

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2006/059668

発行日 平成20年6月5日(2008.6.5)

(43) 国際公開日 平成18年6月8日(2006.6.8)

(51) Int. Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

出願番号	特願2006-547993 (P2006-547993)	(71) 出願人	000153498
(21) 国際出願番号	PCT/JP2005/022056		株式会社日立メディコ
(22) 国際出願日	平成17年12月1日(2005.12.1)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(31) 優先権主張番号	特願2004-351489 (P2004-351489)	(74) 代理人	100098017
(32) 優先日	平成16年12月3日(2004.12.3)		弁理士 吉岡 宏嗣
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	山本 雅
			千葉県流山市南流山7-22-22
		Fターム(参考)	4C601 BB03 EE11 GA18 JC20 JC32
			JC37 KK21 KK24 KK30 KK31
			LL33

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波装置、超音波撮像プログラム及び超音波撮像方法

(57) 【要約】

超音波装置は、被検体Hとの間で超音波を送受する探触子10と、探触子10に送波用駆動信号を供給すると共に、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き超音波断層像を構成する超音波像構成部14と、超音波像を表示する画像表示部16とを備え、探触子10の位置データと、予め取得した被検体Hに関するボリュームデータに設定された関心領域の位置データとに基づき、探触子10のスキャン面を被検体Hの関心領域の位置に誘導するガイド情報を生成して画像表示部16に表示させるガイド情報演算部20を有する。

【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、該超音波探触子に送波用駆動信号を供給する送信手段と、前記超音波探触子から出力される受信信号を処理する受信手段と、該受信手段から出力される信号に基づき超音波像を構成する画像構成部と、前記超音波像を表示する表示手段とを備えた超音波装置において、

前記超音波探触子の位置データと予め取得したボリュームデータに設定された関心領域の位置データとに基づき、前記超音波探触子のスキャン面を前記関心領域の位置に誘導するガイド情報を生成して前記表示手段に表示させるガイド情報生成手段を有することを特徴とする超音波装置。

10

【請求項 2】

前記ガイド情報生成手段は、前記超音波探触子の位置データを設定時間間隔で取り込み、前記超音波探触子の位置データと前記関心領域の位置データとに基づき、前記関心領域に対する前記超音波探触子の相対位置を演算し、該相対位置から前記ガイド情報を生成する請求項 1 に記載の超音波装置。

【請求項 3】

前記ガイド情報生成手段は、前記超音波探触子の位置データと前記関心領域の位置データとに基づき、前記関心領域に対する前記超音波探触子の相対位置を演算し、該相対位置の大きさの変化に追従して表示形態が変わる画像を前記ガイド情報として構成する請求項 1 に記載の超音波装置。

20

【請求項 4】

前記ガイド情報生成手段は、前記超音波探触子の位置データと前記関心領域の位置データとに基づき、前記関心領域に対する前記超音波探触子の相対位置を演算し、該相対位置の大きさの変化に追従して発音間隔を変える指令を発音手段に出力する請求項 1 に記載の超音波装置。

【請求項 5】

前記ガイド情報生成手段は、前記超音波探触子の移動方向、移動量、傾斜角、回転方向の少なくとも 1 つを示す前記ガイド情報を生成する請求項 1 に記載の超音波装置。

【請求項 6】

前記表示手段は、前記超音波探触子のスキャン面に対応する超音波像と前記ガイド情報とが同一画面に表示される請求項 1 に記載の超音波装置。

30

【請求項 7】

前記被検体に関するボリュームデータを取り込む取得手段と、前記ボリュームデータに前記関心領域の位置データを設定する関心領域設定手段とを備えてなる請求項 1 に記載の超音波装置。

【請求項 8】

前記関心領域設定手段は、前記ボリュームデータに基づき複数の断層画像を構成し、該複数の断層画像のうちの断層画像上に前記関心領域を指定させる請求項 7 に記載の超音波装置。

【請求項 9】

前記関心領域設定手段は、前記ボリュームデータに基づき前記関心領域の断面方向が異なる複数の断層画像を構成し、該関心領域の複数の断層画像から一の断層画像を選択させるものとし、

40

前記ガイド情報生成手段は、前記超音波探触子のスキャン面を前記一の断層画像の断面に誘導する情報を前記ガイド情報として構成する請求項 7 に記載の超音波装置。

【請求項 10】

前記表示手段は、前記超音波探触子のスキャン面に対応する超音波像と、前記ボリュームデータに基づき構成され前記超音波像と同一断面のリファレンス画像と、前記ガイド情報とが同一画面に表示される請求項 7 に記載の超音波装置。

【請求項 11】

50

前記表示手段は、前記ボリュームデータに基づき構成された三次元画像に、前記超音波探触子のスキャン面に対応する画像が同一座標系で合成して表示される請求項 7 に記載の超音波装置。

【請求項 1 2】

前記表示手段は、前記ボリュームデータに基づき構成された格子状の透明模型画像に、前記超音波探触子のスキャン面に対応する画像と前記関心領域に対応する画像が同一座標系で合成して表示される請求項 7 に記載の超音波装置。

【請求項 1 3】

前記ボリュームデータ取得手段は、超音波撮像装置、X線CT撮像装置、磁気共鳴撮像装置の少なくとも 1 つにより構成された前記ボリュームデータを取得する請求項 7 に記載の超音波装置。 10

【請求項 1 4】

被検体との間で超音波を送受する超音波探触子に送波用駆動信号を供給する手順と、前記超音波探触子から出力される受信信号を処理する手順と、前記受信処理後の信号に基づき超音波像を構成する手順と、前記超音波像を表示する手順とを制御用コンピュータに実行させる超音波撮像プログラムにおいて、

前記超音波探触子の位置データと予め取得したボリュームデータに設定された関心領域の位置データとに基づき、前記超音波探触子のスキャン面を前記関心領域の位置に誘導するガイド情報を生成して表示手段に表示させる手順を前記制御用コンピュータに実行させることを特徴とする超音波撮像プログラム。 20

【請求項 1 5】

被検体との間で超音波を送受する超音波探触子に送波用駆動信号を供給する工程と、前記超音波探触子から出力される受信信号を処理する工程と、前記受信処理後の信号に基づき超音波像を構成する工程と、前記超音波像を表示する工程とを備えた超音波撮像方法において、

前記超音波探触子の位置データと予め取得したボリュームデータに設定された関心領域の位置データとに基づき、前記超音波探触子のスキャン面を前記関心領域の位置に誘導するガイド情報を生成して表示手段に表示させる工程を有することを特徴とする超音波撮像方法。 30

【請求項 1 6】

前記ガイド情報を生成する工程は、前記超音波探触子の位置データと前記関心領域の位置データとに基づき、前記関心領域に対する前記超音波探触子の相対位置を演算し、該相対位置に基づいて前記ガイド情報を生成する請求項 1 5 に記載の超音波撮像方法。

【請求項 1 7】

前記ガイド情報を生成する工程は、前記超音波探触子の位置データと前記関心領域の位置データとに基づき、前記関心領域に対する前記超音波探触子の相対位置を演算し、該相対位置の大きさの変化に追従して発音間隔を変える指令を生成する請求項 1 5 に記載の超音波撮像方法。

【請求項 1 8】

前記ガイド情報を生成する工程は、前記超音波探触子の位置データと前記関心領域の位置データとに基づき、前記関心領域に対する前記超音波探触子の相対位置を演算し、該相対位置の大きさの変化に追従して表示形態が変わる画像を前記ガイド情報として生成する請求項 1 5 に記載の超音波撮像方法。 40

