

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5701362号
(P5701362)

(45) 発行日 平成27年4月15日 (2015. 4. 15)

(24) 登録日 平成27年2月27日 (2015. 2. 27)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 6 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2013-221514 (P2013-221514)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成25年10月24日 (2013. 10. 24)		キヤノン株式会社
(62) 分割の表示	特願2009-112294 (P2009-112294) の分割		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
原出願日	平成21年5月1日 (2009. 5. 1)	(74) 代理人	100076428
(65) 公開番号	特開2014-36885 (P2014-36885A)		弁理士 大塚 康德
(43) 公開日	平成26年2月27日 (2014. 2. 27)	(74) 代理人	100112508
審査請求日	平成25年10月24日 (2013. 10. 24)		弁理士 高柳 司郎
		(74) 代理人	100115071
			弁理士 大塚 康弘
		(74) 代理人	100116894
			弁理士 木村 秀二
		(74) 代理人	100130409
			弁理士 下山 治
		(74) 代理人	100134175
			弁理士 永川 行光

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像診断装置、画像診断方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体を撮像する画像診断装置であって、
超音波診断装置と異なる装置を用いて取得されたボリュームデータにおける注目断面を
取得する注目断面取得手段と、

プローブの位置姿勢を取得する位置姿勢取得手段と、

前記プローブを介して撮像された超音波画像と、該超音波画像を撮像した際の前記プロ
ーブの位置姿勢に関する情報と、を用いて、前記注目断面に該当する複数の超音波画像を
統合して、逐次的に断面画像を生成する画像生成手段と、

前記画像生成手段で生成した断面画像を表示する画像表示手段と
を備えることを特徴とする画像診断装置。

10

【請求項 2】

前記注目断面においてユーザが指定した部分領域の位置を示す情報を取得する部分領域
取得手段をさらに有し、

前記画像表示手段は、前記部分領域取得手段が取得した情報が示す前記部分領域を示す
情報を、前記画像生成手段が生成した断面画像に重畳して表示することを特徴とする請求
項 1 に記載の画像診断装置。

【請求項 3】

前記注目断面取得手段は、基準座標系における前記注目断面を取得し、

前記位置姿勢取得手段は、前記基準座標系における前記プローブの位置姿勢を取得する

20

ことを特徴とする請求項 1 に記載の画像診断装置。

【請求項 4】

被検体を撮像する画像診断装置が行う画像診断方法であって、
超音波診断装置と異なる装置を用いて取得されたボリュームデータにおける注目断面を取得する注目断面取得工程と、
プローブの位置姿勢を取得する位置姿勢取得工程と、
前記プローブを介して撮像された超音波画像と、該超音波画像を撮像した際の前記プローブの位置姿勢に関する情報と、を用いて、前記注目断面に該当する複数の超音波画像を統合して、逐次的に断面画像を生成する画像生成工程と、
前記画像生成工程で生成した断面画像を表示する画像表示工程と
を備えることを特徴とする画像診断方法。

10

【請求項 5】

コンピュータを、請求項 1 乃至 3 の何れか 1 項に記載の画像診断装置の各手段として機能させるためのコンピュータプログラム。

【請求項 6】

請求項 5 に記載のコンピュータプログラムを格納した、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断のような画像診断技術（モダリティ）に関するものである。

20

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブを介して被検体との間で超音波を送受信し、被検体内からの反射波等を含む受波信号、すなわち、反射エコー信号に基づいて断層像などを生成し、診断に有用な情報を提供する装置である。一般に、超音波プローブは、複数の振動子を等間隔で直線状、曲線状、あるいは面状に配置して形成される。そして、選択した複数の振動子を同一時に振動させて超音波ビームを形成し、被検体内の診断部位を走査し、その反射波等からなる反射エコー信号に基づいて被検体の断層を写す超音波画像を生成する。

30

【0003】

画像診断装置を用いる医療の現場において、診断に適した高画質な超音波画像を生成するためには、超音波診断装置を制御する各種の撮像パラメータを、観察対象に合わせて適切に設定する必要がある。超音波診断装置の撮像パラメータとしては、反射エコーの返ってくる時間に合わせて受信器のアンプの利得を変化させる「STC(Sensitive Time Control)」がある。また、深さ方向の撮像範囲を制御するパラメータである「デプス」や、フォーカス処理を制御するパラメータである「超音波ビームの焦点位置」などが、調整可能な撮像パラメータとして知られている。また、観察対象にあてる音圧の調整も行われている。

【0004】

フォーカス処理の方法としては、例えば、同一時に駆動される各振動子から照射する超音波を遅延させ、各振動子から射出される超音波の波面を任意の焦点で一致させる電子フォーカス等が知られている。また、反射した受信波の遅延時間を計算し、選択的に受波する処理も、フォーカス処理に含まれる。リニアプローブの場合は、走査線方向の深さ位置がフォーカス位置となる。

40

【0005】

これらの撮像パラメータは、装置の制御盤上に設けられたダイヤルやレバーを用いて、モニタ上に表示された撮影画像を目視で確認しながら医師や技師がインタラクティブに調整するのが一般的である。これに対して、撮像パラメータの設定をより簡便に行うための幾つかの取り組みが報告されている。

50

【 0 0 0 6 】

例えば、特許文献 1 では、超音波ビームの送受信によって取得された超音波画像上で注目位置を指定し、この注目位置がフォーカス位置となるように走査線ごとにフォーカス処理を行う方法が開示されている。また、特許文献 2 では、超音波ビームの送受信によって取得された超音波画像上に関心領域 (ROI) を設定し、超音波ビームによって走査する範囲を制限する方法が開示されている。

【 0 0 0 7 】

一方、フリーハンドで撮影した 2 次元の超音波画像を統合して 3 次元超音波画像 (ボリュームデータ) を生成し (3 次元再構成)、そこから任意の断面を生成することで、より診断に適した超音波画像を表示する技術が知られている (非特許文献 1)。これによると、例えば、MRI 等の他の画像診断装置 (モダリティ) で同一被検体を撮像しておいて、その注目断面に対応する超音波画像を生成して並べて表示することで、複数のモダリティを用いた診断を容易に行うことができる。また、例えば、特許文献 3 では、プローブの位置や移動を検出し、これに基づいてプローブの軌跡を表示することで、取り残し領域の有無を示す技術が開示されている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 3 - 9 3 3 8 9 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 8 - 9 9 7 2 9 号公報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 0 8 - 8 6 7 4 2 号公報

【 非特許文献 】

【 0 0 0 9 】

【 非特許文献 1 】 O. V. Solberg, F. Lindseth, H. Torp, R. E. Blake, and T. A. N. Hernes, "Freehand 3D ultrasound reconstruction algorithms - a review," Ultrasound in Medicine & Biology, vol.33, no.7, pp.991-1009, July 2007.

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 0 】

しかしながら、従来においては、関心領域を画像上で指定することしかできなかった。そのため、プローブの撮像範囲に含まれない領域に対して撮像パラメータを適切に適用することはできなかった。また、プローブの位置姿勢に直ちに追従して撮像パラメータを適切に変更することはできなかった。そのため、プローブの位置姿勢を変更する場合は、その度に関心領域を指定しなおす必要があった。あるいは、プローブの位置姿勢を固定しなくてはならないなど、その利用条件が限定されていた。

【 0 0 1 1 】

例えば被検体上において医師が特に注目したい部位 (例えば、ガンの腫瘍や特定の臓器等) が、B モード画像中に投影される場合に、プローブの位置姿勢を変化させる操作性を保ちながら注目部位に常にフォーカスを設定した画像を取得することはできなかった。

【 0 0 1 2 】

本発明は上記の課題に鑑みてなされたものであり、プローブの位置姿勢を変更する操作性を維持しながら、被検体上の注目領域の観察に適切な撮像パラメータを動的に設定し、高画質な超音波画像を生成する為の技術を提供することを目的とする。

【 0 0 1 3 】

一方で、MRI 等の他の画像診断装置で同一被検体を撮像し、注目断面画像と超音波画像とを比較するようなケースにおいて、注目断面に対応する超音波画像を得る為には、対象物体全体の 3 次元超音波画像 (ボリュームデータ) を再構成する必要があった。しかし、注目断面画像を生成するための 3 次元超音波画像が生成できているかどうかを確認することは困難であった。

【 0 0 1 4 】

この課題に対して、特許文献３で開示されている技術では、対象物体全体の３次元超音波画像を取得できたかどうかを確認できるという機能を実現している。しかし、医師が注目している特定の注目断面や注目部位の画像を得るために必要な撮影が行われたか否かの判断を行うことはできなかった。そのため、所望の断面画像の生成、あるいは、断面画像上の注目領域を含む画像の生成に対して、画像診断装置には冗長な画像の撮像処理と画像処理、オペレータには冗長なプローブの操作を必要としていた。然るに、本発明の別の目的は、MRI等の他モダリティの注目断面や注目位置に対応する画像の取得を効率的に行う為の技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【００１５】

本発明の目的を達成するために、例えば、本発明の画像診断装置は以下の構成を備える。即ち、被検体を撮像する画像診断装置であって、

超音波診断装置と異なる装置を用いて取得されたボリュームデータにおける注目断面を取得する注目断面取得手段と、

プローブの位置姿勢を取得する位置姿勢取得手段と、

前記プローブを介して撮像された超音波画像と、該超音波画像を撮像した際の前記プローブの位置姿勢に関する情報と、を用いて、前記注目断面に該当する複数の超音波画像を統合して、逐次的に断面画像を生成する画像生成手段と、

前記画像生成手段で生成した断面画像を表示する画像表示手段と

を備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【００１６】

本発明の構成によれば、プローブの位置姿勢を変更する操作性を維持しながら、被検体上の注目領域の観察に適切な撮像パラメータを動的に設定し、高画質な超音波画像を生成することができる。また、MRI等の他モダリティの注目断面や注目位置に対応する画像の取得を効率的に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【００１７】

