究所 内
(87) 国際公開日	平成21年11月12日(2009.11.12)		
審査請求日	平成22年10月27日(2010.10.27)		
(31) 優先権主張番号	特願2008-120870 (P2008-120870)		
(32) 優先日	平成20年5月7日(2008.5.7)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

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】

被検体の生体内部の組織に対し超音波を送受信し、これにより受信信号を出力する超音波探触子と、

前記受信信号に基づいて前記組織の超音波断層像を形成する超音波断層像形成手段と、  
検査対象部位を少なくとも入力する入出力手段と

前記超音波断層像を画像として少なくとも表示する表示手段と、

前記超音波探触子の位置と角度を検出する位置検出手段と、

生体の臓器を含む解剖モデルを記憶するモデル記憶手段と、

前記位置検出手段が検出した位置と角度の情報から、前記被検体のサイズに合わせて倍率補正された解剖モデルに対する前記超音波探触子の撮像面を特定し、前記対象部位を含む当該解剖モデルと、前記撮像面と、前記超音波断層像形成手段から取り込まれた超音波断層像を表示手段に表示させるナビゲーション制御手段を備える制御部と、

前記制御部は、

前記撮像面の位置と角度から所定区間内の複数画像を抽出する画像抽出手段と、

当該抽出された複数画像と前記超音波断層像を照合して、前記超音波断層像と最も近似する画像を取得し、

前記撮像面の位置と当該抽出された画像の位置との差分を基に、前記解剖モデルの位置を補正するモデル位置補正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2】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、位置と角度を含むモデル上の保存面を定義するための保存面情報と、少なくとも一つの参照画像を記憶する保存面情報記憶手段を備え、前記制御部は、前記保存面情報記憶部の所定のテーブルを参照し、表示手段に前記参照画像と、表示された解剖モデル上に前記保存面情報テーブルで定義された保存面を表示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 記載の超音波診断装置において、前記表示手段は、対象部位を表示し、所定の部位を選択するための部位選択部と、前記対象部位を観察するための保存面の名称等の識別情報を表示し、所定の保存面を選択するための保存面名選択部と、前記保存面名選択部で選択された保存面により、該当する参照画像と該当する前記解剖モデル上の保存面を同時に表示することを特徴とする超音波診断装置

10

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、前記入出力手段は前記被検体の生体情報の入力が可能であり、前記制御部は、当該生体情報に基づいて前記解剖モデルを前記被検体のサイズに併せる補正を実行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、前記生体情報は、前記被検体の身長、腹囲の情報を少なくとも含む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】

超音波診断装置に関わり、超音波検査における初学者トレーニングや患者説明、経過観察時の撮像支援等に利用するのに好適な技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、探触子を介し被検体との間で超音波を送受信し、探触子から出力される反射エコー信号に基づき撮像部位の断層像を再構成して表示する装置である。

30

【0003】

このような超音波診断装置は、撮像部位を非侵襲的かつリアルタイムに診断できるため現在、医療分野で広く利用されている。しかしながら、超音波断層像は視野が限られる、超音波に特有の偽像（アーチファクト）がある等により検査者や被検者にとって観察しづらい、また主観的な検査であり客観性に乏しいため検査者の技量による差が大きい等の問題がある。

【0004】

そこで超音波診断装置におけるガイダンス表示や診断部位の特定を容易化するために、特許文献 1 では超音波断層像と共に生体内部を示す参照画像を併せて表示する装置が提案されている。

40

【0005】

【特許文献 1】特開 2002 - 263101 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献 1 では、予め生体内の座標情報と生体内部を示す解剖図を関連づけた解剖図データベースを備え、探触子の位置センサから座標情報を検出し、探触子が保存された座標情報に該当する位置に移動すると、該当解剖図を超音波断層像と共に表示する。

【0007】

50

しかしながら上記文献では、解剖図データベースの座標情報は標準的なモデルを対象に臓器位置を決めて定義されるため、一般的に臓器の位置には個人差がある点や、探触子を押し当てる等の操作により臓器が移動する点があることを考慮すると、実際の臓器位置と合わない可能性がある。

【0008】

また解剖図データベースに予め解剖図を表示したい座標情報を保存しておく必要があるため、全ての任意断面を定義することが難しい。

【0009】

また表示する解剖図は2次元であるために、超音波断層像の撮像面と臓器の3次元的な位置関係が把握しにくい。

【0010】

そこで本発明の課題は、超音波検査における初学者トレーニングや経過観察や患者説明等の支援を目的とし、患者に合わせて解剖モデルの臓器位置の補正をし、補正した解剖モデルを用いて探触子の走査を高精度にナビゲートすることである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記課題を解決するために、本発明の超音波診断装置は、生体内部の組織に対し超音波を送受信し、これにより受信信号を出力する超音波探触子と、前記受信信号に基づいて前記組織の超音波断層像を形成する超音波断層像形成手段と、対象部位等を入力する入出力手段を備え画像を表示する表示手段と、前記超音波探触子の位置と角度を検出する位置検出手段と、生体の臓器を含む解剖モデルを記憶するモデル記憶手段と、前記位置検出手段が検出した位置と角度から、被検体のサイズに合わせて倍率補正された解剖モデルに対する前記超音波探触子の撮像面を特定し、前記対象部位を含む当該解剖モデルと、前記撮像面と、前記超音波断層像形成手段から取り込まれた超音波断層像を表示手段に表示させるナビゲーション制御手段を備える制御部と、前記制御部は、前記撮像面の位置と角度から所定区間内の複数画像を抽出する画像抽出手段と、当該抽出された複数画像と前記超音波断層像を照合して、前記超音波断層像と最も近似する画像を取得し、前記撮像面の位置と当該抽出された画像の位置との差分を基に、前記解剖モデルの位置を補正するモデル位置補正手段とを備えるようにした。