【請求項 1 9】

前記ガイド情報を生成する工程は、前記超音波探触子の移動方向、移動量、傾斜角、回転方向の少なくとも 1 つを示す前記ガイド情報を生成する請求項 1 5 に記載の超音波撮像方法。

【請求項 2 0】

前記超音波像を表示する工程は、前記超音波探触子のスキャン面に対応する超音波像と前記ガイド情報とが同一画面に表示される請求項 1 5 に記載の超音波撮像方法。 50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の関心領域を超音波像に描出させる超音波撮像技術に関する。

【0002】

被検体に関する超音波像を撮像する超音波装置は、超音波探触子に送波用の駆動信号を供給して被検体に超音波を送波し、被検体から生じた反射エコーを超音波探触子で受信し、その受信信号に基づき超音波像（例えば、超音波断層像）を再構成して表示する。

【0003】

このような超音波装置においては、被検体の治療効果を確認する場合や、超音波治療を施す場合などは、被検体に前もって設定した関心領域を超音波断層像に再描画させることが行われる。

【0004】

例えば、被検体を治療する前に、被検体に関する三次元画像データ（以下、ボリュームデータという）が取得される。次に、ボリュームデータに被検体の治療部位が関心領域として設定される。そして、被検体を治療した後又は治療中に、超音波探触子の位置や傾きを調整することにより、超音波探触子のスキャン面が関心領域の位置に合わせられる。これによって治療後又は治療中の関心領域が超音波断層像に再描画される。また同時に、超音波断層像と同一断面のリファレンス画像つまり治療前の関心領域の画像がボリュームデータから構成される。このような撮像手法については、特許文献（JP10-151131A）に記載されている。

【0005】

しかし、上記の特許文献のような方式では、超音波像に関心領域を再描画させるに際し、表示中の超音波像を目視しながら、超音波探触子の位置や傾きを調整する作業が余儀なくされる。このような作業は、操作者の経験則や直感に頼って行われるため、超音波像に関心領域を再描画させる正確性や所要時間が操作者の異同に左右される場合がある。

【発明の開示】

【0006】

本発明の目的は、被検体の関心領域を超音波像に再描画するのにより好適な超音波装置を実現することにある。

【0007】

上記目的を実現するために、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、該超音波探触子に送波用駆動信号を供給する送信手段と、前記超音波探触子から出力される受信信号を処理する受信手段と、該受信手段から出力される信号に基づき超音波像を構成する画像構成部と、前記超音波像を表示する表示手段とを備え、前記超音波探触子の位置データと、予め取得したボリュームデータに設定された関心領域の位置データとに基づき、前記超音波探触子のスキャン面を前記関心領域の位置に誘導するガイド情報を生成して前記表示手段に表示させるガイド情報生成手段を有することを特徴とする。

【0008】

本発明の望ましい一実施例によれば、ガイド情報は、撮像中の超音波探触子の位置や傾きを目標状態に案内するための客観的指標として表示される。目標状態とは、被検体に予め設定された関心領域の位置がスキャン面に含まれる際の超音波探触子の位置や傾きである。このようなガイド情報を視認することにより、超音波探触子の目標移動方向や目標移動量や目標傾斜角などを定量的に把握できる。その結果、ガイド情報に従って超音波探触子の位置や傾きを調整すると、操作者の異同にかかわらず、超音波像に関心領域が的確かつ簡単に再描画される。

【0009】

また、本発明の超音波撮像プログラムは、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子に送波用駆動信号を供給する手順と、前記超音波探触子から出力される受信信号を処理

する手順と、前記受信処理後の信号に基づき超音波像を構成する手順と、前記超音波像を表示する手順とを制御用コンピュータに実行させるものとし、前記超音波探触子の位置データと、予め取得したボリウムデータに設定された関心領域の位置データとに基づき、前記超音波探触子のスキャン面を前記関心領域の位置に誘導するガイド情報を生成して表示手段に表示させる手順を前記制御用コンピュータに実行させることを特徴とする。

【0010】

また、本発明の超音波撮像方法は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子に送波用駆動信号を供給する工程と、前記超音波探触子から出力される受信信号を処理する工程と、前記受信処理後の信号に基づき超音波像を構成する工程と、前記超音波像を表示する工程とを備え、前記超音波探触子の位置データと、予め取得したボリウムデータに設定された関心領域の位置データとに基づき、前記超音波探触子のスキャン面を前記関心領域の位置に誘導するガイド情報を生成して表示手段に表示させる工程を有することを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【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。

【図2】 図1の超音波装置の準備工程を示すフローチャートである。

【図3】 図1の超音波装置の撮像工程を示すフローチャートである。

【図4】 関心領域を設定する画面の表示例を示す図である。

【図5】 ガイド情報の表示例を示す図である。

【図6】 探触子のスキャン面を関心領域の位置に誘導するガイド情報が表示された例を示す図である。

【図7】 模型画像が表示された形態を示す図である。

【図8】 他のガイド情報の表示例を示す図である。

【図9】 関心領域を設定する画面の他の表示例を示す図である。

【図10】 目標断面の設定画面の表示例を示す図である。

【図11】 図5の表示画面に図9及び図10の設定画面を並べて表示した例を示す図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

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。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。

【0013】

図1に示すように、超音波装置は、被検体H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に送波用の駆動信号を供給すると共に探触子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き超音波像（例えば、超音波断層像）を構成する画像構成部としての超音波像構成部14と、超音波像構成部14により構成された超音波断層像を画面に表示する表示手段としての画像表示部16などから構成されている。

【0014】

ここで本実施形態の超音波装置は、探触子10の目標移動方向や目標移動量や目標傾斜角などを示すガイド情報を生成する手段としてのガイド情報演算部20を備えている。ガイド情報演算部20は、探触子10の位置データと、予め取得した被検体Hに関するボリウムデータに設定の関心領域の位置データとに基づき、探触子10のスキャン面を被検体Hの関心領域の位置に誘導するガイド情報を生成して画像表示部16に表示させる。

【0015】

より詳細に超音波装置について説明をする。探触子10は、診断用振動子が複数配列されている。振動子は、送受信部12から供給される電氣的な送波用駆動信号を超音波に変換して被検体Hに向けて射出する。また振動子は、被検体Hから生じた反射エコーを受波して電氣的な受信信号に変換する。診断用振動子に加えて治療用振動を複数配列してもよ

い。その場合、治療用振動子から送波される超音波は、その周波数が診断用振動子よりも小さく設定される。そして、探触子 10 から出力された受信信号は、送受信部 12 により処理される。

【0016】

送受信部 12 は、探触子 10 に送波用の駆動信号を供給する送信手段と、探触子 10 から出力される受信信号を処理する受信手段とを有する。受信手段は、探触子 10 から出力される受信信号に対し、増幅処理や整相処理を施した後、超音波像構成部 14 に出力する。

【0017】

超音波像構成部 14 は、送受信部 12 から出力された受信信号に対し、検波などの処理を施して超音波断層像を構成する。ここでの超音波断層像は、探触子 10 のスキャン面に対応した二次元画像である。そして、超音波像構成部 14 は、超音波断層像を画像メモリ制御部 24 に出力する。 10

【0018】

画像メモリ制御部 24 は、超音波像構成部 14 から出力された超音波断層像ごとにフレーム番号を関連付けて記憶領域に格納する。フレーム番号とは、超音波断層像に対応する画像管理番号である。