【図１】第１の実施形態に係る超音波診断装置の機能構成例を示すブロック図。

【図２】情報処理部１０００、情報処理部７１００に適用可能なコンピュータのハードウェア構成例を示すブロック図。

【図３】注目領域取得部１０１０が行う処理のフローチャート。

【図４】注目領域を含んだ３次元超音波画像を生成する為の処理のフローチャート。

【図５】基準座標系における注目領域、プローブの撮像領域、これらの交差領域、の一例を示す図。

【図６】撮像領域となる平面に対して垂直方向から見た場合のプローブ６０１、撮像領域６０２、交差領域６０３、の関係を示した概略図。

【図７】本発明の第２の実施形態に係る超音波診断装置の機能構成例を示すブロック図。

【図８】対象領域を含んだ３次元超音波画像を生成する為の処理のフローチャート。

【図９】ステップＳ３０１において行う処理の詳細を示すフローチャート。

【図１０】ステップＳ８０１，Ｓ８０３における処理を説明する図。

【図１１】注目領域が点である場合に対象領域を求めるための処理を説明する図。

【図１２】MRIのボリュームデータ１００１、注目断面１００２、病変部１００３、部分注目領域１００４の関係を示す図。

【図１３】注目断面の超音波画像の表示例を示す図。

【図１４】注目断面の超音波画像の表示例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【００１８】

以下、添付図面を参照し、本発明の好適な実施形態について説明する。なお、以下説明する実施形態は、本発明を具体的に実施した場合の一例を示すもので、特許請求の範囲に

10

20

30

40

50

記載の構成の具体的な実施例の１つである。

【００１９】

[第１の実施形態]

本実施形態に係る画像診断装置は、基準座標系で定義された注目領域を撮像するのに適切なフォーカス処理によってこの注目領域の撮像を行い、注目領域に合焦した３次元超音波画像を生成する超音波診断装置である。

【００２０】

<本実施形態に係る超音波診断装置の構成について>

図１は、本実施形態に係る超音波診断装置の機能構成例を示すブロック図である。図１に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置は、情報処理部１０００、撮像部１１００、位置姿勢計測部１２００、により構成されている。

【００２１】

先ず、位置姿勢計測部１２００について説明する。位置姿勢計測部１２００は、撮像部１１００の一部を構成する超音波プローブ（不図示）の、現実空間中に定義された基準座標系における位置と姿勢とを計測し、計測したプローブの位置姿勢を示す位置姿勢情報を、情報処理部１０００に送信する。位置姿勢計測部１２００としては、磁気センサ、メカニカルセンサ、光学センサ等、何れのセンサを用いても良い。なお、以下の説明では、位置姿勢計測部１２００の校正は事前に行われており、基準座標系におけるプローブの位置姿勢情報は取得可能であるものと仮定する。

【００２２】

ここで基準座標系とは、例えば、本実施形態に係る超音波診断装置が配置される現実空間中の１点を原点（例えば患者の寝ているベッドのような不動の一点）とし、この原点で互いに直交する３軸をそれぞれＸ軸、Ｙ軸、Ｚ軸として定義した座標系のことを表す。しかし、被検体（患者）を剛体とみなすことで被検体座標系（患者座標系）を基準座標系として以下の実施形態を実施しても良い。この場合、位置姿勢計測部１２００を用いて被検体の位置姿勢も計測し、被検体とプローブとの相対位置姿勢関係から、被検体座標系におけるプローブの位置姿勢を算出すればよい。なお、被検体座標系とは、被検体上の１点を原点として定義し、この原点で互いに直交する３軸をそれぞれＸ軸、Ｙ軸、Ｚ軸として定義した座標系のことを表す。

【００２３】

次に、撮像部１１００（撮像装置）について説明する。撮像部１１００は、情報処理部１０００から供給された撮像パラメータに従って、被写体の超音波画像の撮像を行う。そして、係る撮像により得られた超音波画像を情報処理部１０００へと送信する。なお、本実施形態では、撮像部１１００が有する超音波プローブはリニア方式であり、撮像部１１００が撮像する超音波画像は２次元のＢモード画像であるとする。撮像部１１００は、撮像パラメータが外部からコントロール可能であることを除いては、一般的な超音波診断装置と同等の構成でよい。

【００２４】

次に、情報処理部１０００について説明する。情報処理部１０００は、被検体における注目領域を撮像するために適切な撮像パラメータを求め、求めた撮像パラメータを撮像部１１００に送信し、設定する。本実施形態では、撮像パラメータとしてフォーカス位置を用いる。また、情報処理部１０００は、このような撮像パラメータが設定された撮像部１１００から超音波画像を取得し、取得した超音波画像を統合して、注目領域に関する３次元超音波画像を生成する。

【００２５】

図１に示す如く、情報処理部１０００は、注目領域取得部１０１０、注目領域情報保存部１０１１、位置姿勢取得部１０２０、交差領域算出部１０２１、パラメータ決定部１０２２、超音波画像取得部１０３０、画像生成部１０３１、を有する。

【００２６】

注目領域取得部１０１０は、現実空間中（基準座標系中）において被検体の注目領域を

規定する領域情報を取得する（第１の取得）。この領域情報は、現実空間中における被検体の注目領域を規定することができるのであれば如何なる情報であっても良く、例えば領域の中心位置の３次元座標値とその半径を示すものであっても良いし、これを導出するための数式情報であっても良い。本実施形態では、注目領域は球体であり、領域情報は、この球体の中心の３次元座標値とこの球体の半径とを示す情報であるとする。なお、情報処理部１０００に対する領域情報の入力形態については特に限定するものではなく、ネットワークを介して外部装置から受信しても良いし、ユーザがキーボードやマウス等を操作することで入力しても良い。そして注目領域取得部１０１０は、このようにして入力された領域情報を取得すると、これを注目領域情報保存部１０１１に一時的に格納する。

【００２７】

位置姿勢取得部１０２０は、撮像部１１００が有するプローブの、上記基準座標系における位置姿勢を示す位置姿勢情報を、位置姿勢計測部１２００から取得する（第２の取得）。そして位置姿勢取得部１０２０は、取得したこの位置姿勢情報を、後段の交差領域算出部１０２１に送出する。

【００２８】

交差領域算出部１０２１は、注目領域情報保存部１０１１に格納されている領域情報と、位置姿勢取得部１０２０から送出された位置姿勢情報とを用いて、次の処理を行う。即ち、領域情報が規定する注目領域の、位置姿勢情報に基づいて決まる撮像部１１００の撮像範囲、における断面を交差領域として求める。そして交差領域算出部１０２１は、このようにして求めた交差領域を示す情報（交差領域情報）を、後段のパラメータ決定部１０２２に送出する。また、交差領域算出部１０２１は、領域情報、位置姿勢情報を、後段の画像生成部１０３１に送出する。

【００２９】

パラメータ決定部１０２２は、交差領域算出部１０２１から送出された交差領域情報を用いて、撮像部１１００に設定すべき最適な撮像パラメータを計算する。本実施形態では、交差領域に該当する被検体上の領域に合焦するようなフォーカス位置を計算する。そしてパラメータ決定部１０２２は、計算した撮像パラメータを撮像部１１００に送信する。また、パラメータ決定部１０２２は、求めた撮像パラメータや、撮像パラメータを求めるために用いた交差領域情報を、後段の画像生成部１０３１に送出する。

【００３０】

超音波画像取得部１０３０は、撮像部１１００で撮像された超音波画像を取得する。なお、取得した超音波画像は、パラメータ決定部１０２２が求めた撮像パラメータや、この撮像パラメータを求めるために用いられた各種の情報と関連づけられるものとする。例えば、撮像パラメータと、パラメータ決定部１０２２で用いられた各種の情報と、に同じ識別子を付加し、撮像された超音波画像にも同じ識別子をつけることで対応づけることができる。また、プローブの位置姿勢ごとに撮像パラメータが一意に決まるような場合には、プローブの位置姿勢情報を識別情報として用いてもよい。あるいは、パラメータ決定部１０２２で使用した各種の情報を撮像パラメータと共に撮像部１１００に送信し、超音波画像に付加して超音波画像取得部１０３０に再度入力するようにしてもよい。

【００３１】

画像生成部１０３１は、超音波画像取得部１０３０が取得した超音波画像群を統合し、注目領域を含んだ三次元超音波画像（ボリュームデータ）を生成する。そして、画像生成部１０３１は、生成した三次元超音波画像を出力する。出力先については特に限定するものではなく、ネットワークを介して外部装置に対して送信しても良いし、表示装置に対して表示目的で出力しても良い。

【００３２】

< 超音波診断装置が行う処理手順について >

次に、本実施形態に係る超音波診断装置が行う処理について説明する。図３は、注目領域取得部１０１０が行う処理のフローチャートである。先ずステップＳ３０１では、注目領域取得部１０１０は、現実空間中（基準座標系中）において被検体の注目領域を規定す

10

20

30

40

50

る領域情報を取得する。次に、ステップS 3 0 2では、注目領域取得部 1 0 1 0は、この取得した領域情報を注目領域情報保存部 1 0 1 1に一時的に格納する。

【 0 0 3 3 】

次に、注目領域を含んだ3次元超音波画像を生成する為の処理について、同処理のフローチャートを示す図4を用いて以下、説明する。なお、図4のフローチャートに従った処理は、図3のフローチャートに従った処理が完了した後で実行されるものである。もちろん、図4のフローチャートに従った処理を開始する時点では、超音波診断装置が起動されて超音波画像を撮像でき、且つプローブの位置姿勢も計測されている。

【 0 0 3 4 】

まず、ステップS 4 0 1では、位置姿勢取得部 1 0 2 0は、プローブの位置姿勢情報を位置姿勢計測部 1 2 0 0から取得し、取得した位置姿勢情報を、後段の交差領域算出部 1 0 2 1に送出する。次に、ステップS 4 0 2では、交差領域算出部 1 0 2 1は、プローブの位置姿勢情報を用いて、基準座標系におけるプローブの撮像領域（撮像範囲）を示す情報（撮像領域情報）を算出する。ここで、撮像領域とは、このプローブが撮像する画像中に捕捉される現実空間中の領域を表す情報である。撮像領域は、現実空間中における平面（撮像平面）と、その平面上の領域によって定義される。撮像平面は、プローブの位置姿勢によって基準座標系内に一意に定義される。一方、平面上の領域は、振動子の数と振動子間のピッチ、および、超音波信号を送信する方向の深さ等に基づいて算出される。なお、振動子の数、ピッチやビームフォーミングのモデルなどは既知の情報であるものとする。

【 0 0 3 5 】

次に、ステップS 4 0 3では、交差領域算出部 1 0 2 1は、注目領域情報保存部 1 0 1 1に格納されている領域情報と、ステップS 4 0 2で算出された撮像領域情報と、を用いて、撮像領域における注目領域の断面を交差領域として求める。本実施形態では、注目領域を球体で表現しているのので、算出された交差領域は、超音波画像上における円（中心座標と半径）によって記述される。なお、空間中の球を平面で切断した場合の平面上における円のパラメータは初歩的な幾何学を用いて導出可能であるので、ここでの詳細な説明は省略する。

