

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4470187号
(P4470187)

(45) 発行日 平成22年6月2日(2010.6.2)

(24) 登録日 平成22年3月12日(2010.3.12)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 17 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2006-547993 (P2006-547993)
 (86) (22) 出願日 平成17年12月1日(2005.12.1)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2005/022056
 (87) 国際公開番号 W02006/059668
 (87) 国際公開日 平成18年6月8日(2006.6.8)
 審査請求日 平成20年11月21日(2008.11.21)
 (31) 優先権主張番号 特願2004-351489 (P2004-351489)
 (32) 優先日 平成16年12月3日(2004.12.3)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 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 山本 雅
 千葉県流山市南流山7-22-22
 審査官 川上 則明

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) 【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基づいて断層画像を構成し、前記断層画像に重畳されるマークの位置と、前記断層画像の輝度情報と組織弾性情報の少なくとも一方を基準として前記輝度情報と前記組織弾性情報の少なくとも一方が設定範囲に含まれる画素領域を関心領域として設定する関心領域設定手段と、

前記超音波探触子の位置データと前記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、前記関心領域に対する前記超音波探触子の距離に応じて前記ガイド情報の色を変化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。

【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。

10

20

【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、前記超音波探触子の目標移動方向を示す矢印画像を前記ガイド情報として生成して表示し、前記関心領域に対する前記超音波探触子の距離に応じて前記矢印画像の矢印の幅や色を変化させる請求項 1 に記載の超音波装置。

【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。

10

【請求項 5】

前記ガイド情報は、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 つを含み、前記超音波探触子のスキャン面を前記ボリュームデータの前記関心領域が設定された断層面に誘導する情報である請求項 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。

【請求項 7】

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 1 に記載の超音波装置。

20

【請求項 8】

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 1 に記載の超音波装置。

【請求項 9】

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 1 に記載の超音波装置。

【請求項 10】

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 1 に記載の超音波装置。

30

【請求項 11】

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、

前記被検体に関するボリュームデータを取り込む手順と、前記ボリュームデータに基づいて断層画像を構成する手順と、前記断層画像に重畳されるマークの位置と、前記断層画像の輝度情報と組織弾性情報の少なくとも一方を基準として前記輝度情報と前記組織弾性情報の少なくとも一方が設定範囲に含まれる画素領域を関心領域として設定する手順と、

40

前記超音波探触子の位置データと前記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、前記関心領域に対する前記超音波探触子の距離に応じて前記ガイド情報の色を変化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。

【請求項 12】

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

50

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、

前記被検体に関するボリュームデータを取り込む工程と、前記ボリュームデータに基づいて断層画像を構成する工程と、前記断層画像に重畳されるマークの位置と、前記断層画像の輝度情報と組織弾性情報の少なくとも一方を基準として前記輝度情報と前記組織弾性情報の少なくとも一方が設定範囲に含まれる画素領域を関心領域として設定する工程と、

前記超音波探触子の位置データと前記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、前記関心領域に対する前記超音波探触子の距離に応じて前記ガイド情報の色を変化させる工程を有することを特徴とする超音波撮像方法。

10

【請求項 1 3】

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 2 に記載の超音波撮像方法。

【請求項 1 4】

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 2 に記載の超音波撮像方法。

【請求項 1 5】

20

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、前記超音波探触子の目標移動方向を示す矢印画像を前記ガイド情報として生成して表示し、前記関心領域に対する前記超音波探触子の距離に応じて前記矢印画像の矢印の幅や色を変化させる請求項 1 2 に記載の超音波撮像方法。

【請求項 1 6】

前記ガイド情報は、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 つを含み、前記超音波探触子のスキャン面を前記ボリュームデータの関心領域が設定された断層面に誘導する情報である請求項 1 2 に記載の超音波撮像方法。

【請求項 1 7】

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 2 に記載の超音波撮像方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