【0019】

また、探触子 10 の位置や傾きなどを取得する磁気位置センサ 22 が設けられている。磁気位置センサ 22 は、探触子 10 に貼付された磁気信号検出手段としての磁気センサと、ベッドなどに取り付けられた磁場発生器としてのソースと、磁気センサから出力された検出信号に基づき探触子 10 の位置や傾き等（以下、探触子 10 の位置データと適宜称する）を算出する演算手段とを有する。そして、磁気位置センサ 22 は、探触子 10 の位置データを位置情報演算保持部 26 に出力する。なお、磁気信号を利用した形態に代えて、光信号を利用した形態を適用してもよい。要は、探触子 10 の位置データを取得できればよい。 20

【0020】

位置情報演算保持部 26 は、探触子 10 の位置データを超音波断層像のフレーム番号に関連付ける。例えば、磁気位置センサ 22 から出力された探触子 10 の位置データと、画像メモリ制御部 24 から通知されたフレーム番号とを関連付ける。そして、位置情報演算保持部 26 は、制御指令に応じ、探触子 10 の位置データを位置情報取得部 28 に出力する。 30

【0021】

位置情報取得部 28 は、位置情報演算保持部 26 から出力された探触子 10 の位置データを取り込む。例えば、位置情報取得部 28 は、リアルタイム撮像の際は、撮像中の探触子 10 の位置データを位置情報演算保持部 26 から取得する。また位置情報取得部 28 は、いわゆるフリーズ撮像の際は、画像メモリ制御部 24 から読み出される超音波断層像に関連付けられた探触子 10 の位置データを位置情報演算保持部 26 から取得する。そして、位置情報取得部 28 は、ガイド情報演算部 20 とリファレンス画像構成部 30 に位置データを出力する。 40

【0022】

また、被検体 H に関する三次元画像データ（以下、ボリュームデータという）を取り込むボリュームデータ取得処理部 18 が設けられている。ここでのボリュームデータは、超音波撮像装置、X線 CT 撮像装置、磁気共鳴撮像装置などの画像撮像装置によって例えば治療前に取得されたものである。ボリュームデータ取得処理部 18 は、画像撮像装置から取り込んだボリュームデータを記憶領域に格納する。そして、ボリュームデータ処理部 18 は、操作パネル 32 を介して入力された指令に応じ、記憶領域からボリュームデータを読み出してリファレンス画像構成部 30 や関心領域指定部 34 に出力する。

【0023】

リファレンス画像構成部 30 は、位置情報取得部 28 から通知された探触子 10 の位置 50

データに基づき、ボリウムデータ取得処理部18から出力されたボリウムデータを用いてリファレンス画像を再構成する。例えば、リファレンス画像構成部30は、リアルタイム撮像の際は、撮像中の探触子10のスキャン面と同一断面の断層画像をリファレンス画像として再構成する。またリファレンス画像構成部30は、いわゆるフリーズ撮像の際は、画像メモリ制御部24から読み出される超音波断層像と同一断面の断層像をリファレンス画像として再構成する。

【0024】

関心領域指定部34は、ボリウムデータ取得処理部18から出力されたボリウムデータに対して関心領域を設定する。ここでの関心領域とは、診断又は治療すべき部位（例えば、肝腫瘍）に対応した点や範囲である。例えば、関心領域指定部34は、ボリウムデータから構成された断面方向が異なる複数の断層画像を次々に表示させる。そして、関心領域指定部34は、断層像上に関心領域を指定させ、指定領域のボクセル座標（以下、関心領域の位置データと適宜称する）をガイド情報演算部20に出力する。なお、このような関心領域の指定は、操作パネル32を介して行われる。

10

【0025】

ガイド情報演算部20は、関心領域指定部34から関心領域の位置データを取得するとともに、また位置情報取得部28から探触子10の位置データを設定時間間隔（例えば、リアルタイム）で取得する。そして、ガイド情報演算部20は、関心領域に対する探触子10の相対位置を演算し、その相対位置の大きさの変化に追従して表示形態が変わる画像をガイド情報として生成する。ここでのガイド情報は、撮像中の探触子10の位置や傾きを目標状態に案内するための客観的指標である。例えば、ガイド情報は、探触子10の目標移動方向、目標移動量、目標傾斜角、回転方向などを示すガイド画像やキャラクタ画像であり、探触子10の位置や傾きに応じて随時更新される。なお、目標状態とは、探触子10のスキャン面に関心部位の位置が含まれる際の探触子10の位置や傾きのことである。

20

【0026】

またガイド情報演算部20は、関心領域に対する探触子10の相対位置の大きさの変化に追従して発音間隔を変える指令を発音手段としての音発生部35に指令を出力することもできる。例えば、ガイド情報演算部20は、関心領域に対する探触子10の相対位置の大きさが小さくなるにつれて音発生間隔を短縮する指令を出力できる。またガイド情報演算部20は、相対位置の大きさがゼロになった際つまり探触子10が目標状態になった際に報知音を発生する指令を出力できる。なお、ここでの音発生部35は、音を間欠的に発生するブザーやスピーカなどから構成されている。

30

【0027】

表示制御部36は、画像メモリ制御部24から読み出された超音波断層像と、リファレンス画像構成部30から出力されたリファレンス画像と、ガイド情報演算部20から出力されたガイド情報とを画像表示部16に表示させる。ここでの超音波断層像は、探触子10のスキャン面に対応する超音波像である。リファレンス画像は、表示中の超音波断層像と同一断面の断層画像である。ガイド情報は、探触子10のスキャン面をリファレンス画像の断層画像と同一断面に設定するため、リファレンス画像に設定した関心領域の位置に探触子10を誘導する例えば矢印画像である。

40

【0028】

なお、表示制御部36は、操作パネル32から入力された指令に応じて制御を実施する。例えば、表示制御部36は、操作パネル32から入力された指令に応じ、フリーズ撮像時に超音波断層像を画像メモリ制御部24から読み出す制御や、超音波断層像に並べてリファレンス画像を表示させる制御や、ガイド情報を表示させる制御や、ガイド情報を選択して切替え表示させる制御を行う。操作パネル32は、キーボード、マウス、ポインティングデバイス等の入力手段を有する。

【0029】

このように構成される超音波装置の基本動作を説明する。まず、被検体Hの例えば体表

50

に探触子10を接触させる。その後、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Hに向けて照射される。超音波が被検体Hを伝播する過程で生じる反射エコーは、探触子10により受波されて受信信号に変換される。探触子10から出力される受信信号は、送受信部12により増幅などの処理が施される。処理後の受信信号に基づいて、超音波像構成部14により超音波断層像が再構成される。再構成された超音波断層像は、画像メモリ制御部24に記憶される。記憶された超音波断層像は、表示制御部36により読み出された後、画像表示部16の画面に表示される。

【0030】

また、超音波断層像が撮像されるのと同時に、その超音波断層像と同一断面のリファレンス画像がリファレンス画像構成部30によりボリュームデータから再構成される。こ
10
このボリュームデータは、ボリュームデータ取得処理部18により例えばX線CT装置から取り込まれたものであり、治療前の被検体Hに関するものである。そして、リファレンス画像は、表示制御部36により読み出された後、画像表示部16に超音波断層像と同一画面に並べて表示される。

【0031】

本実施形態の超音波撮像処理について詳細に説明する。本処理は、被検体Hの例えば治療前に行う準備工程と、被検体Hの例えば治療後に行う撮像工程に大別される。図2は、本実施形態の準備工程を示すフローチャートである。

