

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(10) 国際公開番号

WO 2010/125715 A1

PCT

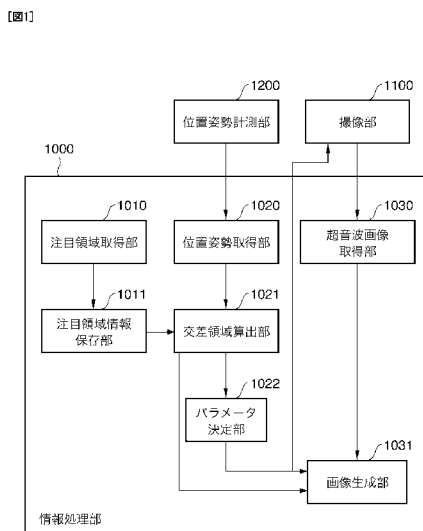
(43) 国際公開日
2010年11月4日(04.11.2010)

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01) A61B 5/055 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/000606
- (22) 国際出願日: 2010年2月2日(02.02.2010)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2009-112294 2009年5月1日(01.05.2009) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): キヤノン株式会社(CANON KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 梶田浩一郎(WANDA, Koichiro) [JP/JP]; 〒1468501 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 Tokyo (JP). 遠藤隆明(ENDO, Takaaki) [JP/JP]; 〒1468501 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 Tokyo (JP). 佐藤清秀(SATO, Kiyohide) [JP/JP]; 〒1468501 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 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 大塚康徳(OHTSUKA, Yasunori); 〒1020094 東京都千代田区紀尾井町3番6号 紀尾井町パークビル7F Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ,

[続葉有]

(54) Title: IMAGE DIAGNOSIS DEVICE AND IMAGE DIAGNOSIS METHOD

(54) 発明の名称: 画像診断装置、画像診断方法



- 1200 POSITION/POSTURE MEASUREMENT UNIT
- 1100 IMAGE CAPTURING UNIT
- 1000 IMAGE PROCESSING UNIT
- 1010 ATTENTION REGION ACQUISITION UNIT
- 1020 POSITION/POSTURE ACQUISITION UNIT
- 1030 ULTRASONIC IMAGE ACQUISITION UNIT
- 1011 ATTENTION REGION INFORMATION STORAGE UNIT
- 1021 CROSS REGION CALCULATION UNIT
- 1022 PARAMETER DETERMINATION UNIT
- 1031 IMAGE GENERATION UNIT

(57) Abstract: Provided is a configuration for generating a high-quality ultrasonic image by dynamically setting an image capture parameter suitable for the observation of an attention region on a subject while maintaining the operability for changing the position/posture of a probe. An attention region acquisition unit (1010) acquires region information defining an attention region. A position/posture acquisition unit (1020) acquires position/posture information indicating the position/posture of a probe. A parameter determination unit (1022) determines an image capture parameter on the basis of the positional relationship between an image capture range determined on the basis of the position/posture information and the attention region defined by the region information, and outputs the determined image capture parameter to an image capturing unit (1100).

(57) 要約: 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。注目領域取得部1010は、注目領域を規定する領域情報を取得する。位置姿勢取得部1020は、プローブの位置姿勢を示す位置姿勢情報を取得する。パラメータ決定部1022は、位置姿勢情報に基づいて決まる撮像範囲と、領域情報が規定する注目領域と、の位置関係に基づいて、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に出力する。



WO 2010/125715 A1

CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, 添付公開書類:
TD, TG).

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称： 画像診断装置、画像診断方法

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。

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。

[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。

[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。

[0006] 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。

[0007] 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

[0008] 特許文献1：特開2003-93389号公報

特許文献2：特開2008-99729号公報

特許文献3：特開2008-86742号公報

非特許文献

- [0009] 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

- [0010] 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。
- [0011] 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。
- [0012] 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。
- [0013] 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。
- [0014] 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] 本発明は、被検体の画像を撮像する撮像装置に接続されている画像診断装置であって、前記被検体における注目領域を規定する領域情報を取得する第1の取得手段と、前記撮像装置が有するプローブの位置姿勢を示す位置姿勢情報を取得する第2の取得手段と、前記位置姿勢情報に基づいて決まる前記撮像装置の撮像範囲と、前記領域情報が規定する前記注目領域と、の位置関係に基づいて、前記撮像装置の撮像パラメータを求める計算手段と、前記撮像パラメータを出力する出力手段とを備えることを特徴とする画像診断装置を提供する。