【 0 0 3 6 】

図5は、基準座標系における注目領域、プローブの撮像領域、これらの交差領域、の一例を示す図である。図5において5 0 1は注目領域（球体）、5 0 2はプローブ、5 0 3は、プローブの位置姿勢情報に基づいて算出された撮像領域、5 0 4は、撮像領域5 0 3における注目領域5 0 1の断面を示す円（交差領域）である。なお、図5では、図中に示された注目領域5 0 1のうち、交差領域5 0 4より手前にあたる部分は、説明を容易にするため省略されている。

【 0 0 3 7 】

そして交差領域算出部 1 0 2 1は、このようにして求めた交差領域を示す情報（交差領域情報）を、後段のパラメータ決定部 1 0 2 2に送出する。また、交差領域算出部 1 0 2 1は、領域情報、位置姿勢情報を、後段の画像生成部 1 0 3 1に送出する。

【 0 0 3 8 】

次に、ステップS 4 0 4では、交差領域算出部 1 0 2 1は、ステップS 4 0 3で交差領域を求めることができたか否かを判断する。係る判断の結果、交差領域を求めることができなかった場合には、処理をステップS 4 0 1に戻し、次の時刻に入力されるプローブの位置姿勢情報に基づいて、ステップS 4 0 1～S 4 0 3の処理を繰り返す。一方、交差領域を求めることができた場合には、処理をステップS 4 0 5に進める。

【 0 0 3 9 】

ステップS 4 0 5では、パラメータ決定部 1 0 2 2は、交差領域情報に基づいて撮像パラメータを求める。図6は、撮像領域となる平面に対して垂直方向から見た場合のプローブ6 0 1、撮像領域6 0 2、交差領域6 0 3、の関係を示した概略図である。図6では、交差領域6 0 3は、撮像領域6 0 2を示す平面上の領域として捉えることができる。

【 0 0 4 0 】

フォーカス位置 6 0 5 の決定方法には様々なものがあり、本実施形態では、ユーザが何れかを選択しても良いし、予め定められた決定方法を用いても良い。例えば、交差領域 6 0 3 の境界付近にフォーカスを当てたい場合には、走査線 6 0 4 ごとに独立して、交差領域 6 0 3 までの距離をフォーカス位置 6 0 5 として決定する。また、交差領域 6 0 3 の内部にフォーカスを当てたい場合には、6 0 6 に示すように、走査線 6 0 4 と交差領域 6 0 3 との交点（2 点）の中間位置をフォーカス位置としてもよい。また、交差領域 6 0 3 の中心点までの距離を、全走査線に共通のフォーカス位置として設定してもよい。その他、交差領域 6 0 3 にフォーカスを合わせられる方法であれば、どのような決定方法でもよい。例えば、特許文献 1 で開示されているようなフォーカス位置の決定方法を適用することも可能である。

10

【 0 0 4 1 】

次に、ステップ S 4 0 6 では、パラメータ決定部 1 0 2 2 は、求めた撮像パラメータを撮像部 1 1 0 0 に送出する。これにより撮像部 1 1 0 0 は、パラメータ決定部 1 0 2 2 が求めた撮像パラメータを自身に設定し、設定した撮像パラメータに従って超音波画像を撮像することができる。そして撮像部 1 1 0 0 は、この撮像した超音波画像を情報処理部 1 0 0 0 に送信する。また、パラメータ決定部 1 0 2 2 は、求めた撮像パラメータや、撮像パラメータを求めるために用いた交差領域情報を、後段の画像生成部 1 0 3 1 に送出する。

【 0 0 4 2 】

20

また、ステップ S 4 0 6 では、超音波画像取得部 1 0 3 0 は、撮像部 1 1 0 0 から送信された超音波画像を取得し、これを後段の画像生成部 1 0 3 1 に送出する。次に、ステップ S 4 0 7 では、画像生成部 1 0 3 1 は、超音波画像取得部 1 0 3 0 から送出された超音波画像を情報処理部 1 0 0 0 内の不図示のメモリ内に蓄積する。このとき上述の通り、超音波画像は、パラメータ決定部 1 0 2 2 が求めた撮像パラメータや、この撮像パラメータを求めるために用いられた各種の情報と関連づけられる。

【 0 0 4 3 】

そして、画像生成部 1 0 3 1 は、この時点までに保存されている全ての超音波画像を用いて、プローブの位置姿勢情報を用いた三次元再構成処理を行って、三次元超音波画像（ボリュームデータ）を生成する。三次元再構成処理は、複数の超音波画像から三次元ボリュームを再構成できる処理であればどのような方法でも構わない。一例として、以下の文献に記されている方法を用いることができる。

30

【 0 0 4 4 】

- ・ A. Fenster, "3-Dimensional Ultrasound Imaging," Imaging Economics, 2004.

以上説明したような、ステップ S 4 0 1 ~ ステップ S 4 0 7 の処理は、撮像部 1 1 0 0 による超音波画像送信レートに従って繰り返される。ユーザが通常の診断と同様の操作でプローブの位置姿勢を変更すると、超音波画像の撮像が繰り返され、プローブがどの位置姿勢にあっても、注目領域を撮像するために適切な撮像パラメータが設定される（即ち、注目領域に常にフォーカス処理が施される）。そして、それらの画像を統合することで、注目領域に合焦した三次元超音波画像を生成することが可能となる。

40

【 0 0 4 5 】

なお、本実施形態では、情報処理部 1 0 0 0 と撮像部 1 1 0 0 とを別個の装置としているが、1 つの装置にまとめても良いし、本実施形態に係る上記機能の実現されるのであれば、システムの構成は特に限定するものではない。また、例えば、MRI のような三次元医用画像撮影装置内部に情報処理部 1 0 0 0 を構成し、超音波診断装置の撮像パラメータを制御するようなシステムとして実施することもできる。

【 0 0 4 6 】

以上の説明により、本実施形態によれば、被検体上の注目部位の観察に適切な撮像パラメータを適用できるようになる。また、プローブの位置姿勢が変化しても直ちに追従して撮像パラメータが適切に変更されるので、関心領域を指定しなおす手間を省くことができ

50

る。そのため、ユーザの操作性を損なわずに注目部位の観察を行うことが可能となる。

【 0 0 4 7 】

また、撮像以前に注目領域を指定することが可能となり、他の三次元画像データに基づいて注目領域を指定することも可能となる。さらに、注目領域の観察に適切な撮像パラメータで撮影された複数の画像（それぞれの画像は注目領域を部分的に含んでいる）を統合することで、注目領域全体の高品位な画像を得ることが可能となる。

【 0 0 4 8 】

ここで、以下に幾つかの変形例を示すが、これらの変形例は単に第 1 の実施形態のみの変形例として扱われるべきではなく、第 2 以降の実施形態の変形例や、幾つかの実施形態の組み合わせに対する変形例として捉えられるべきである。

10

【 0 0 4 9 】

< 変形例 1 >

第 1 の実施形態では、注目領域を球体として表現していた。しかし、注目領域の表現方法はこれに限定されるものではない。また、第 1 の実施形態で説明したように、注目領域取得部 1 0 1 0 による注目領域の領域情報の取得形態については様々なものがあり、何れか 1 つに限定するものではない。

【 0 0 5 0 】

例えば、注目領域の領域情報を、MRI や CT や PET など別のモダリティが撮影した 3 次元医用画像から取得してもよい。この場合、3 次元医用画像中における注目部位の領域を自動、半自動、あるいは手動で抽出し、これを注目領域の領域情報としてもよい。注目領域としては、例えば、MRI で撮影したボリュームデータ中におけるガンの腫瘍の疑いがある領域や、セグメンテーションされた臓器などの 3 次元領域が挙げられる。

20

【 0 0 5 1 】

注目領域の領域情報は、例えば、ラベル付けされたボリュームデータ（3 次元点群の集合）として記述される。あるいは、得られた領域を球や矩形によって近似してもよいし、より簡略的に注目部位の位置（中心位置、重心位置）を表す 3 次元座標のみで記述してもよい。また、セグメンテーションの結果を関数（例えば陰多項式）によって記述してもよい。注目領域取得部 1 0 1 0 は、上記のセグメンテーションを行う装置、あるいはその結果を保持している装置から、注目領域の領域情報を取得する。このようにして取得した領域情報を元に、マウスやキーボードなどの入力装置を介して、ユーザが注目領域を拡大、縮小するなどの操作を行ってもよい。

30

【 0 0 5 2 】

なお、3 次元医用画像と基準座標系との位置合わせは、他の手段によって既に済んでいるものとする（すなわち、3 次元医用画像の座標系から基準座標系への座標変換が可能と考える）。また、超音波画像上で注目領域を 2 次元的に指定し、プローブの位置姿勢情報に基づいてこれを基準座標系における注目領域の領域情報に変換してもよい。

< 変形例 2 >

第 1 の実施形態では、注目領域を三次元形状データとして説明しているが、他の医用画像撮影装置（例えば MRI）の三次元形状データ内の任意断面を注目領域として指定することもできる。

40

【 0 0 5 3 】

この場合は、ステップ S 3 0 1 において、MRI の三次元形状データを GUI 上にボリュームレンダリングで表示し、マウスやキーボードを用いた操作で MRI の三次元形状データ上の断面を指定する。そして、この断面を基準座標系における平面に座標変換する。また、ステップ S 4 0 3 では、注目する平面とプローブの撮像領域を示す平面との交線として交差領域 5 0 4 が取得される。また、ステップ S 4 0 5 では、上記の交線に対してそれぞれの走査線ごとにフォーカスを設定する。また、ステップ S 4 0 7 では、撮像部 1 1 0 0 で撮像された超音波画像の交線上のピクセル画素値を注目する平面の画素値として投影することで、指定した MRI の任意断面に対応する二次元の超音波画像を生成してもよい。即ち、本変形例によれば、MRI のような医用画像撮影装置の三次元形状データにお

50

ける断面と同じ領域における高画質な超音波画像を取得することができる。

【 0 0 5 4 】

< 変形例 3 >

第 1 の実施形態では、領域情報が示す領域（注目領域）と撮像領域との交差領域を用いて撮像パラメータを定めていた。しかし、プローブと注目領域との位置関係（プローブの位置姿勢情報に基づいて決まる撮像範囲と、領域情報が示す領域と、の位置関係）に基づいて撮像パラメータを定める方法であれば、これ以外の方法を用いても良い。