【発明の効果】

【0012】

本発明の超音波診断装置によれば、医師や技師が目的とする断面を効率的に見つけられるため、検査の効率が向上する。また以前撮像した断面と同一の断面を容易にとることができ、検査結果としての客観性が増し、医師や技師の診断を支援する。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本実施形態における超音波診断装置のシステム構成を示す図である。

【図2】解剖モデル記憶手段のテーブル構成例を示す図である。

【図3】表示手段の画面例を示す図である。

【図4】ナビゲーション制御手段の処理フローを示す図である。

【図5】モデル位置補正時の画面展開例を示す図である。

【図6】画像抽出手段の処理フローを示す図である。

【図7】モデル位置補正手段の処理フローを示す図である。

【図8】保存面情報記憶手段におけるテーブル構成例を示す図である。

【図9】保存面呼び出し時の画面例を示す図である。

【図10】ユーザが位置補正前の保存面に撮像面を合わせた時の画面例を示す図である。

【図11】解剖モデルと保存面の位置補正直後の画面例を示す図である。

【図12】ユーザが位置補正後の保存面に撮像面を合わせた時の画面例を示す図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

10

20

30

40

50

以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。

【実施例 1】

【0015】

図 1 は、本発明の全体構成を示すブロック図である。

【0016】

探触子 10 は、被検体の体表面に当てて用いられ、超音波を送受信する送受信器である。超音波断層像形成手段 11 において、探触子 10 から出力される反射エコー信号に対し、増幅、アナログデジタル変換、整相加算等の処理を施し、超音波断層像を再構成され、制御部 12 によって、表示手段 13 に超音波断層像が出力される。

位置検出手段 14 は、探触子 10 の 3 次元空間内の位置と角度を検出する手段である。例えば、位置検出手段 14 に磁気センサを用いる場合は、患者のベッドサイドに磁気発生器を固定し、探触子 10 に磁場を検知する磁気センサを装着する。磁気センサが磁場を検知することにより、磁気発生器を原点とした三次元空間における座標や各軸 (XYZ 軸) 回りの回転角度が検出される。

10

【0017】

解剖モデル記憶手段 15 は、人体内部の臓器を表す計算機上の解剖モデルを記憶する手段である。

【0018】

保存面情報記憶手段 16 は、上記解剖モデルにおける特定の撮像面の情報を記憶する手段である。

20

【0019】

制御部 12 は、ナビゲーション処理手段 120 を具備し、解剖モデル記憶手段 15 から解剖モデルを取り込み、位置検出手段 14 より検出した探触子 10 の位置と角度から、解剖モデルの座標系の位置と角度を算出し、解剖モデル上の撮像面と、撮像面に対応する解剖モデル上の切断面と、超音波断層像を表示手段 13 に出力する。更に制御部 12 は、画像抽出手段 121 とモデル位置補正手段 122 を具備し、解剖モデルの臓器位置を被検体の臓器位置に合わせて補正する。表示手段 13 は、入出力手段 130 を具備し、例えば対象部位等の上記解剖モデルの特定や補正に必要な情報がユーザによって入出力される。

【0020】

次に、図 2 以降を用いて本実施形態における具体的な構成と処理について説明する。

30

【0021】

図 2 に解剖モデル記憶手段 15 におけるテーブル構成の一例を示す。解剖モデル記憶手段 15 には、セット別部位定義テーブル 20、セットマスタテーブル 21、部位マスタテーブル 22、部位別モデルデータ 23 が格納されている。

【0022】

セット別部位定義テーブル 20 は、超音波検査の目的別に参照すべき部位を定義する。例えば、セットマスタテーブル 21 のセット No に対して、部位マスタテーブル 22 の一つ以上の部位 No を関連づける。また部位マスタテーブル 22 には、部位別モデルデータ 23 を特定する情報、例えばファイル名を保持する。この部位別モデルデータ 23 は、3 次元的な形態を表す 3 次元形態画像データであり、例えばサーフェスモデルとして構築し、サーフェスを記述した部位別ファイル群で提供される。各ファイルには、3 次元の物体に関する情報として、モデルの色、透明度、境界 (側面) を構成する三角形の頂点座標等が定義され、各頂点座標は共通のモデル座標系での値となる。ファイルフォーマットは、例えば VRML (Virtual Reality Modeling Language 拡張子 .wrl) 等である。

40

【0023】

なお、本実施形態ではサーフェスモデルの場合で説明するが、部位別モデルデータ 23 は、部位の識別が可能であればボクセルデータ等他の形式をとってもよい。

【0024】

図 3 は、表示手段 13 の画面例を示す。表示手段 13 は、モデル表示エリア 30、切断面表示エリア 31、超音波断層像表示エリア 32、各種入出力手段 1301 ~ 1305 で

50

構成される。モデル表示エリア30には、解剖モデル記憶手段15より読み込んだ解剖モデル300と、探触子10の位置と角度に該当する撮像面オブジェクト301が表示され、撮像面オブジェクト301と同一の面で解剖モデル300を切断した面が切断面表示エリア31に表示される。入出力手段には、解剖モデル300を読み込むためにセット名を入力するセット名選択部1301や、セット名選択部1301で選択したセットに対応する部位名を表示し、後の補正処理時に対象部位を指定する部位名選択部1302を含む。また、初期位置合わせボタン1303、ナビゲーション開始ボタン1304はナビゲーション処理時に、補正ボタン1305は補正処理時にユーザが押下する。