【0032】

<ボリュームデータの取得工程：S100>

20

まず、被検体に関するボリュームデータは、X線CT装置などの画像撮像装置により予め複数構築されている。それらのボリュームデータのうち治療前の被検体Hに関するボリュームデータは、処理対象データとして操作パネル32で指定される。例えば、画像表示部16にグラフィカルユーザインターフェース(GUI)が表示された後、そのGUIを介して操作パネル32からボリュームデータ選択指令が入力される。ここでのGUIは、ボリュームデータの格納先(例えば、画像撮像装置やデータベースサーバ)を指定する入力欄と、ボリュームデータの名称(例えば、治療前の被検体H)を指定する入力欄などが表示されたメニュー画面である。そして、ボリュームデータ取得処理部18は、治療前の被検体Hに関するボリュームデータを格納先から取得する。

【0033】

30

<ボリュームデータの座標基準点の設定工程：S101>

ボリュームデータ取得処理部18は、治療前の被検体Hに関するボリュームデータに対し、基準となる座標原点を設定する。例えば、ボリュームデータ取得処理部18は、ボリュームデータから複数の断層画像を構成し、表示制御部36を介して画像表示部16に断層画像を順番に表示させる。次に、表示中の断層画像上の特徴部位(例えば剣状突起)が基準点として操作パネル32により指定される。そして、ボリュームデータ取得処理部18は、基準点を原点とする三次元直交座標をボリュームデータの座標として割り当てる。なお、ボリュームデータ取得処理部18は、探触子10に関する情報(例えば、セクタ型探触子の走査範囲、コンベックス型探触子の走査範囲)を取り込み、取り込んだ情報に基づいて、断層画像上で基準点を指定可能な範囲を制限してもよい。なお、ボリュームデータに基準点が既に設定されている場合は、本工程を省略してよい。

40

【0034】

<関心領域の設定工程：S102>

関心領域指定部34は、治療前の被検体Hに関するボリュームデータに対し、診断又は治療すべき部位(例えば、肝腫瘍)を関心領域(ROI:Region of Interest)として設定する。例えば、関心領域指定部34は、ボリュームデータから複数の断層画像を構成し、表示制御部36を介して画像表示部16に断層画像を順番に表示させる。次に、表示中の断層画像上の肝腫瘍の部位が関心領域として操作パネル32により指定されると、関心領域指定部34は、S101の工程で設定された座標系における関心領域の位置データをガイド情報演算部20に出力する。なお、ここでの関心領域は、1つ又は複数の点でもよ

50

いし、ある幅を有する範囲でもよい。またボリュームデータに関心領域が既に設定されている場合は、本工程を省略できる。

【0035】

<探触子10の位置座標の設定工程：S103>

探触子10の位置座標は、S101の工程で設定されたボリュームデータの座標に対応付けられる。より具体的には、被検体Hの体表に探触子10を接触させて超音波撮像を実行すると、画像表示部16は超音波断層像を表示する。次に、表示中の超音波断層像上の特徴部位（例えば剣状突起）が基準点として操作パネル32により指定されると、磁気位置センサ22は、基準点を原点とする三次元直交座標を探触子10の位置座標として割り当てる。要するに、探触子10の座標の原点とボリュームデータの座標の原点とを合わせることで、探触子10のスキャン面座標は、ボリュームデータの座標に対応付けられる。なお、超音波断層像に剣状突起が描画された際の探触子10の位置を基準点として取り込んでもよい。その場合、剣状突起が最大の大きさで超音波断層像に描画された際の位置を基準点とするのが望ましい。探触子10の基準点を取り込むタイミングなどは、操作パネル32に対する入力指令で決められる。

10

【0036】

本実施形態の準備工程をS101～S103の工程に分けて説明したが、この形態に限られるものではない。要するに、ボリュームデータ取得処理部18により取得されたボリュームデータ座標と、探触子10のスキャン面座標とを対応づけできる方法であればよい。

20

【0037】

図3は、本実施形態の撮像工程を示すフローチャートである。図3に示す撮像工程は、被検体Hの例えば治療中又は治療後に、治療前に設定した関心領域を超音波像に再描画させるものである。したがって、本撮像工程で表示された超音波像を視認すると、例えば被検体Hの治療効果を確認できるし、治療用超音波で関心領域を治療する低侵襲性治療（IVR：interventional radiology）を的確に行うことができる。

【0038】

<探触子10の位置データの取得工程：S200>

治療中又は治療後の被検体Hに対して探触子10を接触させながら超音波走査するに際し、磁気位置センサ22は、探触子10の位置データを設定時間間隔で取得する。ここで設定時間間隔は、必要に応じて変更できるが、リアルタイムに位置データを取得するのが望ましい。そして、磁気位置センサ22は、位置情報演算保持部26を介して位置情報取得部28に探触子10の位置データを渡す。

30

【0039】

<ガイド情報の生成工程：S201>

ガイド情報演算部20は、位置情報取得部28から取り込んだ探触子10の位置データと、関心領域指定部34から取り込んだ関心領域の位置データとに基づいて、撮像中の探触子10の位置や傾きを目標状態に案内するためのガイド情報が演算される。ここでの目標位置データとは、撮像中の探触子10のスキャン面に関心部位が含まれる際の超音波探触子の位置や傾きのデータである。より具体的には、ガイド情報演算部20は、関心領域に対する探触子10の相対位置を設定時間間隔（例えば、リアルタイム）で演算する。次に、ガイド情報演算部20は、演算後の相対位置に基づいてガイド情報を生成する。ガイド情報とは、探触子10の目標移動方向、目標移動量、目標傾斜角、目標回転方向を示すガイド画像やキャラクタ画像等であるが、これらに限られるものではない。要するに、ガイド情報は、撮像中の探触子10の位置をどの方向にどれだけ移動させると、超音波断層像に関心領域を再描画できるかということを示す客観的な指標であればよい。

40

【0040】

なお、ガイド情報演算部20は、関心領域に対する探触子10の相対位置を演算するが、関心領域に対する探触子10のスキャン面の相対位置を演算しても実質的に同じである。したがって、本実施形態では、関心領域に対する探触子10の相対位置とは、関心領域

50

に対する探触子10のスキヤン面の相対位置を含むものとする。また、骨や臓器などに関心領域を超音波断層像に再描画させ難いときのために、ガイド情報演算部20は、骨等と関心領域と探触子10のスキヤン面との相対位置関係が現わされた三次元ガイド情報を生成できる。

【0041】

<表示工程：S202>

表示制御部36は、画像メモリ制御部24から読み出された超音波断層像と、リファレンス画像構成部30から読み出されたりファレンス画像と、ガイド情報演算部20から読み出されたガイド情報とを画像表示部16の画面に同一時に表示させる。ここでの超音波断層像は、探触子10の位置や傾きが変化するにつれて描画が変わるものであり、例えば治療後画像と称することができる。また、超音波断層像と同一断面で表示されるリファレンス画像は、超音波断層像の変化に追従して更新されるものであり、例えば治療前画像と称することができる。超音波断層像とリファレンス断層像を対比観察すると、例えば、被検体Hの治療前と治療後（又は治療中）を対比できるし、低侵襲性治療を的確に行うことができる。また、探触子10の位置や傾きが変化するにつれてガイド情報も随時更新される。このガイド情報を参照しながら探触子10の位置や傾きを調整すると、探触子10のスキヤン面が関心領域に対して近づいたり、遠ざかることを監視できる。