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。

【0 0 0 2】

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。

【0 0 0 3】

40

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。

【0 0 0 4】

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

50

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。

【 0 0 0 5 】

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】

【 0 0 0 6 】

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。

【 0 0 0 7 】

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ている。また、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、前記断層画像に重畳されるマークの位置と、前記断層画像の輝度情報と組織弾性情報の少なくとも一方を基準として前記輝度情報と前記組織弾性情報の少なくとも一方が設定範囲に含まれる画素領域を関心領域として設定する関心領域設定手段とを有している。そして、前記超音波探触子の位置データと、前記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、関心領域に対する超音波探触子の距離に応じてガイド情報の色を変化させるガイド情報生成手段を有することを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

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。また、ガイド情報生成手段は、例えば超音波探触子の位置データと関心領域の位置データとに基づき、超音波探触子の目標移動方向を示す矢印画像をガイド情報として生成して表示し、関心領域に対する超音波探触子の距離に応じて矢印画像の矢印の幅や色を変化させることができる。

【 0 0 0 9 】

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である。また、前記被検体に関するボリュームデータを取り込む手順と、前記ボリュームデータに基づいて断層画像を構成する手順と、前記断層画像に重畳されるマークの位置と、前記断層画像の輝度情報と組織弾性情報の少なくとも一方を基準として前記輝度情報と前記組織弾性情報の少なくとも一方が設定範囲に含まれる画素領域を関心領域として設定する手順とを前記制御用コンピュータに実行させる。そして、前記超音波探触子の位置データと、前記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、関心領域に対する超音波探触子の距離に応じてガイド情報の色を変化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。

【 0 0 1 0 】

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ている。また、前記被検体に関するボリュームデータを取り込む工程と、前記ボリュームデータに基づいて断層画像を構成する工程と、前記断層画像に重畳されるマークの位置と、前記断層画像の輝度情報と組織弾性情報の少なくとも一方を基準として前記輝度情報と前記組織弾性情報の少なくとも一方が設定範囲に含まれる画素領域を関心領域として設定する工程とを有している。そして、前記超音波探触子の位置データと、前記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、関心領域に対する超音波探触子の距離に応じてガイド情報の色を変化させる工程を有することを特徴とする。

10

【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。

20

【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。

30

【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に関するボリュー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。

40

【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

50

処理される。

【 0 0 1 6 】

送受信部 1 2 は、探触子 1 0 に送波用の駆動信号を供給する送信手段と、探触子 1 0 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 1 0 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 1 4 に出力する。

【 0 0 1 7 】

超音波像構成部 1 4 は、送受信部 1 2 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 1 0 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 1 4 は、超音波断層像を画像メモリ制御部 2 4 に出力する。

10

【 0 0 1 8 】

画像メモリ制御部 2 4 は、超音波像構成部 1 4 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。

【 0 0 1 9 】

また、探触子 1 0 の位置や傾きなどを取得する磁気位置センサ 2 2 が設けられている。磁気位置センサ 2 2 は、探触子 1 0 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 1 0 の位置や傾き等（以下、探触子 1 0 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 2 2 は、探触子 1 0 の位置データを位置情報演算保持部 2 6 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 1 0 の位置データを取得できればよい。

20

【 0 0 2 0 】

位置情報演算保持部 2 6 は、探触子 1 0 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 2 2 から出力された探触子 1 0 の位置データと、画像メモリ制御部 2 4 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 2 6 は、制御指令に応じ、探触子 1 0 の位置データを位置情報取得部 2 8 に出力する。

30

【 0 0 2 1 】

位置情報取得部 2 8 は、位置情報演算保持部 2 6 から出力された探触子 1 0 の位置データを取り込む。例えば、位置情報取得部 2 8 は、リアルタイム撮像の際は、撮像中の探触子 1 0 の位置データを位置情報演算保持部 2 6 から取得する。また位置情報取得部 2 8 は、いわゆるフリーズ撮像の際は、画像メモリ制御部 2 4 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 1 0 の位置データを位置情報演算保持部 2 6 から取得する。そして、位置情報取得部 2 8 は、ガイド情報演算部 2 0 とリファレンス画像構成部 3 0 に位置データを出力する。