#### 【0025】

次に、本実施形態におけるナビゲーション処理手段120について、図4の処理フローを用いて説明する。まずステップ400では、セットマスタテーブル21のセット名をセット名選択部1301に出力する。ステップ401では、ステップ400で指定されたセット名に該当する解剖モデルをモデル表示エリア30に出力する。即ち、ユーザがセット名「上腹部」を選択すると、セットNoをキーにセット別部位定義テーブル20を検索し、さらに該当する部位Noをキーに部位マスタテーブル22を検索し、当該部位名「肝臓、胆嚢、膵臓、脾臓、右腎、左腎」を取得し、部位名選択部1302に出力する。また、当該部位別モデルデータ23のファイル名を取得し、各ファイル「肝臓.wrl、胆嚢.wrl、膵臓.wrl、脾臓.wrl、右腎.wrl、左腎.wrl」を読み込み、モデル座標系の原点とモデル表示エリア30の3次元座標系の原点に合わせて、解剖モデル300をモデル表示エリア30に出力する。ステップ402では、撮像面オブジェクト301を作成し、モデル表示エリア30に出力する。本実施形態の撮像面オブジェクト301は、超音波断層像の画像サイズに合わせた四角形をとるが、さらに超音波断層像の形状に合わせた扇形等の形状をとってもよい。ステップ403では、患者に合わせてモデルの表示倍率を補正する。

#### 【0026】

ここでは、患者の身長、腹囲等の生体情報を倍率補正パラメータとして入出力手段等を介して取得し、モデル体表面の表示倍率を補正する。本実施形態では、モデル体表面の表示倍率のみ補正するが、CTやMRI等の医用画像の結果が事前にある場合には、上記医用画像から画像処理により特徴点を抽出し、被検者の部位の形状に合わせて補正してもよい。ステップ404では、磁気発生器座標系とモデル座標系の初期設定を行なう。即ち、初期設定時の磁気発生器座標系での探触子10の位置検出手段14のセンサが出力する位置と角度、初期設定時のモデル座標系での撮像面オブジェクト301の位置と角度、を取得する。この場合のユーザ操作としては、例えば、探触子10を生体の特定の位置（へそ上の横走査）に合うように配置し、モデル表示エリア30の撮像面オブジェクト301を探触子10と同様の特定の位置（へそ上の横走査）に合うようにマウス等で移動させてから、初期位置合わせボタン1303を押下する。ステップ405では、磁気発生器座標系とモデル座標系の座標変換行列を作成する。ここでは、ステップ404で取得した探触子10の位置と角度と、撮像面オブジェクト301の位置と角度より、座標変換行列を算出する。

一般的に回転と平行移動を行なう座標変換行列は、(1)式で表現される。このうち、 $r11 \sim r33$ は回転成分、 $Ax, Ay, Az$ は平行移動成分である。

$$A = \begin{bmatrix} r11, r12, r13, 0, \\ r21, r22, r23, 0, \\ r31, r32, r33, 0, \\ Ax, Ay, Az, 1 \end{bmatrix} \cdots \cdots (1)$$

ここで各成分の算出方法は公知の技術を用いる。例えば特開2005-296436では、被検体と磁気発生器に平行して被検体を配置し、磁気発生器座標系とモデル座標系の回転成分の変化はないと想定し、初期設定時に取得した磁気発生器座標系の値とモデル座標系の値のペアから平行移動成分のみ算出する。また例えば初期設定時に3点以上の磁気発生器座標系の値とモデル座標系の値のペアをとり、M.Muller et al, Meshless Deformations Based on shape Modeling, Proc of SIGGRAPH'05, pp. 471-478(2005)等で示される方法で、回転

10

20

30

40

50

成分と平行移動成分を算出してよい。ステップ406では、ユーザがナビゲーション開始ボタン1304を押下すると、探触子10の位置検出手段14のセンサが出力する位置と角度を取得し、ステップ407では、ステップ406の位置と角度とステップ405で算出した座標変換行列より、モデル座標系における位置と角度を算出する。ステップ408では、ステップ407のモデル座標系における位置と角度から撮像面オブジェクト301の平行移動や回転処理を行なう。ステップ409では、先に倍率補正した解剖モデル300に対して、ステップ407のモデル座標系における位置と角度から特定できる面で切断面を作成する。切断面の作成は、例えば、ステンシルバッファを利用する方法やテクスチャマッピング等、コンピュータグラフィックス等で用いられる一般的な方法をとる。ステップ410では、超音波断層像形成手段11より超音波断層像を取得する。ステップ411では、モデル表示エリア30と切断面表示エリア31と超音波断層像表示エリア32を再描画する。モデル表示エリア30には、倍率補正された解剖モデル300とステップ408で移動後の撮像面オブジェクト301を出力する。切断面表示エリア31にはステップ409で作成した切断面を出力する。超音波断層像表示エリア32にはステップ410で取得した超音波断層像を出力する。ステップ412では、ユーザがナビゲーション終了ボタンを押下したか否かを判定し、ナビゲーション中であれば上記ステップ406を実行し、ナビゲーション中でなければ処理を終了する。

#### 【0027】

次に本実施形態の解剖モデルの補正処理について図5～図7を用いて説明する。図5は、補正時の画面展開例を示す。図5(a)には補正前の表示手段13、(b)には補正後の表示手段13を示す。(a)では前述のナビゲーション制御部120の処理により、モデル表示エリア30には解剖モデル300上に撮像面オブジェクト301が表示され、切断面表示エリア31には撮像面オブジェクト301と同一の位置で切断した解剖モデル300の切断面、超音波断層像表示エリア32には超音波断層像が表示されている。ここで、ユーザが臓器位置の個体差により超音波断層像と切断面が異なると判断した場合、部位名選択部1302にて対象部位を選択し、補正ボタン1305を押下する。すると、画像抽出手段121により超音波断層像と近似する解剖モデル300上の断面位置50算出し、モデル位置補正手段121により、もとの撮像面オブジェクト301の位置と上記断面位置50の差分だけ、解剖モデル300を移動させる。その結果、(b)の補正後の表示手段13に示すように、切断面表示エリア31には、超音波断層像と同一の切断面が出力される。