10

【0042】

上述のように、本実施形態によれば、ガイド情報は、撮像中の探触子10の位置や傾きを目標状態に案内するための客観的指標として画像表示部16に表示される。このようなガイド情報を視認することにより、探触子10の目標移動方向や目標移動量や目標傾斜角などを定量的に把握できる。その結果、ガイド情報に従って探触子10の位置や傾きを調整すると、操作者の異同にかかわらず、超音波像に関心領域を的確かつ簡単に再描画できる。すなわち、撮像中の超音波断層像に関心領域を再描画させるのが的確かつ簡単になるから、操作者にとっての使い勝手が向上する。

20

【0043】

図4は、ボリュームデータに関心領域を設定する画面の表示例である。この設定画面は、図2のS102の工程で表示される。図4に示す設定画面は、断面方向が異なる複数の断層画像が並べて表示されている。それらの断層画像は、被検体Hに関するボリュームデータから構成されたものである。より具体的には、図4に示す設定画面は、被検体Hの短軸断面が描画された断層画像の表示エリア52と、被検体Hの長軸断面が描画された断層画像の表示エリア54と、被検体Hの輪切り断面が描画された断層画像の表示エリア55とを有する。

30

【0044】

また、設定画面は、被検体Hに関するボリュームデータから例えばレンダリング処理で構成された三次元立体画像の表示エリア56と、三次元立体画像の断面を決定するスライス面画像58と三次元立体画像との合成画像の表示エリア60を有する。また設定画面は、複数の表示エリア52、52、54に表示された断層画像から選択された関心領域設定用の断層画像の表示エリア59を有する。

【0045】

さらに、設定画面は、操作パネル32を介して関心領域を設定するためのGUIメニュー64を備えている。GUIメニュー64は、関心領域の指定ポイントを移動させるボタンと、X軸とY軸とZ軸を有する三次元直交座標で関心領域を指定する入力欄と、関心領域の決定ボタンを有する。

40

【0046】

このような設定画面により、被検体Hの治療前に、その治療部位が関心領域としてボリュームデータに設定される。まず、表示エリア60に三次元立体画像とスライス面画像58が表示される。操作パネル32を介してスライス面画像58の位置や傾きを調整することにより、三次元立体画像の複数の断面が決定される。各断面に対応した断層画像は、表示エリア52、54、55に表示される。それら複数の断層画像から所期の断層画像を選

50

択すると、選択画像は表示エリア59に表示される。次に、表示エリア59の断層画像を参照しつつGUIメニュー64に関心領域の位置を入力すると、関心領域に対応するマークが断層画像上に表示される。なお、関心領域のマークを移動させるに際し、GUIメニュー64を介してX軸座標やY軸座標やZ軸座標を入力してもよいし、マウスなどの動きに追従させてもよい。そして、関心領域の決定ボタンをクリックすると、関心領域の位置が決定される。このような設定画面により、被検体Hの治療又は診断すべき関心領域をボリュームデータに設定する作業を対話的に行えるので、操作者にとっての使い勝手が向上する。

【0047】

図5は、被検体Hの関心領域を超音波像に再描画させた際の表示例である。図5に示す超音波像は、図2のS103の工程で表示される。図5に示すように、表示画面は、撮像中の探触子10のスキャン面に対応した超音波断層像の表示エリア68と、表示エリア68の超音波像と同一断面のリファレンス画像の表示エリア66を有する。また表示画面は、探触子10のスキャン面を関心領域の位置に誘導するガイド情報の表示エリア70と、探触子10の位置マークが被検体Hに関するボディマークに重ねて表示される表示エリア71を有する。

【0048】

例えば、被検体Hを治療した後、本実施形態の超音波撮像を開始すると、探触子10のスキャン面に対応した超音波断層像が表示エリア68に表示される。また表示エリア68の超音波断層像と同一断面のリファレンス画像が表示エリア66に同時に表示される。表示エリア68の超音波断層像は、被検体Hの関心領域の現在の組織が描画されたものであるし、探触子10の位置や傾きの変化に応じてリアルタイムに更新される。表示エリア66のリファレンス画像は、被検体Hの関心領域の過去の組織が描画されたものであるし、表示エリア68の超音波断層像の変化に追従して更新される。

【0049】

表示エリア70のガイド情報を参照しつつ探触子10の位置や傾きを調整すると、表示エリア68の超音波断層像に現在の関心領域が描画されるとともに、表示エリア66のリファレンス像に過去の関心領域が描画される。ここでの関心領域は、図2のS102の工程で設定されたものである。表示エリア68の超音波断層像と表示エリア66のリファレンス画像を対比観察すると、例えば、関心領域の治療効果や病症の治療具合を確認できる。

【0050】

なお、図5の例は、表示エリア66と表示エリア68を並べて配置するとともに、表示エリア66の一部にボディマークを重ねて表示し、表示エリア68の一部にガイド情報を重ねて表示している。ただし、この形態に限らず、操作パネル32に入力された指令に応じ、診断又は治療に支障のない範囲内で表示位置を変更できる。

【0051】

図6は、関心領域に対する探触子10の相対位置に基づいて、探触子10のスキャン面を関心領域の位置に誘導するガイド情報が表示された例を示す図である。図6(A)に示すように、ガイド情報として数値と図形が表示されている。数値のガイド情報として、探触子10の縦方向(X軸方向)の目標距離80と、横方向(Y軸方向)の目標距離82と、深さ方向(Z軸方向)の目標距離84と、探触子の傾きを示す目標角度86が表示されている。ここでのX軸方向は被検体Hの長手方向に対応し、Y軸方向はX軸方向に直交する被検体Hの短手方向に対応し、Z軸方向はX軸及びY軸に直交する被検体Hの深度方向に対応している。また、図形のガイド情報として、スキャン面画像74と三次元立体画像76を同一座標系で合成した画像が表示されている。三次元立体画像76は、被検体Hに関するボリュームデータに基づいて表面が描画されたレンダリング画像である。スキャン面画像74は、探触子10のスキャン面に対応した板状の画像であり、三次元立体画像76に差し込まれて表示されている。ここで三次元立体画像76とスキャン面画像74が合成された座標の画素は、視線方向の手前側の画像が表示される。したがって、三次元立体

画像 7 6 とスキャン面画像 7 4 の視線方向つまり奥行き方向の位置関係を容易に把握できる。また三次元立体画像 7 6 に対する探触子 1 0 の相対位置を表示してもよい。

【0052】

例えば、図 6 の目標距離 8 0, 8 2, 8 4 や目標角度 8 6 は、関心領域に対する探触子 1 0 の相対位置に基づいたガイド情報である。本例では、目標距離 8 0 は 1 2. 5 mm、目標距離 8 2 は 5. 8 mm、目標距離 8 4 は 1 8. 5 mm、目標角度 8 6 は 6 0 ° と表示されている。この場合は、目標距離 8 0 を視認しながら、探触子 1 0 を X 軸方向に 1 2. 5 mm だけ移動する。また目標距離 8 2 を視認しながら、探触子 1 0 を Y 軸方向に 5. 8 mm だけ移動する。さらに目標角度 8 6 を視認しながら、探触子 1 0 を Z 軸に対して 6 0 ° だけ傾斜する。すなわち、目標距離 8 0、8 2 や目標角度 8 6 がゼロになるように、探触子 1 0 の位置や傾きが調整される。そして、Z 軸方向に 1 8. 5 mm の深度に対して超音波ビーム走査することによって、関心領域 7 2 が描画された超音波断層像及びリファレンス画像を取得できる。なお、関心領域 7 2 が描画された際、例えばガイド情報を点滅させてもよい。