【 0 0 2 2 】

また、被検体 H に関する三次元画像データ（以下、ポリウムデータという）を取り込むポリウムデータ取得処理部 1 8 が設けられている。ここでのポリウムデータは、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。ポリウムデータ取得処理部 1 8 は、画像撮像装置から取り込んだポリウムデータを記憶領域に格納する。そして、ポリウムデータ処理部 1 8 は、操作パネル 3 2 を介して入力された指令に応じ、記憶領域からポリウムデータを読み出してリファレンス画像構成部 3 0 や関心領域指定部 3 4 に出力する。

40

【 0 0 2 3 】

リファレンス画像構成部 3 0 は、位置情報取得部 2 8 から通知された探触子 1 0 の位置データに基づき、ポリウムデータ取得処理部 1 8 から出力されたポ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 3 0 は、リアルタ

50

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ある。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

50

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 によりポリウムデータから再構成される。ここでのポリウムデータは、ポリウ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。

10

【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】

<ポリウムデータの取得工程：S100>

まず、被検体に関するポリウムデータは、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。それらのポリウムデータのうち治療前の被検体 H に関するポリウムデータは、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 からポリウムデータ選択指令が入力される。ここでの GUI は、ポリウムデータの格納先 (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、ポリウムデータの名称 (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、ポリウムデータ取得処理部 18 は、治療前の被検体 H に関するポリウムデータを格納先から取得する。

20

【0033】

<ポリウムデータの座標基準点の設定工程：S101>

ポリウムデータ取得処理部 18 は、治療前の被検体 H に関するポリウムデータに対し、基準となる座標原点を設定する。例えば、ポリウムデータ取得処理部 18 は、ポリウ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、ポリウ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ポリウムデータの座標として割り当てる。なお、ポリウ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、ポリウ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。

30

【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 に関するポリウムデータに対し、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、ポリウ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いし、ある幅を有する範囲でもよい。またポリウ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。

40

50

【 0 0 3 5 】

<探触子 1 0 の位置座標の設定工程：S 1 0 3>

探触子 1 0 の位置座標は、S 1 0 1 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 1 0 を接触させて超音波撮像を実行すると、画像表示部 1 6 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 3 2 により指定されると、磁気位置センサ 2 2 は、基準点を原点とする三次元直交座標を探触子 1 0 の位置座標として割り当てる。要するに、探触子 1 0 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によって、探触子 1 0 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 1 0 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を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 1 0 の基準点を取り込むタイミングなどは、操作パネル 3 2 に対する入力指令で決められる。

10

【 0 0 3 6 】

本実施形態の準備工程を S 1 0 1 ~ S 1 0 3 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 1 8 により取得されたボリュームデータ座標と、探触子 1 0 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。

【 0 0 3 7 】

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（I V R : interventional radiology）を的確に行うことができる。

20

【 0 0 3 8 】

<探触子 1 0 の位置データの取得工程：S 2 0 0>

治療中又は治療後の被検体 H に対して探触子 1 0 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 2 2 は、探触子 1 0 の位置データを設定時間間隔で取得する。ここでの設定時間間隔は、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 2 2 は、位置情報演算保持部 2 6 を介して位置情報取得部 2 8 に探触子 1 0 の位置データを渡す。

30

【 0 0 3 9 】

<ガイド情報の生成工程：S 2 0 1>

ガイド情報演算部 2 0 は、位置情報取得部 2 8 から取り込んだ探触子 1 0 の位置データと、関心領域指定部 3 4 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 1 0 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 1 0 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 2 0 は、関心領域に対する探触子 1 0 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 2 0 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 1 0 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 1 0 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