#### 【0028】

次に上記補正処理の処理フローについて詳細に説明する。

#### 【0029】

図6は画像抽出手段121の処理フローを示す。

#### 【0030】

ステップ600では、部位名選択部1302で入力された対象部位を取得する。ステップ601では、ステップ406と同様に探触子10の位置検出手段14によりセンサが出力する位置と角度を取得し、ステップ602では、ステップ407と同様に座標変換を行い撮像面オブジェクト301の位置と角度を算出する。ステップ603では、撮像面オブジェクト301と同一角度の面をX軸方向、Y軸方向、Z軸方向に一定間隔で平行移動させる。ステップ604では、撮像面オブジェクト301がステップ600で取得した対象部位内かどうか判定する。対象部位内であれば、ステップ605において、ステップ409と同様に解剖モデル300に対して座標変換後の位置と角度から切断面を作成する。ステップ606では、ステップ605で作成した各切断面 $S_i$ とその位置 $P_i$ 、現在の撮像面の位置 $p_0$ をメモリ上に保存する。なお、本実施形態では対象部位が単独の場合を示したが、部位名選択部1302で複数部位選択される場合は、ステップ604で複数部位内に含まれるか判定する。これにより、ユーザが超音波断層像に何の臓器が描出されているか不明確であっても、補正が可能になる。また、本実施形態では、ステップ603で撮像面オブジェクト301と同一の角度の面を探索する例を示したが、撮像面オブジェクト301の

角度をもとに一定範囲内で角度をかえて面を探索しても良い。

#### 【0031】

図7はモデル位置補正手段122の処理フローを示す。ステップ700では、超音波断層像形成手段11より超音波断層像と、照射深度や視野角等の撮像条件を取得する。ステップ701では、画像抽出手段121で取得した各切断面 $S_i$ 、切断位置 $P_i$ 、現在の撮像面の位置 $P_0$ を取得する。ステップ702では、各切断面 $S_i$ に対してステップ700で取得した撮像条件から、扇形にマスクする等の超音波断層像と照合しやすい形式に加工する。ステップ703では、ステップ702で加工した各切断面に対して、ステップ700で取得した超音波断層像と照合し、近似する切断面の切断位置を算出する。画像の類似度を測る尺度は、一般的な方法を取り、例えば差分(squared intensity differences : SID)、相関係数(correlation coefficient : CC)、相互情報量(mutual information : MI)、標準化相互情報量(normalized mutual information : NMI)等を用いる。このうち例えばNMIは、Josien P. W. Pluim, et al, "Mutual information based registration of medical images: a survey", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING 2003等にあるように異なる種類の画像の位置合わせに一般的に用いられる方法であり、NMIが最大になる画像が最も類似度が高いとされる。そこでステップ703では、NMIが最大になる切断面位置 $P_k$ を算出する。ステップ704では、ステップ703で取得した切断面位置 $P_k$ とステップ701で取得した撮像面の位置 $P_0$ との差分だけ、解剖モデル300の位置を平行移動させる。最後にステップ705ではモデル表示エリア30と切断面表示エリア31を再描画する。なお、本実施形態では、画像抽出手段121及びモデル位置補正手段122において、解剖モデル300に対する切断面を作成し超音波断層像との類似度を算出したが、超音波断層像形成手段11において予め撮像した超音波断層像から3次元像を再構成し、3次元超音波断層像を対象に切断面を作成して現在の超音波断層像と照合してもよい。

#### 【0032】

以上のような実施形態をとることで、ユーザが臓器と撮像面の3次元的位置関係がより高精度に判り、探触子で走査する際に目的とする断面がとりやすくなるという効果がある。

#### 【0033】

次に第二の実施例について説明する。本実施形態のシステム構成は、第一の実施例の構成に加えて保存面情報記憶手段16をもつ。

#### 【0034】

図8に保存面情報記憶手段16の一例を示す。保存面情報記憶手段16には、部位別保存面テーブル80、保存面定義テーブル81、参照画像イメージデータ82が格納されている。部位別保存面テーブル80は、部位別に参照すべき保存面とその表示順序を格納し、具体的には、前述の部位マスタテーブル22の部位 $N_o$ に対して保存面定義テーブル81の一つ以上の保存面 $N_o$ が関連づけられている。

#### 【0035】

保存面定義テーブル81は、保存面名と、位置、角度、視野深度、視野角等の保存面の表示情報と、保存面と共に表示したい参照画像情報が格納され、それぞれ保存面を一意に特定する情報、例えば保存面 $N_o$ で管理される。本実施形態では、位置は3次元座標値、角度は3軸からの回転角度を保持しているが、後に表示手段13で保存面を再現できる形式であれば他のパラメータを保持してもよい。例えば、同一直線上にない任意の3点の座標値、4つの頂点の座標値、ある基準面からの回転や平行移動を表す変換行列等で表す。ただし、いずれも同一のモデル座標系で定義されるものとする。また参照画像イメージデータ82は、保存面呼び出し時にユーザが同時に参照したい参照画像、例えば本来描出されるべき超音波断層像等であり、参照画像イメージデータ82における例えばファイル名を保持する。