10

【0053】

また、探触子 1 0 の位置や傾きを調整すると、図 6 (B) に示すように、探触子 1 0 の変化に追従してスキャン面画像 7 4 が移動（例えば傾斜）するため、スキャン面と関心領域の相対位置を視覚的に把握できる。このようにガイド情報を表示することにより、被検体 H の関心領域を超音波断層像に再描画することが的確かつ簡単になるので、操作者にとっての使い勝手が向上する。

20

【0054】

また、ガイド情報として数値又は図形を表示する形態を説明したが、それに代えて又はそれとともに、ガイド情報として音を適用できる。例えば、探触子 1 0 の位置や傾きを調整する過程で、探触子 1 0 のスキャン面に関心領域 7 2 の位置が含まれると、音発生部 3 5 から報知音が発生される。また、音発生部 3 5 は、音を間欠的に発生させる場合、探触子 1 0 のスキャン面が関心領域に近づくにつれて音の発生間隔を短縮し、逆に探触子 1 0 のスキャン面が関心領域から遠ざかるにつれて音の発生間隔を増大することができる。これにより音の発生間隔に耳を傾けるだけで、関心領域に対するスキャン面の位置ズレを簡単に把握できるので、操作者にとっての使い勝手が向上する。

30

【0055】

図 7 は、図 6 の表示形態に加えて、ガイド情報としての模型画像 8 8 が表示された形態を示す図である。図 7 に示すように、模型画像 8 8 は、三次元立体画像 7 6 を模式的に現わした画像であり、被検体 H に関するボリュームデータから構成される。より具体的には、模型画像 8 8 は、ボリュームデータのボクセル単位で実線が描画された格子状の透過画像である。すなわち、模型画像 8 8 は、被検体 H の奥行き方向が透けて表示される点で、被検体 H の表面のみが表示された三次元立体画像 7 6 と異なる。ここでの模型画像 8 8 は、スキャン面画像 7 4 と関心領域 7 2 が同一座標系で合成して表示されている。したがって、被検体 H と探触子 1 0 のスキャン面と関心領域との相互の相対位置をより一層容易に把握できる。

【0056】

40

例えば、図 6 の場合と同様に、目標距離 8 0 を視認しながら、探触子 1 0 を X 軸方向に 1 2. 5 mm だけ移動する。また目標距離 8 2 を視認しながら、探触子 1 0 を Y 軸方向に 5. 8 mm だけ移動する。さらに目標角度 8 6 を視認しながら、探触子 1 0 を Z 軸に対して 6 0 ° だけ傾斜する。そして、Z 軸方向に 1 8. 5 mm の深度に対して超音波ビーム走査することによって、超音波断層像に関心領域 7 2 が描画される。このように探触子 1 0 の位置や傾きを調整する過程で、図 7 に示す例では、探触子 1 0 のスキャン面と関心領域 7 2 との相対位置関係が模型画像 8 8 上で視覚的に把握される。これにより、探触子 1 0 の位置や傾きを調整する作業が一層容易になる。

【0057】

図 8 は、関心領域に対する探触子 1 0 の相対位置に基づいた他のガイド情報の表示例を

50

示す図である。例えば、図8に示すように、回転矢印92a, 92bが表示されている。回転矢印92a, 92bは、関心領域72に対する探触子10の例えばZ軸まわりの回転方向又は逆回転方向を示している。また、探触子10のX軸方向の目標移動方向を示す矢印93と、Y軸方向の目標移動方向を示す矢印94が表示されている。矢印93, 94は、関心領域72に対する探触子10の距離に応じて幅や色が変化する。例えば、探触子10と関心領域72が比較的近い場合、矢印93, 94の幅が縮小し、あるいは矢印93, 94が青色に表示される。逆に、探触子10と関心領域72が比較的離れている場合、矢印93, 94の幅が増大し、あるいは矢印93, 94が赤色に表示される。

【0058】

また、探触子10の目標位置を立体的に指し示す三次元矢印を表示してもよい。三次元矢印は、探触子10の目標距離80, 82, 84と目標角度86に基づいて構成されたベクトル画像である。また三次元矢印は、関心領域72に対する探触子10の三次元距離に応じて幅や色が変化する。ここでの三次元距離は、目標距離80, 82, 84を基に三平方の定理から求められる。

【0059】

図9は、ボリュームデータに関心領域を設定する画面の他の表示例を示す図である。図9は、関心領域が所定の範囲を有する場合の設定画面である点で、関心領域が点である場合の図4の設定画面と異なる。したがって、図4の設定画面との相違点を中心に説明をする。

【0060】

図9(A)に示すように、設定画面は、被検体Hの断面が異なる断層画像の表示エリア59, 52, 54を有する。表示エリア59には、キャリパマークが断層画像に重畳して表示されている。次に、図9(B)に示すように、キャリパマークが操作パネル32を介して関心領域100の位置に合わせられる。そして、操作パネル32から関心領域決定の指令が入力されると、図9(C)に示すように、キャリパマークの位置を含んだ組織範囲が関心領域100として設定される。ここでは、キャリパマークの位置の輝度情報や組織弾性情報を基準とし、輝度情報や組織弾性情報が設定範囲に含まれる画素領域が関心領域100として自動設定される。例えば、キャリパマークの位置と同じ輝度で表示される画像領域を関心領域100として設定される。なお、関心領域100を予め決めた色に表示するなど、関心領域100が設定されたことを認識可能にするのが好ましい。

【0061】

関心領域100が指令されると、図9(D)に示すように、関心領域100を含む目標断面102が指定される。目標断面は、被検体Hの治療後に超音波撮像をする際、撮像中の探触子10のスキャン面が誘導される断面になる。例えば、関心領域100が最大に描画される断面が指定される。ただし、診断又は治療に必要な断面を適宜指定できるし、図9(D)に示すように、目標断面102を例えば移動又は回転させることによって新たな目標断面102aを設定できる。

【0062】

図9(D)の目標断面102の設定について説明を加える。図10は、目標断面の設定画面の表示例を示す図である。図10Aは、説明の便宜上、図9(D)の表示エリア54の関心領域100を抽出して表した図である。関心領域100に目標断面102を指定すると、目標断面102に対応した断層画像104が表示される。ここでの関心領域100は、図10(C)に示すように、断層画像104に比較的小さく描画されている。次に、目標断面102を変更して新たな目標断面102aを再指定すると、目標断面102aに対応した断層画像104aが表示される。図10(B)に示すように、関心領域100は、断層画像104aに比較的大きく描画されている。ここで断層画像104aが診断又は治療に適していると判断される場合は、目標断面102に代えて、目標断面102aが選択される。すなわち、目標断面102aは、被検体Hの治療後に超音波撮像をする際、撮像中の探触子10のスキャン面が誘導される断面として設定される。

【0063】

図11は、図5の表示画面に図9及び図10の設定画面を並べて表示した例を示す図である。図11に示すように、表示画面は、撮像中の探触子10のスキャン面に対応した超音波断層像の表示エリア68と、表示エリア68の超音波像と同一断面のリファレンス画像の表示エリア66を有する。この表示画面に並んで設定画面が配置されている。設定画面は、被検体Hの断面が異なる断層画像の表示エリア59, 52, 54と、目標断面102aに対応した断層画像104aの表示エリアを有する。