【 0 0 4 0 】

なお、ガイド情報演算部 2 0 は、関心領域に対する探触子 1 0 の相対位置を演算するが、関心領域に対する探触子 1 0 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 1 0 の相対位置とは、関心領域に対する探触子 1 0 のスキャン面の相対位置を含むものとする。また、骨や臓器などで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 2 0 は、骨等と

50

関心領域と探触子 10 のスキャ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。

【 0 0 4 1 】

<表示工程：S 2 0 2>

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 から読み出されたリファレンス画像と、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 のスキャ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

【 0 0 4 2 】

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

【 0 0 4 3 】

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 S 1 0 2 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 5 2 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 5 4 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 5 5 とを有する。

30

【 0 0 4 4 】

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 5 6 と、三次元立体画像の断面を決定するスライス面画像 5 8 と三次元立体画像との合成画像の表示エリア 6 0 を有する。また設定画面は、複数の表示エリア 5 2、5 2、5 4 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 5 9 を有する。

【 0 0 4 5 】

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

【 0 0 4 6 】

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 6 0 に三次元立体画像とスライス面画像 5 8 が表示される。操作パネル 32 を介してスライス面画像 5 8 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 5 2、5 4、5 5 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択すると、選択画像は表示エリア 5 9 に表示される。次に、表示エリア 5 9 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

50

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癒具合を確認できる。

【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76とスキャン面画像74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76に対する探触子10の相対位置を表示してもよい。

【 0 0 5 2 】

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

【 0 0 5 3 】

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。

【 0 0 5 4 】

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。

20

【 0 0 5 5 】

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。

30

【 0 0 5 6 】

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。

40

【 0 0 5 7 】

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示す図である。例えば、図 8 に示すように、回転矢印 9 2 a , 9 2 b が表示されている。回転矢印 9 2 a , 9 2 b は、関心領域 7 2 に対する探触子 1 0 の例えば Z 軸まわりの回転

50

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 10 A 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

10

20

30

40

50

音波断層像の表示エリア 6 8 と、表示エリア 6 8 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 6 6 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 5 9 , 5 2 , 5 4 と、目標断面 1 0 2 a に対応した断層画像 1 0 4 a の表示エリアを有する。

【 0 0 6 4 】

図 9 ~ 図 1 1 に示した設定画面によれば、関心領域 1 0 0 が所定の範囲を有する場合でも、関心領域 1 0 0 が適切に描画される目標断面 1 0 2 a 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 1 0 0

が最大に描画される目標断面 1 0 2 a 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 1 0 のスキャン面を目標断面 1 0 2 a に誘導するガイド情報が表示されることになる。

【 0 0 6 5 】

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。

【 0 0 6 6 】

また、本実施形態の超音波装置は、いわゆる R V S (Real-time Virtual Sonography) 技術を適用したものである。R V S 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、R V S 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 1 0 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。

【 0 0 6 7 】

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、被検体 H との間で超音波を送受する探触子 1 0 に送波用駆動信号を供給する手順と、探触子 1 0 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 1 0 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 1 0 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 1 6 に表示させる手順を制御用コンピュータに実行させる。