【 0 0 5 5 】

例えば、撮像領域と注目領域との間に交差領域が存在しない場合であっても、注目領域に最も近い撮像領域内の 1 点を選択し、この 1 点までの距離をフォーカス値として設定してもよい。例えば、注目領域が点で指定されている場合には、殆どの場合に撮像領域との交差が発生しないので、この注目点から撮像平面に降ろした垂線の足の座標をフォーカス位置とすることになる。また、より簡便には、プローブ座標系における注目領域の重心点の奥行き方向の座標を単純にフォーカス位置としてもよい。

【 0 0 5 6 】

< 変形例 4 >

第 1 の実施形態では、撮像パラメータがフォーカス位置である場合について説明したが、他の種類のパラメータであっても良い。例えば、STC、デプス、フォーカス域、音圧の調整を行ってもよい。

【 0 0 5 7 】

例えば、フォーカス域の調整を行う場合には、ステップ S 4 0 6 において、走査線 6 0 4 と交差領域 6 0 3 との交線がフォーカス域内に収まるように撮像パラメータを調整すればよい。また、デプスの調整を行う場合には、撮像平面（撮像領域を含む平面）と注目領域との交差領域を算出し、その交差領域が撮像領域に含まれるようにデプスを調整すればよい。また、音圧の調整を行う場合には、対象領域の重心位置に応じて音圧の大きさを調整する（重心位置が遠ければ音圧を大きく、近ければ音圧を小さくする）。これらのパラメータは何れか 1 つのみを調整しても良いし、複数個のパラメータを調整しても良い。

【 0 0 5 8 】

< 変形例 5 >

第 1 の実施形態では、撮像部 1 1 0 0 が取得した超音波画像を合成して三次元超音波画像を生成していたが、この構成は必ずしも必要ではない。例えば、撮像部 1 1 0 0 の撮像パラメータを制御するだけの構成であってもよい。この場合、撮像部 1 1 0 0 が撮像した画像をモニタ等の表示装置に表示すればよい。

【 0 0 5 9 】

< 変形例 6 >

第 1 の実施形態では、撮像される超音波画像は、2 次元の画像を取得する 1 次元アレイのプローブを用いていた。しかし、3 次元の画像を取得する 2 次元アレイのプローブを用いた場合でも第 1 の実施形態で説明した効果と同様の効果を得ることができることは言うまでもない。この場合、注目領域と撮像領域との交差領域は、基準座標系における三次元領域となる。

【 0 0 6 0 】

< 変形例 7 >

取得した超音波画像の全体を利用して 3 次元ボリュームデータを生成するのではなく、注目領域の情報のみを用いて注目領域のみの 3 次元再構成を行ってもよい。この場合、注目領域の画素値を交差領域 6 0 3 の画素値から決定する場合に、撮像が好適に行われていることが期待できる交差領域 6 0 3 の一部の画素のみを取得して注目領域の画素値としてもよい。

【 0 0 6 1 】

例えば、フォーカス域の長さを固定長とし、交差領域 6 0 3 と走査線 6 0 4 とが重なる線分のうち、フォーカス域内となる線分上の画素のみを注目領域の画素値として取得する

10

20

30

40

50

ようにしてもよい。このとき、注目領域情報保存部 1 0 1 1 に格納されている領域情報のうち、注目領域においてフォーカス域に収まる超音波画像の画素値を取得済みの領域と未取得の領域とを識別できるようにすることもできる。注目領域のうち未取得の領域に対して、ステップ S 4 0 1 ~ S 4 0 8 の処理を繰り返すことにより、特定のフォーカス域内に収まる画素のみで構成された注目領域の超音波画像を生成すると、注目領域全体がフォーカス域に収まる超音波画像の画素値で生成できる。未取得の領域の識別方法の一例としては、座標やボリュームデータにおけるボクセル、平面や直線上のピクセルごとにフラグをたてるような方法でもよいし、未取得の領域を示す情報を別に追加してもよい。

【 0 0 6 2 】

< 変形例 8 >

ステップ S 4 0 6 において、基準座標系における注目領域とプローブとの位置関係に加えて、生体内の超音波の減衰を考慮して撮像パラメータを決定してもよい。例えば、基準座標系における注目領域とプローブとの位置関係を用いて、超音波が伝達する生体の周波数依存性減衰 (frequency dependent attenuation:FDA) を特定することができる (皮膚、乳房、臓器等)。超音波の周波数ごとに、超音波エコーの減衰量を算出することができる。プローブの位置姿勢ごとに、注目領域に照射、反射する超音波の強度の減衰量を算出し、注目領域中の各点に送信される超音波の強度や受信時の超音波の強度が一様になるような撮像パラメータ決定を行ってもよい。

【 0 0 6 3 】

< 変形例 9 >

ステップ S 4 0 6 において、プローブの撮像領域と注目領域との交差領域 6 0 3 が撮像領域 6 0 2 に含まれる場合、交差領域 6 0 3 に重ならない走査線 6 0 4 を注目領域にあたるように、走査線の方角を制御してもよい。すなわち、交差領域 6 0 3 に、プローブのすべての走査線が重なるように走査線 6 0 4 の向きを変更するように撮像パラメータを決定してもよい。プローブの走査線の向きの変更方法の一例としては、プローブの振動子の時間遅延を変更するような方法でよいし、他の方法であってもかまわない。

【 0 0 6 4 】

[第 2 の実施形態]

本実施形態では、注目領域の表現形態 (球体、直方体、点など) に応じて交差領域を求める方法を変更する。なお、本実施形態以降では、既に説明した実施形態との差分についてのみ説明し、それ以外については、特に触れない限りは、既に説明した実施形態と同じであるものとする。

【 0 0 6 5 】

< 本実施形態に係る超音波診断装置の構成について >

図 7 は、本実施形態に係る超音波診断装置の機能構成例を示すブロック図である。図 7 に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置は、情報処理部 7 1 0 0、撮像部 1 1 0 0、位置姿勢計測部 1 2 0 0、により構成されている。即ち、情報処理部 7 1 0 0 以外については第 1 の実施形態と同じである。従って、以下では、情報処理部 7 1 0 0 について説明する。

【 0 0 6 6 】

図 7 に示す如く、情報処理部 7 1 0 0 は、注目領域取得部 1 0 1 0、注目領域情報保存部 1 0 1 1、位置姿勢取得部 1 0 2 0、対象領域算出部 7 1 2 1、パラメータ決定部 1 0 2 2、超音波画像取得部 1 0 3 0、表示部 7 1 3 2 を有している。即ち、対象領域算出部 7 1 2 1、表示部 7 1 3 2 以外については図 1 に示したものと同一であり、その説明についても第 1 の実施形態と同じであるので、以下では主に、対象領域算出部 7 1 2 1、表示部 7 1 3 2 について説明する。

【 0 0 6 7 】

本実施形態においても、注目領域取得部 1 0 1 0 は領域情報を取得するのであるが、この領域情報については第 1 の実施形態でも触れたように、様々な表現形態が考え得る。例えば、注目領域が点 (注目点) の場合には、基準座標系における注目点の 3 次元座標を領

10

20

30

40

50

域情報として取得することになる。また、立体形状を有する注目領域を、直方体や多面体等の他の形状によって記述してもよい。

【 0 0 6 8 】

また、領域情報を、ラベル付けされたボリュームデータ（３次元点群）として記述することもできるし、注目領域を表す点群を多面体或多項式によって近似することもできる。特に、核磁気共鳴映像装置（MRI）等の他のモダリティで事前に撮影した３次元医用画像から腫瘍等の注目部位を抽出し、これを注目領域とする場合には、これらの表現方法が有効である。この場合、超音波診断装置とネットワーク接続されたMRIや画像サーバ上にある領域情報が記載されたファイル等をユーザが指定し、これを注目領域取得部１０１０が読み込む構成であることが望ましい。

10

【 0 0 6 9 】

なお、他のモダリティのデータを使用する場合、基準座標系に対するデータの位置合わせは他の手段によって既に済んでおり、このデータは既に基準座標系へと座標変換されているものとする。あるいは、このモダリティの画像を定義する座標系を基準座標系として用いてもよい。

【 0 0 7 0 】

対象領域算出部７１２１は、注目領域情報保存部１０１１に格納されている領域情報と、位置姿勢取得部１０２０から送出された位置姿勢情報とを用いて、撮像パラメータを求めるために用いる領域を対象領域として求める処理を行う。そして対象領域算出部７１２１は、このようにして求めた対象領域を示す情報（対象領域情報）を、後段のパラメータ決定部１０２２に送出する。また、対象領域算出部７１２１は、領域情報、位置姿勢情報を、後段の画像生成部１０３１に送出する。

20

【 0 0 7 1 】

表示部７１３２は、画像生成部１０３１が生成した超音波画像を表示したり、ユーザに対するGUI（グラフィカルユーザインターフェース）を表示したりすることができる。なお、画像生成部１０３１による画像生成と表示部７１３２による画像表示は、撮像部１１００による撮像ごとに逐次実行することや、所定回数の撮像、所定時間の撮像ごとに実行することもできる。これらは、ユーザからの指示入力により設定される。

【 0 0 7 2 】

< 超音波診断装置が行う処理手順について >

30

次に、本実施形態に係る超音波診断装置が行う処理について説明する。注目領域取得部１０１０が行う処理については第１の実施形態と同様であるので、同処理は図３に示したフローチャートに従ったものとなるが、本実施形態では様々な表現形態の領域情報の入力を許容する。

【 0 0 7 3 】

注目領域が球体の場合は、第１の実施形態と同様、領域情報は、球体の３次元座標値と球体の半径を示す。また、注目領域が直方体や多面体の場合は、領域情報は、各頂点の座標や、直方体、多面体の位置と領域を示す数式を示す。また、注目領域が点（注目点）の場合は、領域情報は、注目点の座標を示す。さらに、注目領域がラベル付きのボリュームデータの場合は、領域情報は、点群を示しても良いし、ボリュームデータの位置、形状を示す数式や情報を示しても良い。

40

【 0 0 7 4 】

このように、本実施形態では、様々な領域情報の入力を許容する。もちろん、このような領域情報が記述されたファイルを注目領域取得部１０１０が読み込むことで、このファイルを取得するようにしても良い。そしてこのような領域情報は、注目領域情報保存部１０１１に一時的に格納される。