【0064】

図9～図11に示した設定画面によれば、関心領域100が所定の範囲を有する場合でも、関心領域100が適切に描画される目標断面102aを対話的に設定できるので、操作者にとっての使い勝手が向上する。例えば、関心領域100
10
が最大に描画される目標断面102aを簡単に設定できる。そして、被検体Hの治療中又は治療後は、探触子10のスキャン面を目標断面102aに誘導するガイド情報が表示されることになる。

【0065】

以上、実施形態により本発明を説明したが、これに限られるものではない。動きを伴う関心部位（例えば、心臓や血管などの循環器）を診断又は治療する場合は、ボリュームデータの各ボクセルに被検体Hの座標を対応づけることに加えて、各ボクセルに動きデータ（例えば、心時相データ、脈波データ）を関連付けることが望ましい。これにより、関心部位の形状が時間的に変化するときでも、超音波断層像と同一断面及び同一時相のリファレンス画像を表示できる。
20

【0066】

また、本実施形態の超音波装置は、いわゆるRVS（Real-time Virtual Sonography）技術を適用したものである。RVS技術とは、撮像中の超音波像を表示すると同時に、その超音波像と同一断面のリファレンス画像をボリュームデータから抽出して表示するものである。ただし、RVS技術を適用した超音波装置に限られず、要するに、被検体Hに関するボリュームデータに関心領域が予め設定されている際、現在の探触子10のスキャン面に関心領域の位置に誘導すべき場合に本発明を適用できる。

【0067】

また、図1に示すように、本実施形態の超音波撮像に必要な制御機能をブロック単位で説明したが、各制御機能を超音波撮像プログラムとして集約し、その超音波撮像プログラムを制御用コンピュータに実行させることもできる。例えば、超音波撮像プログラムは、
30
被検体Hとの間で超音波を送受する探触子10に送波用駆動信号を供給する手順と、探触子10から出力される受信信号を処理する手順と、受信処理後の信号に基づき超音波像を構成する手順と、超音波像を表示する手順とを制御用コンピュータに実行させる。この超音波撮像プログラムは、探触子10の位置データと、予め取得した被検体Hに関するボリュームデータに設定された関心領域の位置データとに基づき、探触子10のスキャン面を被検体Hの関心領域の位置に誘導するガイド情報を生成して画像表示部16に表示させる手順を制御用コンピュータに実行させる。

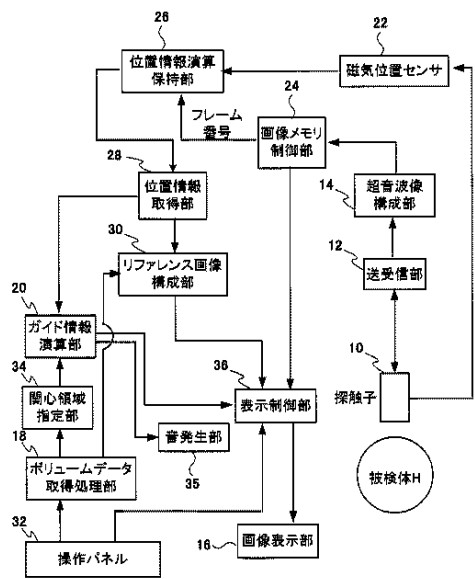
【0068】

以上、本実施形態によれば、被検体の関心領域を超音波像に再描画するのにより好適な
40
超音波装置を実現できる。

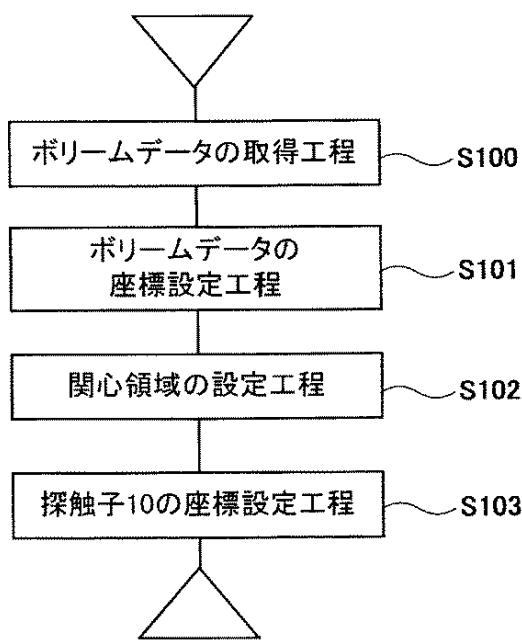
【0069】

上述のとおり、本発明を適用した一実施形態の超音波装置を説明したが、本発明を適用した超音波装置は、その精神または主要な特徴から逸脱することなく、他の様々な形態で実施できる。そのため、前述の実施形態はあらゆる点で単なる例示に過ぎず、限定的に解釈されるものではない。すなわち、本発明の範囲は、均等範囲に属する変形や変更を含むものとする。