#### 【0036】

次に、本実施形態における保存面へのナビゲーションについて図9の画面例で説明する。図9は、図3の画面構成に加えて、保存面選択エリア90、参照画像表示エリア91、

10

20

30

40

50

保存面オブジェクト 9 2 をもつ。まず制御部 1 2 は、保存面定義テーブル 8 1 を検索し、当該保存面名を保存面選択エリア 9 0 に出力する。ここで例えば、ユーザが保存面選択エリア 9 0 の保存面名「右肋骨弓下 1」を指定すると、制御部 1 2 は、保存面定義テーブル 8 1 を検索し参照画像ファイル名「Image\_001.jpg」を取得する。次に、参照画像イメージデータ 8 2 の該当ファイルを読み込み、参照画像表示エリア 9 1 に出力する。なお、保存面定義テーブル 8 1 の参照画像情報を複数もたせ、参照画像表示エリア 8 1 に複数表示してもよい。また制御部 1 2 は、同様に保存面定義テーブル 8 1 から取得した該当表示情報（X座標-32、Y座標-45、Z座標-100、X軸回転8°、Y軸回転44°、Z軸回転-44°、照射深度190mm、視野角A）により、表示用の保存面オブジェクト 9 2 を作成し、モデル表示エリア 3 0 において先に出力された解剖モデル 3 0 0 上に出力する。一方、ユーザが初期位置合わせボタン 1 3 0 3 及びナビゲーション開始ボタンを押下すると、前述のナビゲーション処理手段 1 2 0 の処理により、探触子 1 0 に連動して、モデル表示エリア 3 0 の撮像面オブジェクト 3 0 1 や切断面表示エリア 3 1 の切断面、超音波断層像表示エリア 3 2 の断層像が変更される。そこでユーザは、撮像面オブジェクト 3 0 1 を保存面オブジェクト 9 2 に合わせるように探触子 1 0 を走査することで、保存面へナビゲートすることができる。

10

#### 【 0 0 3 7 】

次に、上記保存面へのナビゲーション時の補正処理について図 1 0 ~ 図 1 2 を用いて説明する。図 1 0 は、ユーザが撮像面オブジェクト 3 0 1 を図 9 の位置から位置補正前の保存面オブジェクト 9 2 の位置に合わせた時の画面例である。図 9 の時点から探触子が動いたので、モデル表示エリア 3 0 の撮像面オブジェクト 3 0 1、切断面表示エリア 3 1 の切断面、超音波断層像表示エリア 3 2 の断層像が変更される。ここで、切断面表示エリア 3 1 の切断面と参照画像表示エリア 9 1 の参照画像は同一になるはずである。しかし超音波断層像表示エリア 3 2 の断層像については、患者の臓器位置が解剖モデルと異なる場合があり、図 1 0 に示すように、必ずしも同一にならない可能性がある。そこでユーザが超音波断層像表示エリア 3 2 の断層像と参照画像表示エリア 9 1 の断層像を比較して異なる断面であると判断した場合は、部位選択部 1 3 0 2 から超音波断層像表示エリア 3 2 の断層像で現在描出されている臓器を選択し（不明の場合はその周辺臓器を複数選択）、補正ボタン 1 3 0 5 を押下する。この上記補正の有無の判断は、参照画像表示エリア 9 1 の断層像を表示しなくとも、超音波断層像表示エリア 3 2 の断層像と参照画像表示エリア 9 1 の断層像の画像照合等を行い制御部 1 2 が半自動又は自動的に判断してもよい。

20

30

#### 【 0 0 3 8 】

図 1 1 は、システムが解剖モデル 3 0 0 及び保存面オブジェクト 9 2 の位置補正した直後の画面例を示す。制御部 1 2 は、補正ボタン 1 3 0 5 が押下されると、前述の画像抽出手段 1 2 1 とモデル位置補正手段 1 2 2 により補正のための移動量を算出し、その移動量より解剖モデル 3 0 0 を移動し、それに伴い保存面オブジェクト 9 2 も移動する。ここでは、モデルを移動させるため、超音波断層像表示エリア 3 2 の断層像は変更されず、切断面表示エリア 3 1 の切断面が超音波断層像表示エリア 3 2 と同一になる。図 1 2 は、ユーザが撮像面オブジェクト 3 0 1 を位置補正後の保存面オブジェクト 9 2 の位置に合わせた時の画面例である。ユーザが、図 1 2 に示すように、撮像面オブジェクト 3 0 1 を新しく移動した保存面オブジェクト 9 2 に合わせるように探触子 1 0 を走査する。すると、切断面表示エリア 3 1 の切断面、超音波断層像表示エリア 3 2 の断層像、参照画像表示エリア 9 1 の断層像がすべて同一な面を示して描画される。

40

#### 【 0 0 3 9 】

以上のことから、従来探触子により、手探りで目的とする断面を探していたのに対して、少なくとも回数あれば目的とする断面にたどりつけるため、検査の効率を向上させる効果がある。また健診時等の検査者の初学者トレーニングや、保存面を患者ごとに保存すれば経過観察時に役立てることができる。

#### 【 0 0 4 0 】

次に第三の実施例について図 9 の画面例と図 8 のテーブル構成例を用いて説明する。

50

## 【 0 0 4 1 】

ユーザが部位選択エリア 1 3 0 2 の部位名「肝臓」を指定すると、制御部 1 2 は、部位名「肝臓」の部位Noをキーに、部位別保存面テーブル 8 0 を検索し、当該保存面名「右肋骨弓下 1、右肋骨弓下 2、右肋間、上腹部矢状断、上腹部横断」と表示順序を取得し、表示順序に従い保存面名を保存面選択エリア 9 0 に出力する。ユーザが保存面選択エリア 9 0 の保存面名「右肋骨弓下 1」を指定すると、制御部 1 2 は、保存面名「右肋骨弓下 1」の保存面Noをキーに保存面定義テーブル 9 1 や参照画像イメージデータ 8 2 を検索し、当該表示情報からモデル表示エリア 3 0 において先に出力された解剖モデル上に保存面オブジェクト 3 0 0 を出力する。それと同時に制御部 1 2 は、保存面定義テーブル 8 1 より該当する参照画像ファイル名「us\_img001.jpg」を取得し、該当する参照画像イメージデータ 9 2 を参照画像表示エリア 9 1 に出力する。このように臓器別に走査すべき面を順序と共に表示しユーザが目的とする保存面を選択することで、走査の見落とし防止やトレーニングに役立てることができる。