【 0 0 7 5 】

次に、対象領域を含んだ３次元超音波画像を生成する為の処理について、同処理のフローチャートを示す図８を用いて以下、説明する。なお、図８において図４と同じ処理を行うステップには同じステップ番号が付されており、その説明は省略する。

50

【 0 0 7 6 】

なお、図 8 のフローチャートに従った処理は、図 3 のフローチャートに従った処理が完了した後で実行されるものである。もちろん、図 8 のフローチャートに従った処理を開始する時点では、超音波診断装置が起動されて超音波画像を撮像でき、且つプローブの位置姿勢も計測されている。

【 0 0 7 7 】

ステップ S 8 0 1 では、対象領域算出部 7 1 2 1 は、注目領域情報保存部 1 0 1 1 に格納されている領域情報と、ステップ S 4 0 2 で算出された撮像領域情報と、を用いて、撮像パラメータを求める為に用いる対象領域を求める。ここで、対象領域算出部 7 1 2 1 は、注目領域の表現形態に応じて予め定めた適切な方法を選択し、選択した方法に従って対象領域を算出する。

10

【 0 0 7 8 】

具体的には、注目領域が球体、直方体、多面体、ラベル付きポリウムデータのそれぞれの形状で表現されている場合には、注目領域と撮像領域との交差領域を対象領域として算出する。一方、注目領域が点によって表現されている場合には、その近傍領域を対象領域として算出する。なお、このような、注目領域の表現形態と、それに対応する対象領域算出方法と、の関連付けは予め成されており、対象領域算出部 7 1 2 1 が管理しているものとする。

【 0 0 7 9 】

例えば、注目領域が球体である場合、第 1 の実施形態と同様、対象領域算出部 7 1 2 1 は、注目領域と撮像領域との交差領域を対象領域として算出する。また例えば、注目領域が直方体の場合、対象領域算出部 7 1 2 1 は、球体の場合と同様に、注目領域と撮像領域との交差領域を対象領域として算出する。具体的には、直方体の各平面と、撮像領域を示す平面と、の交線で構成する多角形の領域を対象領域とする。

20

【 0 0 8 0 】

また例えば、注目領域が多面体の場合、対象領域算出部 7 1 2 1 は、球体の場合と同様に、注目領域と撮像領域との交差領域を対象領域として算出する。具体的には、多面体の全平面と撮像領域を示す平面と、の交線で構成する多角形の領域を対象領域とする。

【 0 0 8 1 】

また例えば、注目領域がラベル付きのポリウムデータで示される場合、対象領域算出部 7 1 2 1 は、ポリウムデータの各点から撮像領域を示す平面までの距離が所定の閾値以内である垂線の足となる点を抽出する。そして、抽出された撮像領域上の垂線の足となる点群の凸包となる領域を対象領域とする。

30

【 0 0 8 2 】

ここで、交差領域が明確に定まる場合には交差領域を対象領域として算出することが望ましいが、注目領域が点である場合、通常のプローブの操作において、撮像領域と注目領域との間に、交差領域の発生する頻度が低い場合がある。この場合は、図 1 1 に示すように注目領域 5 0 1 から撮像領域 5 0 3 に垂線 9 0 1 を下ろし、その垂線 9 0 1 の足となる撮像領域 5 0 3 上の点で生成される近傍領域 9 0 2 を、対象領域として算出する。この近傍領域 9 0 2 を対象領域として用いることで、交差領域 5 0 4 と同じように超音波診断装置のフォーカス位置を調整することができる。

40

【 0 0 8 3 】

即ち、注目領域が点である場合、注目領域 5 0 1 は 3 次元座標で示される注目点となり、対象領域算出部 7 1 2 1 は、この注目点に対する近傍領域を算出する。対象領域算出部 7 1 2 1 は、この注目点から撮像領域 5 0 3 に下ろした垂線 9 0 1 が所定の閾値以下の長さである場合に、垂線の足となる撮像領域 5 0 3 上の点を近傍領域 9 0 2 として算出し、この領域（点）を対象領域とする。

【 0 0 8 4 】

なお、対象領域算出で求める領域の選択方法は、前述の方法に限られるものではない。例えば、注目領域と撮像領域との交差領域が存在する場合には交差領域を対象領域とし、

50

交差領域が存在しない場合には近傍領域を求めてこれを対象領域とする等、任意の方法を設定することができる。また、撮影作業中に、ユーザの指示入力により、交差領域、近傍領域のいずれを用いるか変更することも可能である。

【 0 0 8 5 】

そして対象領域算出部 7 1 2 1 は、このようにして求めた対象領域を示す情報（対象領域情報）を、後段のパラメータ決定部 1 0 2 2 に送出する。また、対象領域算出部 7 1 2 1 は、領域情報、位置姿勢情報を、後段の画像生成部 1 0 3 1 に送出する。

【 0 0 8 6 】

次に、ステップ S 8 0 2 では、対象領域算出部 7 1 2 1 は、ステップ S 8 0 1 で対象領域を求めることができたか否かを判断する。係る判断の結果、対象領域を求めることができなかった場合には、処理をステップ S 4 0 1 に戻し、次の時刻に入力されるプローブの位置姿勢情報に基づいて、ステップ S 4 0 1、S 4 0 2、S 8 0 1 の処理を繰り返す。一方、対象領域を求めることができた場合には、処理をステップ S 8 0 3 に進める。

【 0 0 8 7 】

ステップ S 8 0 3 では、パラメータ決定部 1 0 2 2 は、対象領域情報に基づいて撮像パラメータを求める。本ステップにおける処理は、実質的には上記ステップ S 4 0 5 における処理と同じである。例えば、走査線ごとに独立して、走査線と対象領域とが重なる線分の手前側の端点をフォーカス位置して決定する。これによると、特に対象領域が交差領域である場合には注目領域の境界付近にフォーカスを合わせることができる。

【 0 0 8 8 】

なお、フォーカス位置の決定方法は第 1 の実施形態でも述べたように、これに限られるものではない。例えば、特定部位に合わせた最高のフォーカス位置を決定する前に、臓器のような広い領域内部全体を撮像したい場合には、対象領域の中心点までの距離を、全走査線に共通のフォーカス位置として設定することもできる。

【 0 0 8 9 】

最後に、ステップ S 4 0 8 では、表示部 7 1 3 2 は、画像生成部 1 0 3 1 が生成した 3 次元超音波画像（ボリュームデータ）を表示する。例えば、他モダリティで撮像した断面画像と比較したい場合には、ユーザからの指示により、表示部 7 1 3 2 は 3 次元超音波画像をそれぞれ直交する 3 断面で表示する。

【 0 0 9 0 】

ここで、ボリュームデータの表示は、ユーザの目的に応じて、どのような表示方法であってもよく、例えば、ユーザが立体的な形状を観察する場合には、ボリュームレンダリングの表示を指定することもできる。また、ボリュームデータが外接する直方体の各平面に投影した M I P（Maximum Intensity Projection）画像を生成し、その M I P 画像を表示できるような表示であってもよい。ユーザの指示により、超音波画像の表示の有無と、表示方法は、あらかじめ超音波診断装置に設定しておくことも、撮影作業中に切り替えることも可能である。

【 0 0 9 1 】

また、ユーザの指示により、ステップ S 4 0 8 の画像表示処理を行うように指定された場合は、ステップ S 4 0 1 ～ステップ S 4 0 8 の処理が送信レートに応じて繰り返される。これにより、ユーザの撮像操作中に、画像生成部 1 0 3 1 が、注目領域に合焦した 3 次元超音波画像を逐次生成し、かつ、表示部 7 1 3 2 が、この生成された 3 次元超音波画像を逐次表示することも可能となる。

【 0 0 9 2 】

[第 3 の実施形態]

第 2 の実施形態では、ユーザによる数値の直接入力や、他のモダリティの 3 次元画像から得たボリュームデータに基づいて注目領域を指定していた。本実施形態では、第 2 の実施形態とは異なる方法によって注目領域の設定を行う。具体的には、ユーザが、撮像部 1 1 0 0 が撮像した超音波画像を見ながらプローブを操作し、注目する超音波画像上でユーザが指示した領域に基づいて注目領域を設定する点が、第 2 の実施形態と異なっている。

以下、本実施形態について、第２の実施形態との相違部分についてのみ説明する。

【００９３】

<本実施形態に係る超音波診断装置の構成について>

本実施形態に係る超音波診断装置の構成については第２の実施形態と同じであるが、注目領域取得部１０１０の機能が第２の実施形態と異なっている。また、位置姿勢取得部１０２０が取得した位置姿勢情報が注目領域取得部１０１０にも供給される点と、超音波画像取得部１０３０が取得した超音波画像が注目領域取得部１０１０にも供給される点も第２の実施形態と異なる。

【００９４】

注目領域取得部１０１０は、超音波画像取得部１０３０から供給される超音波画像上でユーザが指定した領域（注目領域）についての情報を収集する。そして注目領域取得部１０１０は、この収集した情報と、位置姿勢取得部１０２０から供給された位置姿勢情報と、を用いて、基準座標系において注目領域を規定する領域情報を求める。

【００９５】

<超音波診断装置が行う処理手順について>

次に、本実施形態に係る超音波診断装置が行う処理について説明する。注目領域取得部１０１０が行う処理については、図３に示したフローチャートにおいて、ステップＳ３０１において以下の処理を行う。

【００９６】

ステップＳ３０１において、注目領域取得部１０１０は、超音波画像取得部１０３０から注目超音波画像を取得する。この取得は、例えば、ユーザからの入力指示に基づいたものであっても良い。そして注目領域取得部１０１０は、この取得した超音波画像を逐次的に（ライブの動画像として）表示部７１３２に表示させる。ユーザはこの表示部７１３２に表示された超音波画像を見ながら、注目領域を指定する。例えば、注目する病変が描出されている超音波画像が映し出されるように患部にプローブを固定した状態で、キーボードの所定のキー（以下では「静止画取得キー」と称す）を押す。注目領域取得部１０１０は、「静止画取得キー」が押された時点で表示部７１３２に表示されている超音波画像を注目超音波画像として、表示部７１３２に表示しつつづける。さらに、この注目超音波画像を撮像したときの撮像部１１００の位置姿勢情報を位置姿勢取得部１０２０から取得し、これを不図示のメモリに格納する。