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。

[0017] 本発明のその他の特徴及び利点は、添付図面を参照とした以下の説明により明らかになるであろう。なお、添付図面においては、同じ若しくは同様の構成には、同じ参照番号を付す。

図面の簡単な説明

[0018] 添付図面は明細書に含まれ、その一部を構成し、本発明の実施の形態を示し、その記述と共に本発明の原理を説明するために用いられる。

- [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

[0019] 以下、添付図面を参照し、本発明の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、特許請求の範囲に記載の構成の具体的な実施例の 1 つである。

[0020] [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。

[0021] <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。

[0022] 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。

[0023] 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。

[0024] 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。

[0025] 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。

[0026] 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。

[0027] 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。

- [0028] 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。
- [0029] 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。
- [0030] 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。
- [0031] 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 1 1 0 0 に送信し、超音波画像に付加して超音波画像取得部 1 0 3 0 に再度入力するようにしてもよい。

[0032] 画像生成部 1 0 3 1 は、超音波画像取得部 1 0 3 0 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 1 0 3 1 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。

[0033] <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 1 0 1 0 が行う処理のフローチャートである。先ずステップ S 3 0 1 では、注目領域取得部 1 0 1 0 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。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。

[0034] 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。

[0035] 先ず、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。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 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。

[0043] 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 407では、画像生成部1031は、超音波画像取得部1030から送出された超音波画像を情報処理部1000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。

[0044] そして、画像生成部1031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。

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

[0045] 以上説明したような、ステップS 401～ステップS 407の処理は、撮像部1100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。

[0046] なお、本実施形態では、情報処理部1000と撮像部1100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が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1000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。

[0047] 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。

[0048] 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。

[0049] 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。

[0050] <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1010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。

[0051] 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。

[0052] 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

010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。

[0053] 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。

[0054] この場合は、ステップS301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S403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504が取得される。また、ステップS405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S407では、撮像部1100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。

[0055] <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。

[0056] 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。

[0057] <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。

[0058] 例えば、フォーカス域の調整を行う場合には、ステップS406において、走査線604と交差領域603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。

[0059] <変形例5>

第1の実施形態では、撮像部1100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1100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1100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。

[0060] <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プを用いていた。しかし、3次元の画像を取得する 2次元アレイのプロープ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。

[0061] <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 603 の画素値から決定する場合に、撮像が良好に行われていることが期待できる交差領域 603 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。

[0062] 例えば、フォーカス域の長さを固定長とし、交差領域 603 と走査線 604 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ようにしてもよい。このとき、注目領域情報保存部 1011 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 S401 ~ S408 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。

[0063] <変形例 8>

ステップ S406 において、基準座標系における注目領域とプロープ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樣になるような撮像パラメータ決定を行ってもよい。

[0064] <変形例 9>

ステップS406において、プローブの撮像領域と注目領域との交差領域603が撮像領域602に含まれる場合、交差領域603に重ならない走査線604を注目領域にあたるように、走査線604の方向を制御してもよい。すなわち、交差領域603に、プローブのすべての走査線が重なるように走査線604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。

[0065] [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。

[0066] <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7100、撮像部1100、位置姿勢計測部1200、により構成されている。即ち、情報処理部7100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7100について説明する。

[0067] 図7に示す如く、情報処理部7100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、対象領域算出部712

1、パラメータ決定部1022、超音波画像取得部1030、表示部7132を有している。即ち、対象領域算出部7121、表示部7132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7121、表示部7132について説明する。

[0068] 本実施形態においても、注目領域取得部1010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。

[0069] 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や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。