10

## 【 0 0 4 2 】

なお、上記では対象部位を選択してから該当する保存面名を選択する方式を説明したが、最初から保存面名を選択する形式をとってもよい。これにより、健診等で用いられる基本走査では一つの走査で複数の臓器を描出して診断する場合があるため、効率的に目的とする保存面を呼び出すことができる。

## 【 産業上の利用可能性 】

## 【 0 0 4 3 】

超音波診断装置に関わり、超音波検査における初学者トレーニングや患者説明、経過観察時の撮像支援等に利用するのに好適な技術に関する。

20

## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 4 4 】

- 1 0 探触子
- 1 1 超音波断層像形成手段
- 1 2 制御部
- 1 3 表示手段
- 1 4 位置検出手段
- 1 5 解剖モデル記憶手段
- 1 6 保存面情報記憶手段
- 1 2 0 ナビゲーション制御手段
- 1 2 1 画像抽出手段
- 1 2 2 モデル位置補正手段
- 1 3 0 入出力手段
- 2 0 セット別部位定義テーブル
- 2 1 セットマスタテーブル
- 2 2 部位マスタテーブル
- 2 3 部位別モデルデータ
- 3 0 モデル表示エリア
- 3 1 切断面表示エリア
- 3 2 超音波断層像表示エリア
- 3 0 0 解剖モデル群
- 3 0 1 撮像面オブジェクト
- 1 3 0 1 セット名選択部
- 1 3 0 2 部位名選択部
- 1 3 0 3 初期位置合わせボタン
- 1 3 0 4 ナビゲーション開始ボタン
- 1 3 0 5 補正ボタン
- 5 0 超音波断層像位置

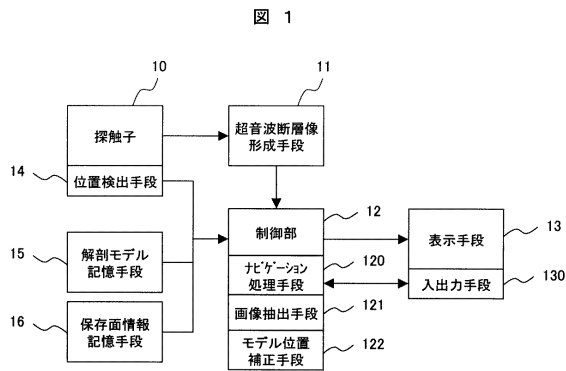
30

40

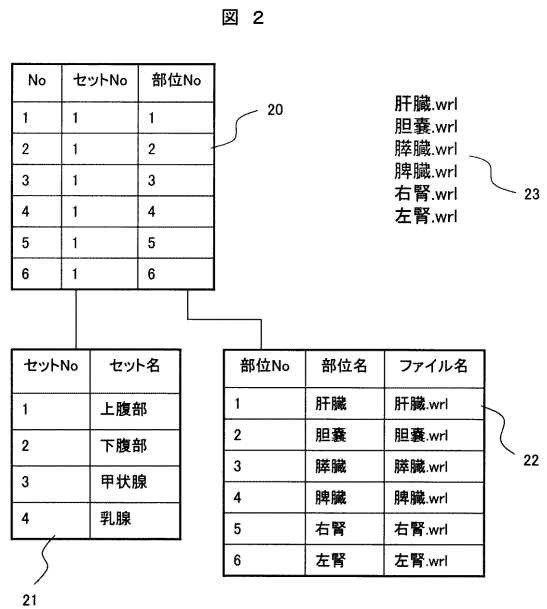
50

- 8 0 部位別保存面テーブル
- 8 1 保存面定義テーブル
- 8 2 参照画像イメージデータ
- 9 0 保存面選択エリア
- 9 1 参照画像表示エリア
- 9 2 保存面オブジェクト。