【００９７】

注目領域取得部１０１０は更に、注目超音波画像上でユーザにより指定された領域に係る情報を収集する。具体的には、表示部７１３２に表示されている注目超音波画像上でユーザが注目領域を指定する為のＧＵＩを提供し、ユーザが指定した注目領域に係る情報を収集する。そして、注目領域取得部１０１０は、この収集した情報と、注目超音波画像を撮像した時点で位置姿勢取得部１０２０から供給された位置姿勢情報と、に基づいて、基準座標系における注目領域を規定する領域情報を求める。

【００９８】

なお、注目超音波画像上においてユーザが領域を指定する方法としては、例えば、超音波画像上で円形の領域（円の中心点と円周上の任意の一点）を指定する方法などを用いればよい。そして、指定された円と同一中心、同一半径からなる球を注目領域として決定する。なお、画像上における領域指定の方法は他の何れの方法であってもよく、通常のペイントツールなどで用いられているような、矩形や自由形状を入力する等の何れの方法を用いてもよい。また、画像上の点や点の集合を種として指定し、それらと類似した画像特徴を有する領域を自動抽出した結果（あるいは、その領域を近似する円）を利用してもよい。これらの方法で画像上の領域を指定した場合には、基準座標系における注目領域として、例えばこれらの領域を適当な軸で回転させた回転楕円体や、幾つかの軸で回転させた回転楕円体の積を設定すればよい。また、注目超音波画像上において注目する位置を点で指定して、基準座標系における点の位置として注目領域を記述してもよい。あるいは、２枚以上の注目超音波画像上で何れかの方法によって領域を指定して、それらの領域から視体

積交差法によって導出される３次元の領域を、注目領域としてもよい。以降の点については第２の実施形態と同様である。

【００９９】

以上の説明により、本実施形態によれば、ユーザは任意の位置姿勢にあるプローブで撮像した超音波画像を見ながら注目領域を指定することが可能となる。特に、２次元の超音波画像上に２次元の領域を指定する操作だけで、基準座標系における３次元領域を注目領域として指定することができる。また、通常の超音波診断装置と同様の操作と表示で撮像領域に映し出された画像の範囲を注目領域として指定できるため、ユーザにとって、直感的にわかりやすい注目領域の指定方法となる。

【０１００】

10

〔第４の実施形態〕

上記実施形態では、被検体上の点あるいは点の３次元的な集合を注目領域として指定していた。本実施形態では、上記実施形態とは異なる注目領域の形態として、被検体上における断面を注目領域（注目断面）として指定することを特徴とする。特に、他の医用画像撮影装置（例えばＭＲＩ）によって取得された３次元画像内の任意断面を注目断面として指定することを特徴とする。そして、注目断面と同一の断面の、高品質な超音波画像を生成することを特徴とする。以下、第２の実施形態との相違部分についてのみ説明する。

【０１０１】

<本実施形態に係る超音波診断装置の構成について>

本実施形態に係る超音波診断装置の構成については第２の実施形態と同じであるが、注目領域取得部１０１０が、領域情報として、断面上における部分注目領域を基準座標系内で規定する情報を取得する点が、上記の実施形態とは異なっている。また、対象領域算出部７１２１、パラメータ決定部１０２２、画像生成部１０３１の各部の機能も、注目領域が断面であることに対応して上記の実施形態とは異なったものとなっている。さらに、表示部７１３２において、注目断面に対応する超音波画像を表示する点と、部分注目領域に関する情報を表示する点も、上記の実施形態とは異なっている。

20

【０１０２】

注目領域取得部１０１０は、ＭＲＩ等で事前に撮像した被検体の３次元画像を取得し、取得した３次元画像に含まれている複数の断面（断層像）のうち、何れか１つをユーザに選択させる。そしてユーザが何れか１つの断面（注目断面）を選択すると、選択した断面を示す情報（注目断面情報）を生成する。注目断面情報は、例えば、この断面上の１点の座標及び法線ベクトルによって表現される。

30

【０１０３】

更に注目領域取得部１０１０は、注目断面においてユーザが指定した領域（部分注目領域）を示す情報（部分注目領域情報）を収集する。そして注目領域取得部１０１０は、この収集した情報と、位置姿勢取得部１０２０が取得した位置姿勢情報と、を用いて、基準座標系において部分注目領域を規定する領域情報を生成する。そして生成した領域情報は上記実施形態と同様、注目領域情報保存部１０１１に格納される。一方、部分注目領域情報は、表示部７１３２に送出される。注目領域取得部１０１０についてのより詳細な説明、及び、対象領域算出部７１２１、パラメータ決定部１０２２、画像生成部１０３１についての説明は、後述する。

40

【０１０４】

表示部７１３２は、画像生成部１０３１が生成した注目断面と同一断面の超音波画像の逐次的な表示を行う。さらに、この超音波画像に、部分注目領域を示す情報を重畳して表示する。表示部７１３２についてのより詳細な説明は後述する。

【０１０５】

<超音波診断装置が行う処理手順について>

次に、本実施形態に係る超音波診断装置が行う処理について説明する。なお、本実施形態の実施手順は、ＭＲＩで事前に取得した被検体の３次元画像が、注目領域取得部１０１０に入力された時点から開始される。

50

【 0 1 0 6 】

注目領域取得部 1 0 1 0 は、図 3 のフローチャートに従った処理を行うのであるが、ステップ S 3 0 1 では、図 9 に示したフローチャートに従った処理を行う。図 9 は、ステップ S 3 0 1 において行う処理の詳細を示すフローチャートである。

【 0 1 0 7 】

ステップ S 7 0 1 において、注目領域取得部 1 0 1 0 は、MRI から取得した 3 次元画像を表示部 7 1 3 2 に表示されている GUI 上に、ボリュームレンダリングで表示する。このとき、以降の処理（本ステップの処理はステップ S 7 0 2 の後にも実行される）において注目断面を指定するパラメータが設定されている場合には、注目断面が切り出された形で 3 次元画像をボリュームレンダリングで表示する。また、注目断面の画像を、パースのついていない 2 次元画像としても表示する。また、注目領域取得部 1 0 1 0 は、断面の操作に関するユーザからの指示を受け付けるためのグラフィック操作のオブジェクト（例えば、コントロールポイント）を合わせて表示する。以上の表示を終えた後に、注目領域取得部 1 0 1 0 は、ユーザからの指示入力待ち状態となる。

【 0 1 0 8 】

ステップ S 7 0 2 では、注目領域取得部 1 0 1 0 は、ユーザからの操作を判断し、表示されたコントロールポイントの操作等で注目断面が指定（更新）されたと判断した場合は、注目断面を表すパラメータを変更し、ステップ S 7 0 1 に処理を戻す。一方、注目断面を確定する操作が入力されたと判断した場合には、処理をステップ S 7 0 3 に進める。

【 0 1 0 9 】

ステップ S 7 0 3 では、注目領域取得部 1 0 1 0 は、注目断面上における部分注目領域の指定を受け付ける。受け付けた指定、即ち、部分注目領域情報は、表示部 7 1 3 2 に送出する。部分注目領域は、例えば、がんの腫瘍などの病変や異常の可能性の高い領域のような、注目断面上においてオペレータがさらに注目したい（超音波画像を撮像したい）と考える部分領域である。部分注目領域は、例えば、ステップ S 7 0 1 で表示部 7 1 3 2 に表示した MRI の注目断面の 2 次元画像上において、ユーザからの操作指示により、円、楕円、矩形やその他の領域を指定する。図 1 2 は、MRI のボリュームデータ 1 0 0 1、注目断面 1 0 0 2、病変部 1 0 0 3、部分注目領域 1 0 0 4 の関係を示す図である。

【 0 1 1 0 】

なお、部分注目領域の他の指定方法としては、注目領域取得部 1 0 1 0 が、MRI の 3 次元画像から別の手段によって自動もしくは手動で抽出された病変領域の位置に関する情報を取得し、その情報をもとに部分注目領域を決定することも可能である。この場合、例えば、注目断面 1 0 0 2 上における病変領域をそのまま部分注目領域情報としてもよい。また、例えば、病変領域を内部に含む楕円や矩形領域を部分注目領域情報としてもよい。

【 0 1 1 1 】

図 9 に戻って、次に、ステップ S 7 0 4 では、注目領域取得部 1 0 1 0 は、ステップ S 7 0 1 及びステップ S 7 0 2 の処理によって指定された注目断面を表すパラメータを、基準座標系を基準とした記述に変換する。これにより、基準座標系において注目領域を規定する領域情報を生成することができるので、ステップ S 3 0 2 では、この領域情報を注目領域情報保存部 1 0 1 1 に格納する。

【 0 1 1 2 】

次に、注目断面に合焦した 3 次元超音波画像を生成する為の処理について、同処理のフローチャートを示す図 8 を用いて以下、説明する。なお、注目断面に合焦した 3 次元超音波画像を生成する為の処理は、図 8 のフローチャートにおいて以下の変更を行った処理となる。

【 0 1 1 3 】

ステップ S 4 0 1、S 4 0 2 については第 2 の実施形態と同様である。ステップ S 8 0 1 では、第 2 の実施形態と同様にして、撮像領域と注目領域との位置関係に基づいて対象領域を算出する。本実施形態では、図 1 0 に示すように、注目断面を示す平面とプローブの撮像領域を示す平面との交線 8 0 1 として定義される交差領域を、対象領域として算出

する。

【0114】

ステップS802については第2の実施形態と同様である。ステップS803において、パラメータ決定部1022は、第2の実施形態と同様にして、ステップS801で得た対象領域に基づいて撮像パラメータ（夫々の走査線のフォーカス位置）を決定する。本実施形態では、図10に示すように、夫々の走査線ごとに、ステップS801で得られた交線801と走査線との交点を、フォーカス位置として設定する。ステップS406については第2の実施形態と同様である。

【0115】

ステップS407において、画像生成部1031は、第2の実施形態と同様に、撮像部1100で撮像された超音波画像を保存し、この時点までに保存されている全ての超音波画像を統合して、注目断面の（注目断面に対応する）超音波画像を生成する。例えば、第2の実施形態と同様に3次元超音波画像を生成した後に、公知の手法を用いて3次元超音波画像から注目断面と同一の断面を切り出した画像を生成する。なお、本ステップにおける画像生成処理は、撮像部1100による超音波画像の送信レートに応じて繰り返し実行可能な高速な処理であることが望ましい。そのため、画像生成処理は、1時刻前における本ステップの処理において生成した3次元超音波画像を保持しておき、ステップS406で新たに取得した超音波画像を用いて3次元超音波画像を更新するような手法が適している。