[0070] 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。

[0071] 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。

[0072] 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。

[0073] <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。

[0074] 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。

[0075] 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。

[0076] 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。

- [0077] 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。
- [0078] ステップS801では、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、ステップS402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7121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。
- [0079] 具体的には、注目領域が球体、直方体、多面体、ラベル付きボリュー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7121が管理しているものとする。
- [0080] 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7121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7121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。
- [0081] また例えば、注目領域が多面体の場合、対象領域算出部7121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。
- [0082] また例えば、注目領域がラベル付きのボリュームデータで示される場合、対象領域算出部7121は、ボリュー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。

[0083] 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 11 に示すように注目領域 501 から撮像領域 503 に垂線 901 を下ろし、その垂線 901 の足となる撮像領域 503 上の点で生成される近傍領域 902 を、対象領域として算出する。この近傍領域 902 を対象領域として用いることで、交差領域 504 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。

[0084] 即ち、注目領域が点である場合、注目領域 501 は 3 次元座標で示される注目点となり、対象領域算出部 7121 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 7121 は、この注目点から撮像領域 503 に下ろした垂線 901 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 503 上の点を近傍領域 902 として算出し、この領域（点）を対象領域とする。

[0085] 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、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。

[0086] 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 に送付する。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 に送付する。

[0087] 次に、ステップ S802 では、対象領域算出部 7121 は、ステップ S8

01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S401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S401、S402、S801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S803に進める。

[0088] ステップS803では、パラメータ決定部1022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S405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として決定する。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。

[0089] 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。

[0090] 最後に、ステップS408では、表示部7132は、画像生成部1031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7132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。

[0091] 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MIP（Maximum Intensity Projection）画像を生成し、そのMIP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、撮像作業中に切り替える

ことも可能である。

[0092] また、ユーザの指示により、ステップS 408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 401～ステップS 408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1031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7132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。

[0093] [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1100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。

[0094] <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。

[0095] 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。

[0096] <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。

[0097] 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。

[0098] 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。

[0099] 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。

[0100] 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。

[0101] [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。

[0102] <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。

[0103] 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。

[0104] 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。

[0105] 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。

[0106] <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。

[0107] 注目領域取得部1010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S301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S301において行う処理の詳細を示すフローチャートである。

[0108] ステップS701において、注目領域取得部1010は、MRIから取得した3次元画像を表示部7132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S702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1010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用のオブジェクト（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1010は、ユーザからの指示入力待ち状態となる。

[0109] ステップS702では、注目領域取得部1010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S701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S703に進める。

[0110] ステップS703では、注目領域取得部1010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7132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12は、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の関係を示す図である。

[0111] 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1010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1002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。

[0112] 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1010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1011に格納する。

[0113] 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。

[0114] 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10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801として定義される交差領域を、対象領域として算出する。

[0115] ステップS 8 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 3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S 8 0 1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S 8 0 1で得られた交線8 0 1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S 4 0 6については第2の実施形態と同様である。

[0116] ステップS 4 0 7において、画像生成部1 0 3 1は、第2の実施形態と同様に、撮像部1 1 0 0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S 4 0 6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。

[0117] 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8 0 1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。

[0118] 次に、ステップS 4 0 8では表示部7 1 3 2は、ステップS 4 0 7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1 1 0 1上に、部分注目領域1 0 0 4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S 7 0 1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。

[0119] なお、ステップS 4 0 8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S 7 0 1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S 4 0 6で取得した超音波画像を（例えば半透明の状態）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S 4 0 8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。

[0120] 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。

[0121] 以上で説明した処理は、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。

[0122] 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。

[0123] なお、本実施形態では、ステップS407及びステップS408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S407及びステップS408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S407及びステップS408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S401からステップS406までの撮像処理を十分なフレームだけ実行して、その後に、ステップS407及びステップS408の処理を実行するという構成にすることも可能である。

[0124] 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。

[0125] <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1100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良い。この場合、情報処理部7100は決定した撮像パラメータを表示部7132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 1100 に設定する。

[0126] <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良い。

[0127] [第 5 の実施形態]

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。

[0128] 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。

[0129] CPU 100 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。

[0130] 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、CPU 100 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。