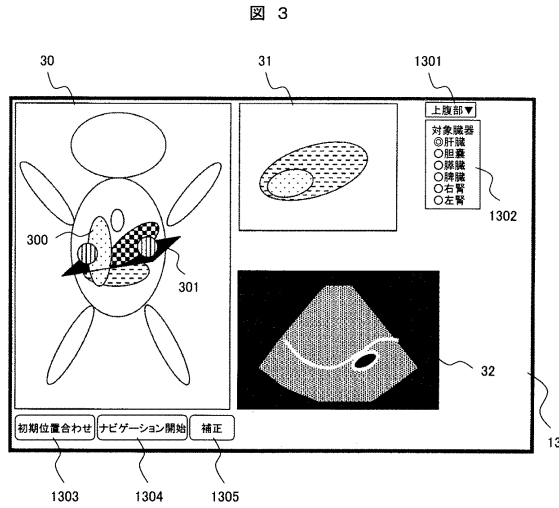
【図 1】



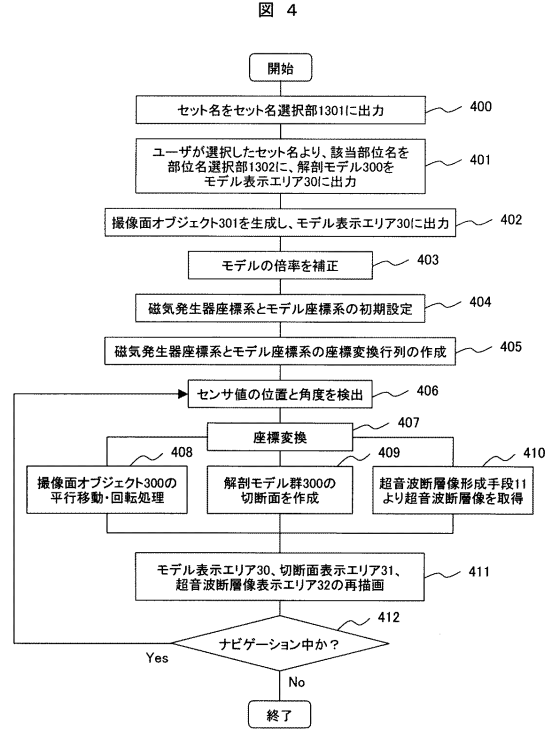
【図 2】



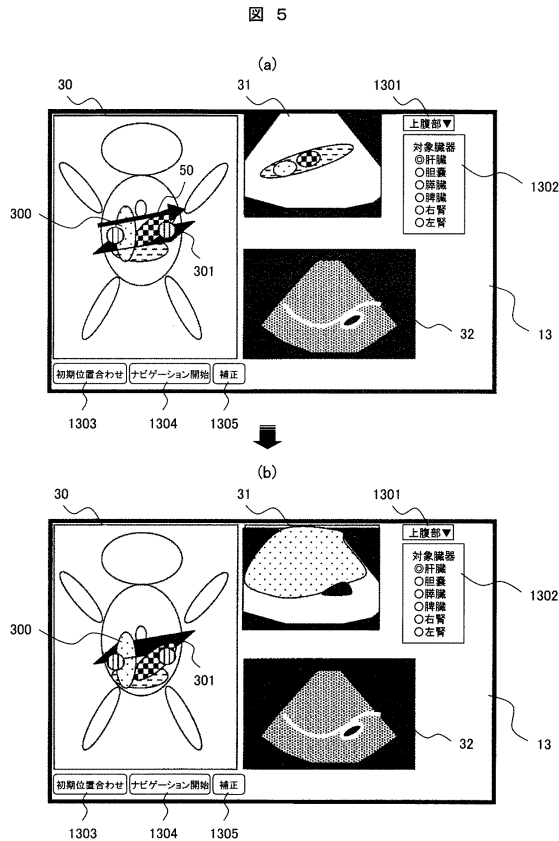
【 図 3 】



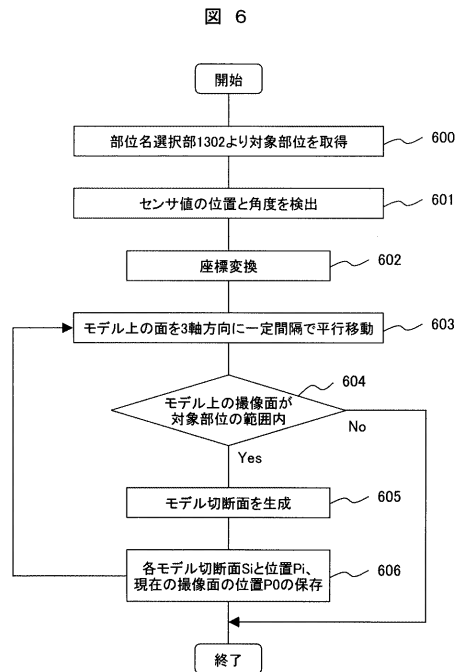
【 図 4 】



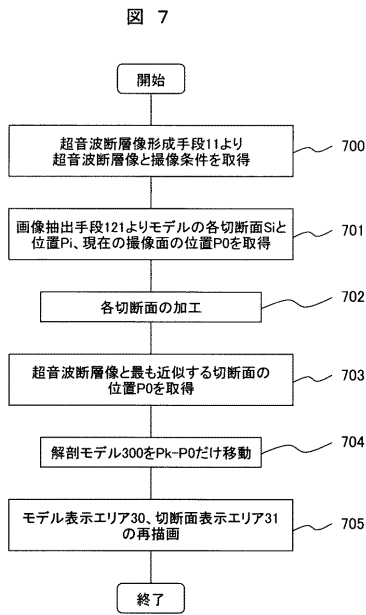
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】