【0116】

なお、注目断面の超音波画像を生成する方法はこれに限定されるものではなく、3次元超音波画像を介さずに注目断面の画像を生成してもよい。例えば、撮像した夫々の超音波画像上における交線801上のピクセルの画素値を、生成する画像上に順次プロットしていくことによって、3次元超音波画像を介さずに所望の画像を生成することができる。

【0117】

次に、ステップS408では表示部7132は、ステップS407で生成した注目断面の超音波画像を表示する。さらに、図13に示すように、注目断面画像1101上に、部分注目領域1004の位置を示す表示（同図では点線の円）を行う。なお、この表示は、ステップS701と同様に、MRIの注目断面の画像と並べて表示することが望ましい。特に、両モダリティの画像を同一の倍率で表示することで、モダリティ間の対応関係を容易に把握することが可能となる。

【0118】

なお、ステップS408で行う画像の表示形態は、上記に限定されるものではない。例えば、ステップS701と同様にMRIのボリュームレンダリングを行い、さらに、その注目断面の部分に、生成した超音波画像を重ね合わせて（あるいは差し替えて）表示してもよい。さらに、このボリュームレンダリングと同一の座標系に、超音波画像の撮像領域を表す枠（ワイヤフレーム）や面を表示してもよい。また、その撮像領域内に、ステップS406で取得した超音波画像を（例えば半透明の状態で）表示してもよい。このような表示を行うことで、注目断面とプローブとの位置関係の把握が容易になる。なお、ステップS408において何れの形態の表示を行うかは、ユーザの指示入力によって選択可能であることが望ましい。

【0119】

また、図14に示すように、ユーザの指示入力により表示部7132は、注目断面画像1101における高画質領域1201を、他の領域と異なる色や輝度の階調などで区別できるように表示することも可能である。ここで、高画質領域1201とは、例えば、撮像された超音波画像を注目断面画像の各画素の生成に用いる際に、閾値以上の数の超音波画像を用いて生成された画素で構成された領域である。一般に複数の超音波画像を用いて画像を再構成する場合には、多数の超音波画像を用いる方が高画質になることが知られている。また、この高画質領域は、注目断面上において、撮像された超音波画像からフォーカス位置との距離が所定の閾値内である画素で生成される画素で構成される領域である。フ

フォーカス位置と所定の距離内の画素は、所定の距離より遠い画素よりも精度のよい画素で撮像されており、これらの画素から再構成された領域は、他の領域よりも高画質な領域となる。

【 0 1 2 0 】

以上で説明した処理は、撮像部 1 1 0 0 による超音波画像の送信レートに応じて繰り返し実行される。その結果、ユーザが通常の診断と同様の操作でプローブの位置姿勢を変更すると、超音波画像の撮影が繰り返され、プローブがどの位置姿勢にあっても注目断面の観察に適切な撮像パラメータが設定される（すなわち、注目断面に常にフォーカス処理が施される）。そして、それらの画像を統合することで、注目断面に合焦した、断面の高品質な超音波画像を生成することが可能となる。

10

【 0 1 2 1 】

さらに、送信レートに応じて上記処理を繰り返し実行することで、ユーザの撮像操作中に注目断面の超音波画像が逐次的に生成され、かつ、生成された（その時点における）超音波画像が逐次的に表示される。これにより、ユーザは目的とする超音波画像を目視しながら撮像が十分か否か、あるいは撮像位置が適切か否かを判断することができる。さらに、部分注目領域の位置に関する情報を重畳表示することによって、MRI の注目断面上で描出されている（超音波で撮像すべき）病変部の位置や、その部位の画像が生成されているか否かを、一目瞭然で確認できる。その結果、目的とする超音波画像を効率的に取得することが可能となる。以上に示した手順により、MRI の注目断面に対応する高画質な超音波画像を、効率的な作業によって撮像することが可能となる。

20

【 0 1 2 2 】

なお、本実施形態では、ステップ S 4 0 7 及びステップ S 4 0 8 の処理を取得フレームごとに実行していたが、この処理は必ずしも取得フレームごとに実行しなくてもよい。例えば、ステップ S 4 0 7 及びステップ S 4 0 8 の処理がフルフレームで処理できない場合には、数フレーム毎にステップ S 4 0 7 及びステップ S 4 0 8 の処理をバックグラウンドで実行するような構成としてもよい。あるいは、ステップ S 4 0 1 からステップ S 4 0 6 までの撮像処理を十分なフレームだけ実行して、その後、ステップ S 4 0 7 及びステップ S 4 0 8 の処理を実行するという構成にすることも可能である。

【 0 1 2 3 】

なお、本実施形態では、注目断面上の部分注目領域として 2 次元画像の例を示したが、3 次元の注目領域における部分注目領域の場合であっても、同様に実施できることはいうまでもない。

30

【 0 1 2 4 】

< 変形例 1 >

上記実施形態では撮像パラメータを決定し、決定した撮像パラメータを用いて撮像部 1 1 0 0 を制御していた。しかし、決定した撮像パラメータはユーザが手動で設定してもよい。この場合、情報処理部 7 1 0 0 は決定した撮像パラメータを表示部 7 1 3 2 に表示する。ユーザはこの表示を見ると、表示された撮像パラメータを手動で撮像部 1 1 0 0 に設定する。

【 0 1 2 5 】

40

< 変形例 2 >

上記実施形態では、画像診断装置の例として超音波エコーを計測する超音波画像診断装置について説明したが、画像診断装置はこれ以外のモダリティであってもよい。例えば、レーザー光源と受信用の超音波探触子を有するプローブを用いて被検体を撮像する光音響トモグラフィ（PAT：Photo-acoustic Tomography）装置であってもよい。この場合、例えば撮像パラメータとして、撮像領域上における対象領域の位置に応じて、レーザーの強度を調整することなどが可能である。なお、これまでに説明した様々な実施形態、変形例は適宜組み合わせてもよい。

【 0 1 2 6 】

[第 5 の実施形態]

50

図１に示した情報処理部１０００を構成する各部、図７に示した情報処理部７１００を構成する各部は何れも、上記実施形態ではハードウェアで構成されているものとして説明した。しかし、注目領域情報保存部１０１１についてはメモリで、表示部７１３２についてはモニタで、その他の各部についてはコンピュータプログラムで実装しても良い。この場合、注目領域情報保存部１０１１をメモリとして有し、表示部７１３２をモニタとして有し、その他の各部をコンピュータプログラムとして実行するＣＰＵを有するコンピュータは、情報処理部１０００、情報処理部７１００として機能することになる。

【０１２７】

図２は、情報処理部１０００、情報処理部７１００に適用可能なコンピュータのハードウェア構成例を示すブロック図である。

10

【０１２８】

ＣＰＵ１００は、主メモリ１０１に格納されているコンピュータプログラムやデータを用いてコンピュータ全体の制御を行うと共に、情報処理部１０００、情報処理部７１００が行うものとして上述した各処理を実行する。

【０１２９】

主メモリ１０１は、磁気ディスク１０２からロードされたコンピュータプログラムやデータ、Ｉ／Ｆ（インターフェース）１０６を介して外部から受信したデータなどを一時的に記憶するためのエリアを有する。更に、主メモリ１０１は、ＣＰＵ１００が各種の処理を実行するために用いるワークエリアも有する。即ち、主メモリ１０１は、各種のエリアを適宜提供することができる。主メモリ１０１は、例えば、注目領域情報保存部１０１１としても機能する。

20

【０１３０】

磁気ディスク１０２は、ハードディスクドライブ装置として機能する大容量情報記憶装置である。磁気ディスク１０２には、ＯＳ（オペレーティングシステム）や、図１，７において、注目領域情報保存部１０１１、表示部７１３２、以外の各部の機能をＣＰＵ１００に実行させるためのコンピュータプログラムやデータが保存されている。係るデータには、上記の説明において既知のデータとして説明したものや、処理対象データも含まれている。磁気ディスク１０２に保存されているコンピュータプログラムやデータは、ＣＰＵ１００による制御に従って適宜主メモリ１０１にロードされ、ＣＰＵ１００による処理対象となる。

30

【０１３１】

入力部１０５は、キーボードやマウスなどにより構成されており、ユーザが操作することで、各種の指示やデータを入力することができる。上記の説明において、ユーザが入力するものとして説明したものは何れも、この入力部１０５をユーザが操作することで入力されるものである。

【０１３２】

Ｉ／Ｆ１０６は、位置姿勢計測部１２００や撮像部１１００を本コンピュータに接続する為のもので、ＩＥＥＥ１３９４やＵＳＢ、イーサネット（登録商標）ポート等によって構成される。本コンピュータはこのＩ／Ｆ１０６を介して位置姿勢計測部１２００や撮像部１１００とのデータ通信を行うことになる。

40

【０１３３】

表示メモリ１０３は、モニタ１０４に表示するための画面のデータを一時的に記憶するためのもので、モニタ１０４には、この表示メモリ１０３に格納されている画面のデータに従った画面が表示されることになる。

【０１３４】

モニタ１０４は、ＣＲＴや液晶画面等により構成されており、ＣＰＵ１００による処理結果を画像や文字などでもって表示することができる。モニタ１０４は、表示部７１３２として機能する。１０７は、上述の各部を繋ぐバスである。