[0131] 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 CPU 100 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、CPU 100 による制御に従って適宜主メモリ 101 にロードされ、CPU 100 による処理対象となる。

[0132] 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。

[0133] I/F 106 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、IEEE 1394 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/F 106 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。

[0134] 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。

[0135] モニタ 104 は、CRT や液晶画面等により構成されており、CPU 100 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。

[0136] 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 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。

[0137] [その他の実施形態]

また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア（プログラム）を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ（または CPU や MPU 等）がプログラムを読み出して実行する処理である。

[0138] 本発明は上記実施の形態に制限されるものではなく、本発明の精神及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、本発明の範囲を公にするために、以下の請求項を添付する。

[0139] 本願は、2009年5月1日提出の日本国特許出願特願2009-112294を基礎として優先権を主張するものであり、その記載内容の全てを、ここに援用する。

請求の範囲

- [請求項1] 被検体の画像を撮像する撮像装置に接続されている画像診断装置であって、
前記被検体における注目領域を規定する領域情報を取得する第1の取得手段と、
前記撮像装置が有するプローブの位置姿勢を示す位置姿勢情報を取得する第2の取得手段と、
前記位置姿勢情報に基づいて決まる前記撮像装置の撮像範囲と、前記領域情報が規定する前記注目領域と、の位置関係に基づいて、前記撮像装置の撮像パラメータを求める計算手段と、
前記撮像パラメータを出力する出力手段と
を備えることを特徴とする画像診断装置。
- [請求項2] 前記第1の取得手段は、前記注目領域を基準座標系において規定する領域情報を取得し、
前記第2の取得手段は、前記基準座標系における前記プローブの位置姿勢を示す位置姿勢情報を取得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] 前記計算手段は、
前記撮像範囲と、前記領域情報が規定する前記注目領域と、の交差領域を、前記領域情報と前記位置姿勢情報と、を用いて求める第1の手段と、
前記交差領域に基づいて、前記撮像パラメータを求める第2の手段と
を備えることを特徴とする請求項1又は2に記載の画像診断装置。
- [請求項4] 前記第1の手段は、前記領域情報が規定する注目領域の前記撮像範囲における断面を前記交差領域として求めることを特徴とする請求項3に記載の画像診断装置。
- [請求項5] 前記撮像パラメータはフォーカス位置であり、

前記第 2 の手段は、前記交差領域の近傍を前記フォーカス位置として求めることを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の画像診断装置。

[請求項 6]

前記撮像パラメータはフォーカス位置であり、

前記第 2 の手段は、前記交差領域の内部、もしくは境界を前記フォーカス位置として求めることを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の画像診断装置。

[請求項 7]

前記撮像パラメータはフォーカス位置であり、

前記計算手段は、前記撮像範囲ないで、前記領域情報が示す前記注目領域に最も近い 1 点の位置を前記フォーカス位置として求めることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の画像診断装置。

[請求項 8]

前記出力手段は、前記撮像パラメータを前記撮像装置に設定すべく、前記撮像パラメータを前記撮像装置に対して出力することを特徴とする請求項 1 乃至 7 の何れか 1 項に記載の画像診断装置。

[請求項 9]

更に、

前記出力手段が出力した前記撮像パラメータが設定された前記撮像装置が撮像した超音波画像を取得し、取得した超音波画像を用いて三次元超音波画像を生成する手段を備えることを特徴とする請求項 1 乃至 8 の何れか 1 項に記載の画像診断装置。

[請求項 10]

前記第 1 の取得手段は、

複数の断層像から選択された断層から指定された領域について前記領域情報を求めることを特徴とする請求項 1 乃至 9 の何れか 1 項に記載の画像診断装置。

[請求項 11]