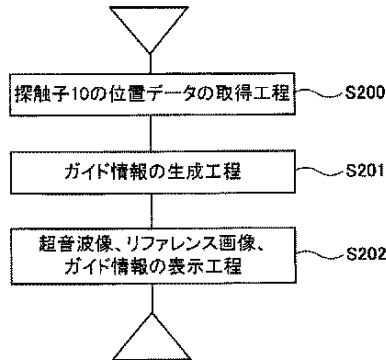
【図 1】



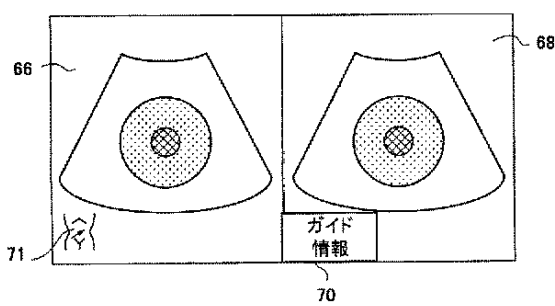
【図 2】



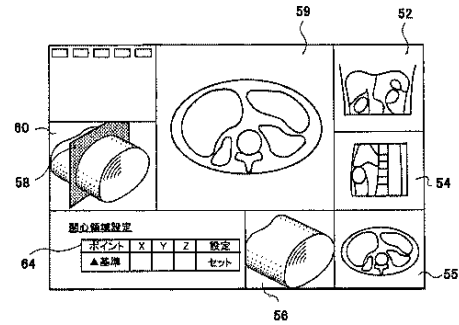
【図 3】



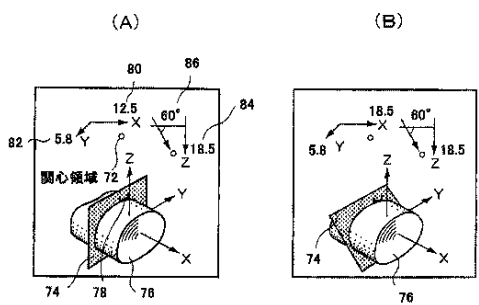
【図 5】



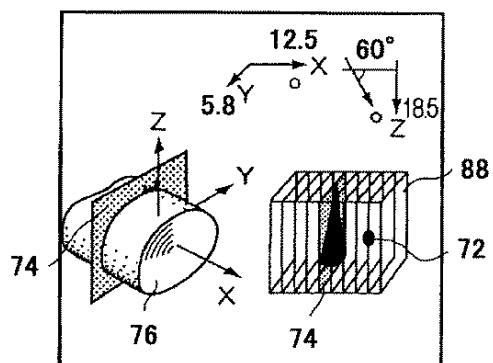
【図 4】



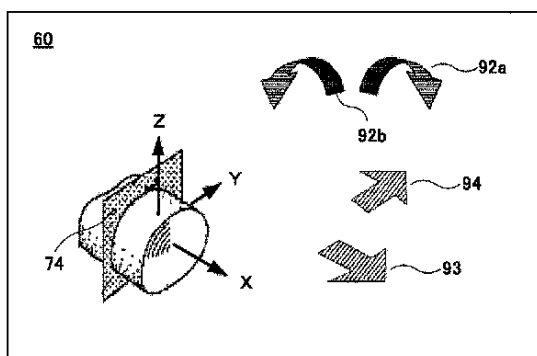
【図 6】



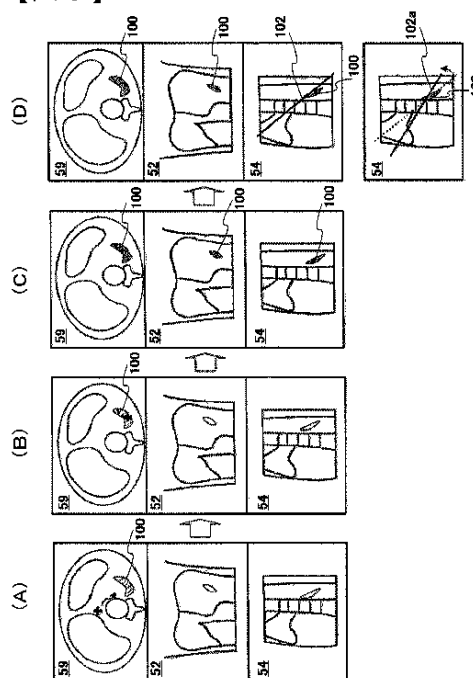
【图 7】



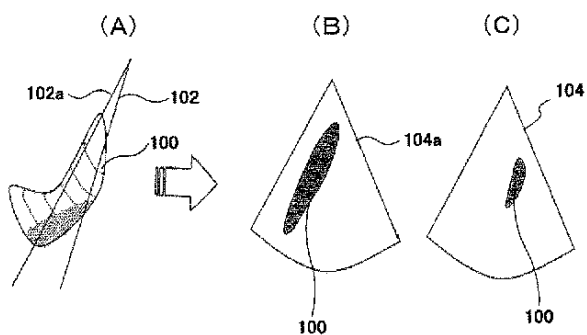
【图 8】



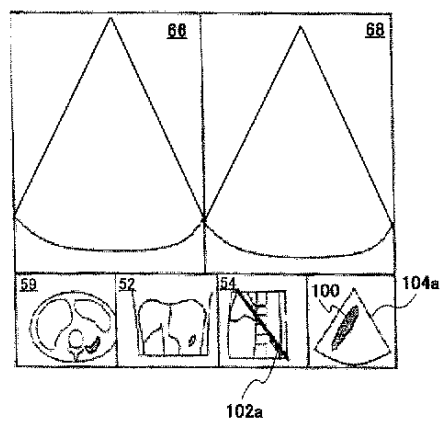
【图 9】



【图 10】



【图 1 1】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2005/022056
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/00(2006.01)		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00-8/15		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2006 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2006 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2006		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2004-16268 A (Toshiba Corp.), 22 January, 2004 (22.01.04), Par. Nos. [0016], [0033] to [0062], Figs. 1, 7 & US 2004/19270 A1, Par. Nos. [0032], [0051] to [0088], Figs. 1, 7a & CN 1494873 A	1-10, 13, 14 11, 12
Y	Takao IWASAKI et al., "Kangan ni taisuru Realtime Virtual Sonography" Gekkan Shin'iryo, 01 May, 2004 (01.05.04), Vol.31, No.5, pages 55 to 57; Fig. 2	11, 12
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 27 January, 2006 (27.01.06)		Date of mailing of the international search report 14 February, 2006 (14.02.06)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/022056

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 05-300910 A (Toshiba Corp.), 16 November, 1993 (16.11.93), Par. No. [0062]; Fig. 13 & JP 11-313831 A & JP 11-313832 A & JP 11-313833 A & US 5485839 A1, 11 column; lines 4 to 18; Fig. 6 & EP 558029 A3 & EP 1110508 A2 & EP 558029 A2 & DE 69332531 D & DE 69332531 T	12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/022056

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 15-20
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claims 15 to 20 are relevant to methods for treatment of the human body by surgery or therapy and diagnostic methods and thus relate to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions of Article 17(2)(a)(i) of the PCT (continued to extra sheet)
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest
the

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee..
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/022056Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet (2)

and Rule 39.1(iv) of the Regulations under the PCT, to search.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2005/022056	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00 (2006.01)			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B 8/00-8/15			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2006年 日本国実用新案登録公報 1996-2006年 日本国登録実用新案公報 1994-2006年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
X	J P 2004-16268 A (株式会社東芝) 2004. 01. 22, 段落 [0016], [0033] - [0062], 図1, 図7	1-10, 13, 14	
Y	& US 2004/19270 A1, 段落 [0032], [0051] - [0088], 図1, 図7a & CN 1494873 A	11, 12	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技术水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 27. 01. 2006		国際調査報告の発送日 14. 02. 2006	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也	2Q 3704
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2005/022056

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	岩崎隆雄他, 肝癌に対するリアルタイムバーチャルソノグラフィー, 月刊新医療, 2004. 05. 01, 第31巻, 第5号, p. 55-57, 図2	11, 12
Y	JP 05-300910 A (株式会社東芝) 1993. 11. 16, 段落 [0062], 図13 & JP 11-313831 A & JP 11-313832 A & JP 11-313833 A & US 5485839 A1, 第11欄, 第4-18行, 図6 & EP 558029 A3 & EP 1110508 A2 & EP 558029 A2 & DE 69332531 D & DE 69332531 T	12

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2005/022056

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT第17条(2)(a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求の範囲 15-20 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求の範囲 15-20 は、人の身体の手術又は治療による処理及び診断方法に該当し、
PCT第17条(2)(a)(i) 及びPCT規則39.1(iv) の規則により、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付を伴う異議申立てがなかった。

様式PCT/ISA/210 (第1ページの続葉(2)) (2005年4月)

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局（W I P O）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声设备，超声成像程序和超声成像方法		
公开(公告)号	JPWO2006059668A1	公开(公告)日	2008-06-05
申请号	JP2006547993	申请日	2005-12-01
[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	山本雅		
发明人	山本 雅		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/42 A61B8/463 A61B8/483		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/JC20 4C601/JC32 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK24 4C601/KK30 4C601/KK31 4C601/LL33		
优先权	2004351489 2004-12-03 JP		
其他公开文献	JP4470187B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声波装置，包括：探头（10），用于与标本（H）一起发送/接收超声波；发送/接收单元（12），用于将发送驱动信号的波馈送到探头（10），并且用于处理输出的接收信号。来自探头（10）的超声波图像配置单元（14）用于基于从发送/接收单元（12）输出的接收信号来配置超声波断层图像，以及用于显示图像的图像显示单元（16）。超声图像。超声设备还包括引导信息操作单元（20），该引导信息操作单元（20）基于两个位置数据来生成引导信息以将探头（10）的扫描面引导至探头（H）的关注范围的位置。探头（10）和在探头（H）上预先获取的体数据中设置的兴趣范围的位置数据，从而使图像显示单元（16）显示指导信息。

【図 3】