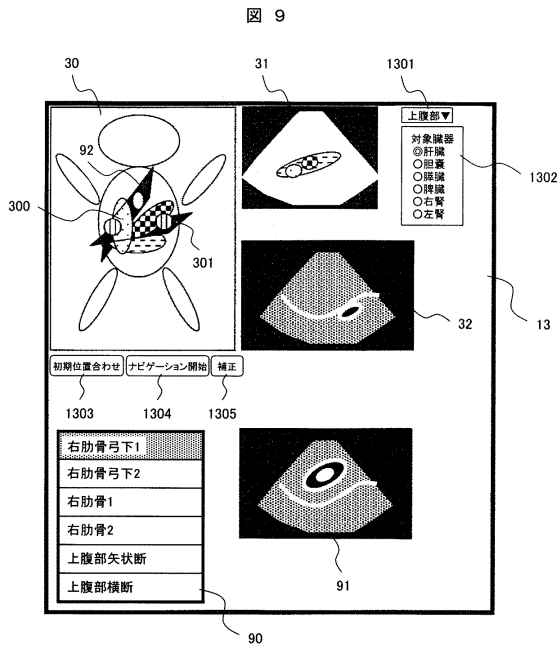
図 8

No	部位No	保存面No	表示順序
1	1	1	1
2	1	2	2
3	1	3	3
4	1	4	4
5	1	5	5
6	1	6	6

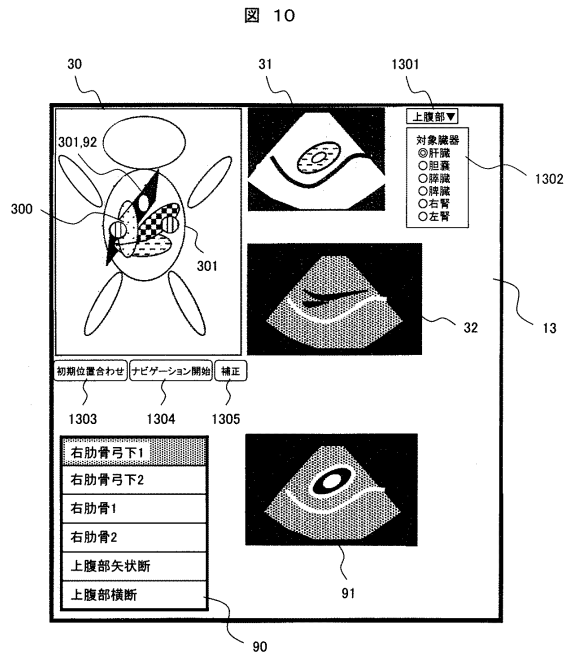
image\_001.jpg  
image\_002.jpg  
image\_003.jpg  
image\_004.jpg  
image\_005.jpg  
image\_006.jpg

保存面No	保存面名	X	Y	Z	X軸回転角	Y軸回転角	Z軸回転角	参照画像ファイル	照射深度	照射視野角
1	右肋骨弓下1	-32	-45	-100	8	44	-14	image_001.jpg	190	A
2	右肋骨弓下2	-32	-45	-102	-14	44	-14	image_002.jpg	190	A
3	右肋骨1	-32	-52	-89	-14	119	-14	image_003.jpg	190	A
4	右肋骨2									
5	上腹部矢状断									
6	上腹部横断									

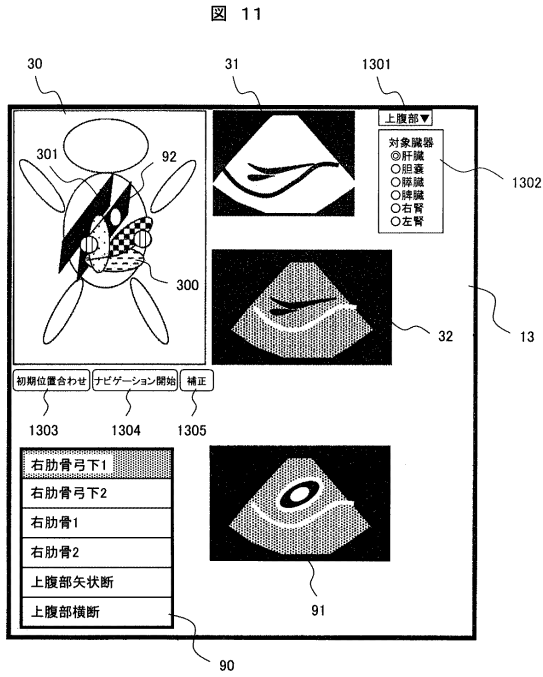
【 図 9 】



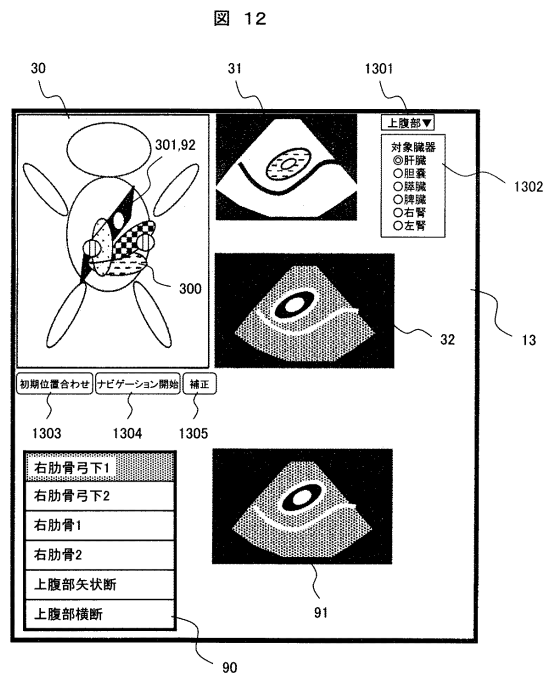
【 図 10 】



【図 11】



【図 12】



---

フロントページの続き

(72)発明者 佐々木 元

日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開2002 - 263101 ( J P , A )

特開2007 - 125179 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5027922B2</a>	公开(公告)日	2012-09-19
申请号	JP2010510996	申请日	2009-02-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	瀬戸久美子 東隆 佐々木元		
发明人	瀬戸久美子 東隆 佐々木元		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
优先权	2008120870 2008-05-07 JP		
其他公开文献	JPWO2009136461A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

通过使用具有器官的解剖模型来高精度地导航由探针进行的扫描，该器官的位置根据患者的位置被校正。超声检查仪包括控制单元（12），用于检测探针（10）的位置和角度的位置检测装置（14）以及存储具有生物器官的解剖模型的解剖模型存储装置（15）。控制单元（12）包括用于显示所拾取的表面的导航装置（120）以及解剖模型的横截面，所述解剖模型的放大倍率根据所检测到的位置和角度根据患者进行校正，并与超声检查图一起显示。图像提取装置（121），用于以与所拾取的表面相同的角度提取预定截面的图像；以及模型位置校正装置（122），用于将提取的图像与超声波图像进行核对，以获取最接近图像的图像。超声检查，并根据所拾取表面的位置与所提取图像的位置之间的差异来校正解剖模型的位置。

图 1