【０１３５】

なお、情報処理部１０００、情報処理部７１００に適用可能な装置の構成については図

50

2 に示した構成に限定するものではなく、図 1 , 7 に示した機能構成を実現可能な構成であれば、如何なる構成であっても良い。

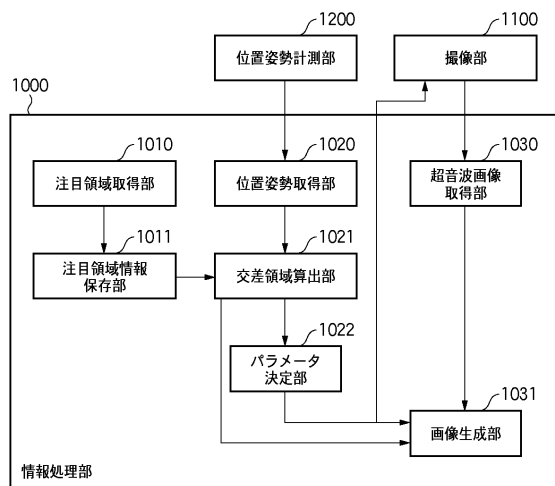
【 0 1 3 6 】

〔 その他の実施形態 〕

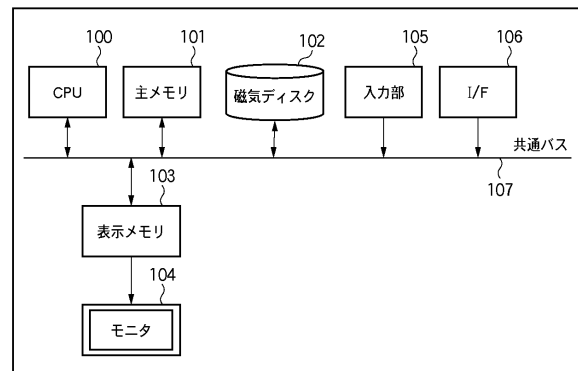
また、本発明の目的は、前述した実施形態の機能を実現するソフトウェアのコンピュータプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記憶媒体によっても実現可能である。即ち、システム又は装置のコンピュータ（又はCPUやMPU）が記録媒体に格納されたプログラムコードを読み出し実行することで、このプログラムコード自体が前述した実施形態の機能を実現することになるので、係る記録媒体は本発明を構成することになる。本発明を上記記録媒体に適用する場合、その記録媒体には、先に説明したフローチャートに対応するプログラムコードが格納されることになる。

10

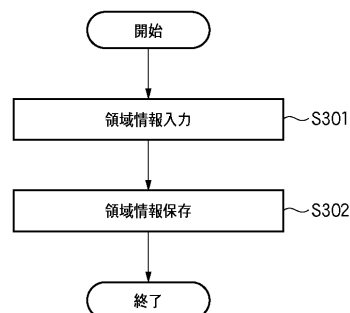
【 図 1 】



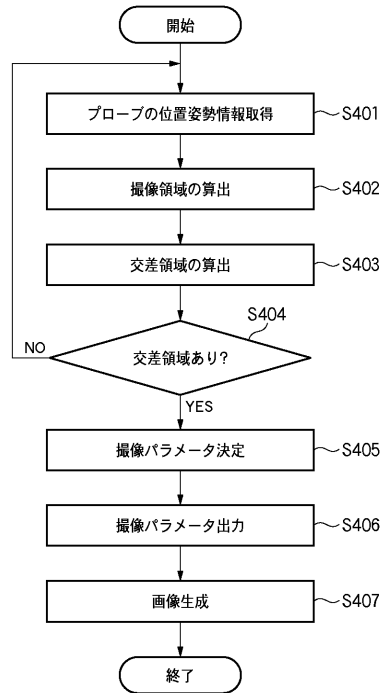
【 図 2 】



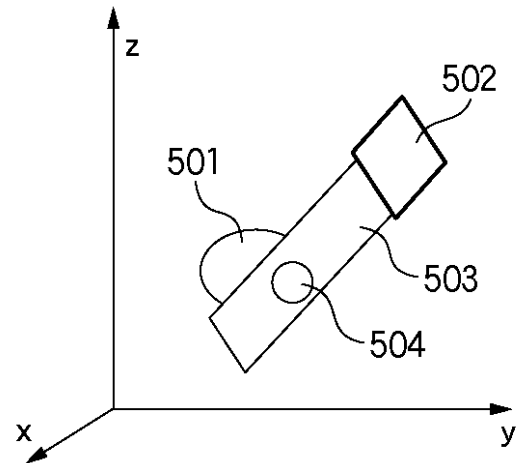
【 図 3 】



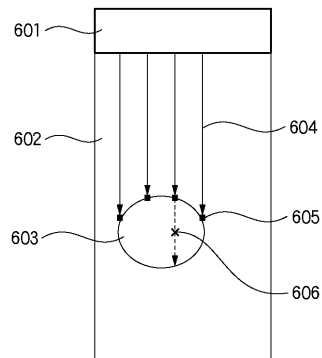
【図 4】



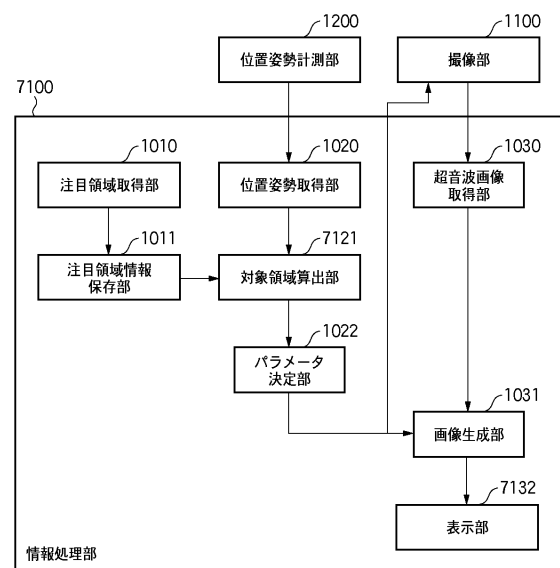
【図 5】



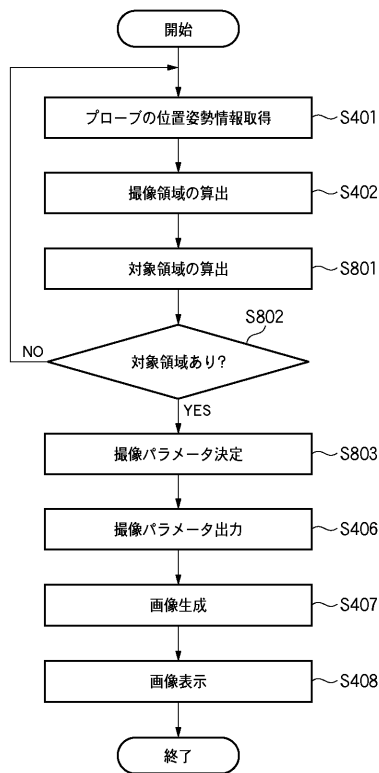
【図 6】



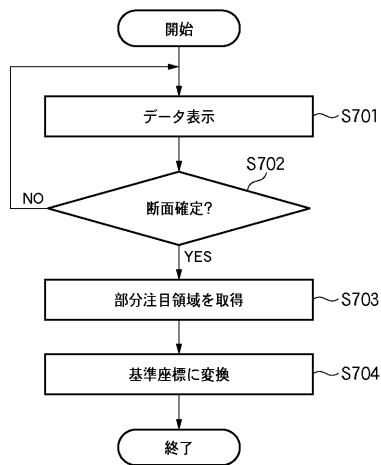
【図 7】



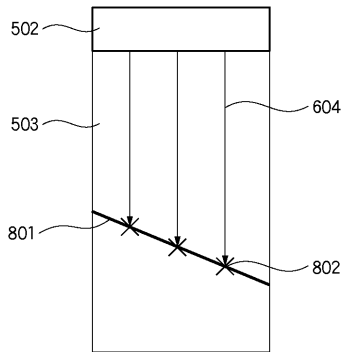
【図 8】



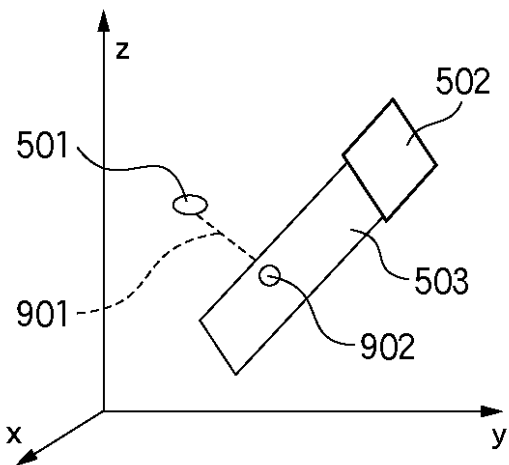
【図 9】



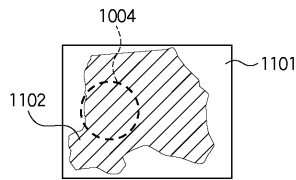
【図 10】



【図 11】



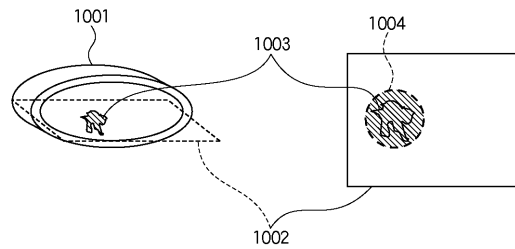
【図 13】



【図 14】



【図 12】



フロントページの続き

- (72)発明者 梶田 浩一郎
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
- (72)発明者 遠藤 隆明
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
- (72)発明者 佐藤 清秀
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 国際公開第2006/059668(WO, A1)
- 特開2004-275223(JP, A)
 - 特開2006-271523(JP, A)
 - 特開2006-212445(JP, A)
 - 特開2004-121652(JP, A)
 - 特開平10-277030(JP, A)
 - 特開2000-262511(JP, A)
 - 特開2003-093389(JP, A)
 - 特開2004-000499(JP, A)
 - 特開2004-073379(JP, A)
 - 特開2005-124712(JP, A)
 - 特開2005-125080(JP, A)
 - 特開2006-231035(JP, A)
 - 特開2008-099729(JP, A)
 - 特開2008-289732(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- A 61 B 8 / 00

专利名称(译)	图像诊断装置，图像诊断方法		
公开(公告)号	JP5701362B2	公开(公告)日	2015-04-15
申请号	JP2013221514	申请日	2013-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能公司		
当前申请(专利权)人(译)	佳能公司		
[标]发明人	梶田浩一郎 遠藤隆明 佐藤清秀		
发明人	梶田 浩一郎 遠藤 隆明 佐藤 清秀		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB17 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/GA18 4C601/GA22 4C601/GA25 4C601/GB03 4C601/HH29 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/KK10 4C601/KK21 4C601/LL33 4C601/LL38		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2014036885A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种技术，通过动态设置适合于观察对象上感兴趣区域的成像参数来生成高质量超声图像，同时保持改变探针位置和方向的可操作性提供。感兴趣区域获取单元获取定义感兴趣区域的区域信息。位置和姿势获取单元1020获取指示探头的位置和姿势的位置和姿势信息。参数确定单元1022基于基于位置和取向信息确定的成像范围与由区域信息定义的关注区域之间的位置关系获得成像参数，并将获得的成像参数输出到成像单元1100。点域1

【图1】