【 0 0 6 8 】

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超音波装置を実現できる。

【 0 0 6 9 】

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。

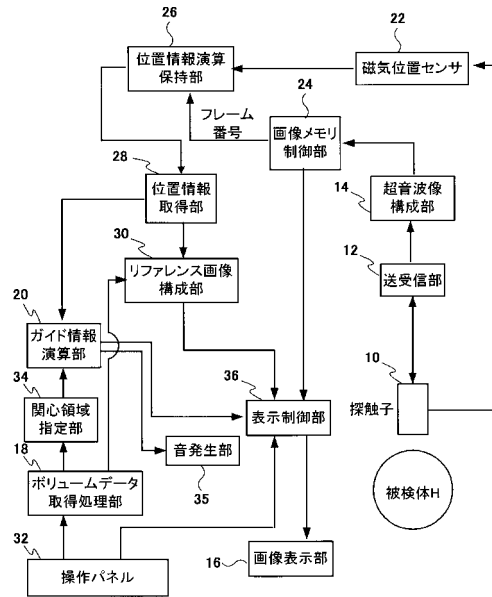
10

20

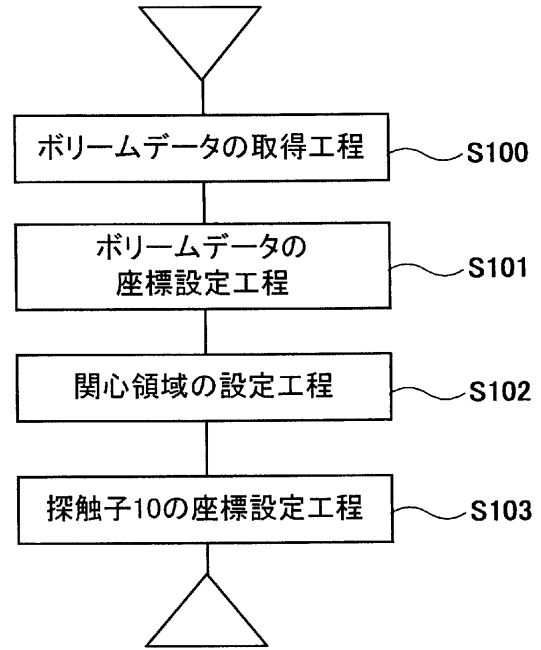
30

40

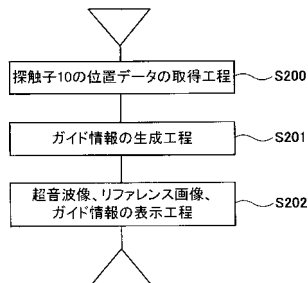
【図 1】



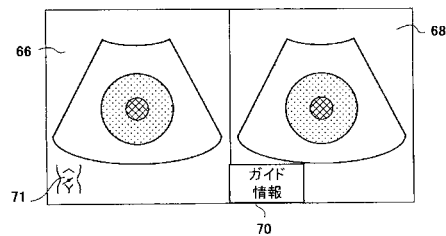
【図 2】



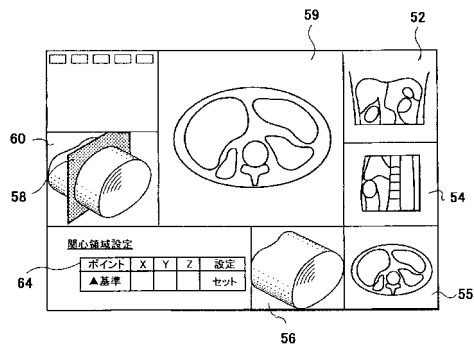
【図 3】



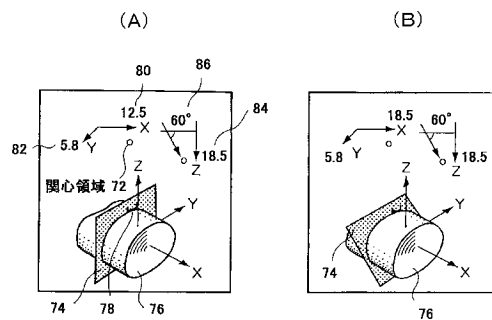
【図 5】



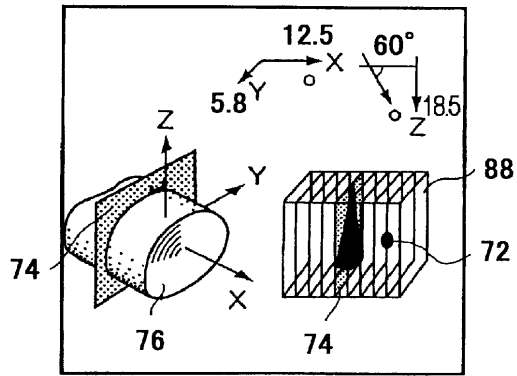
【図 4】



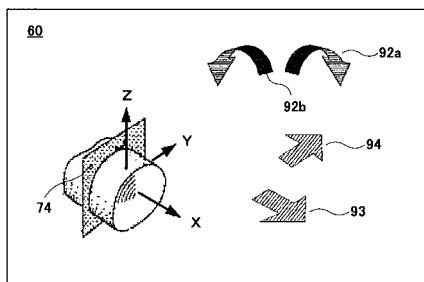
【図 6】



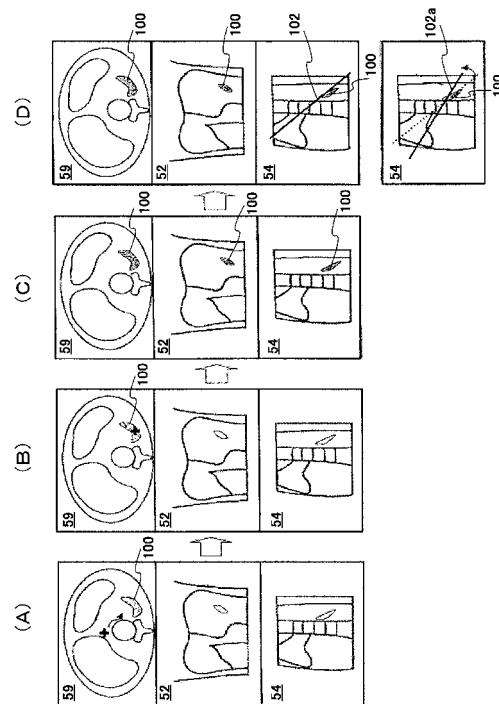
【図 7】



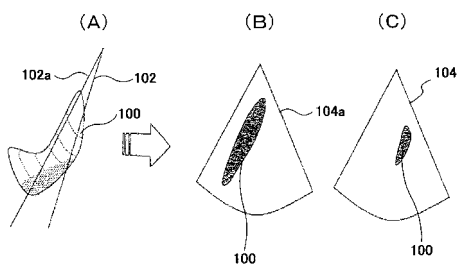
【図 8】



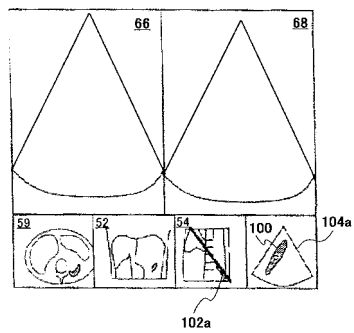
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2004/098414(WO, A1)

特開平02-193649(JP, A)

特開2003-337037(JP, A)

特開2001-088608(JP, A)

特開2001-061861(JP, A)

特開2000-185041(JP, A)

特開2004-016268(JP, A)

特開平05-300910(JP, A)

特開平11-321598(JP, A)

岩崎隆雄、外5名、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、日本、株式会社エム・イー振興協会、2004年 5月 1日、第31巻、第5号、p.55-57

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

JSTPlus(JDreamII)

JMEDPlus(JDreamII)

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	JP4470187B2	公开(公告)日	2010-06-02
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		
当前申请(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		
审查员(译)	川上 則明		
优先权	2004351489 2004-12-03 JP		
其他公开文献	JPWO2006059668A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波设备，处理该探头10用于发送和接收被检体H之间的超声波，和发送驱动信号提供给探测器10中，从探头10输出的接收信号收发器单元12向超声波图像构成部14，其构成基于从收发器单元12输出的接收信号中的超声波断层图像，图像显示的超声波图像以及图像显示单元16，探头10的位置数据，关于被检体H先前获取的ROI设定在体数据的位置数据的基础上，经受探测器10 H的扫描平面具有产生引导信息，引导到ROI辅助信息计算部20的位置将被显示在图像显示单元16上。

【 図 2 】