被検体の画像を撮像する撮像装置に接続されている画像診断装置が行う画像診断方法であって、

前記被検体における注目領域を規定する領域情報を取得する第 1 の取得工程と、

前記撮像装置が有するプローブの位置姿勢を示す位置姿勢情報を取得する第 2 の取得工程と、

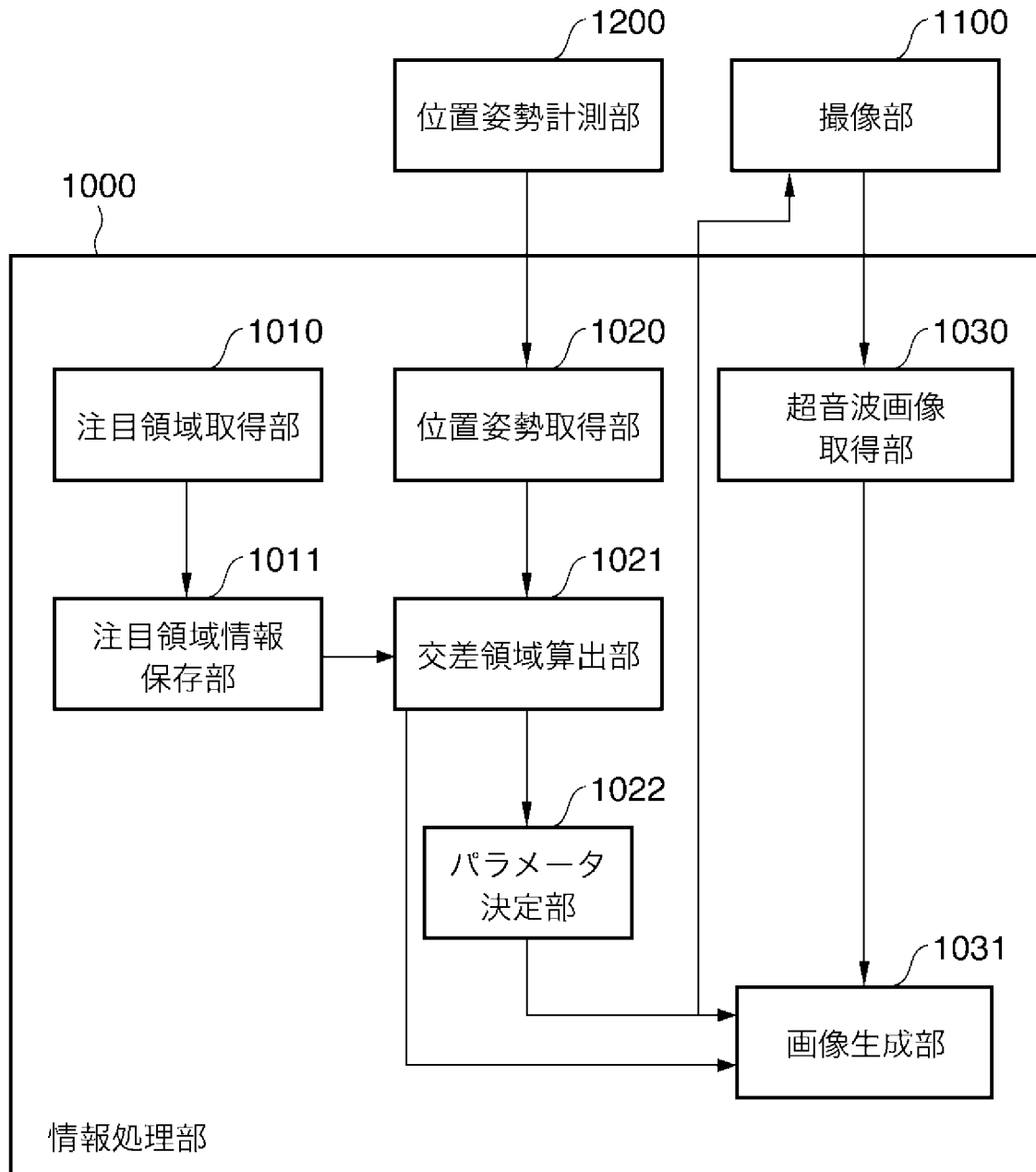
前記位置姿勢情報に基づいて決まる前記撮像装置の撮像範囲と、前記領域情報が規定する前記注目領域と、の位置関係に基づいて、前記撮像装置の撮像パラメータを求める計算工程と、

前記撮像パラメータを出力する出力工程と
を備えることを特徴とする画像診断方法。

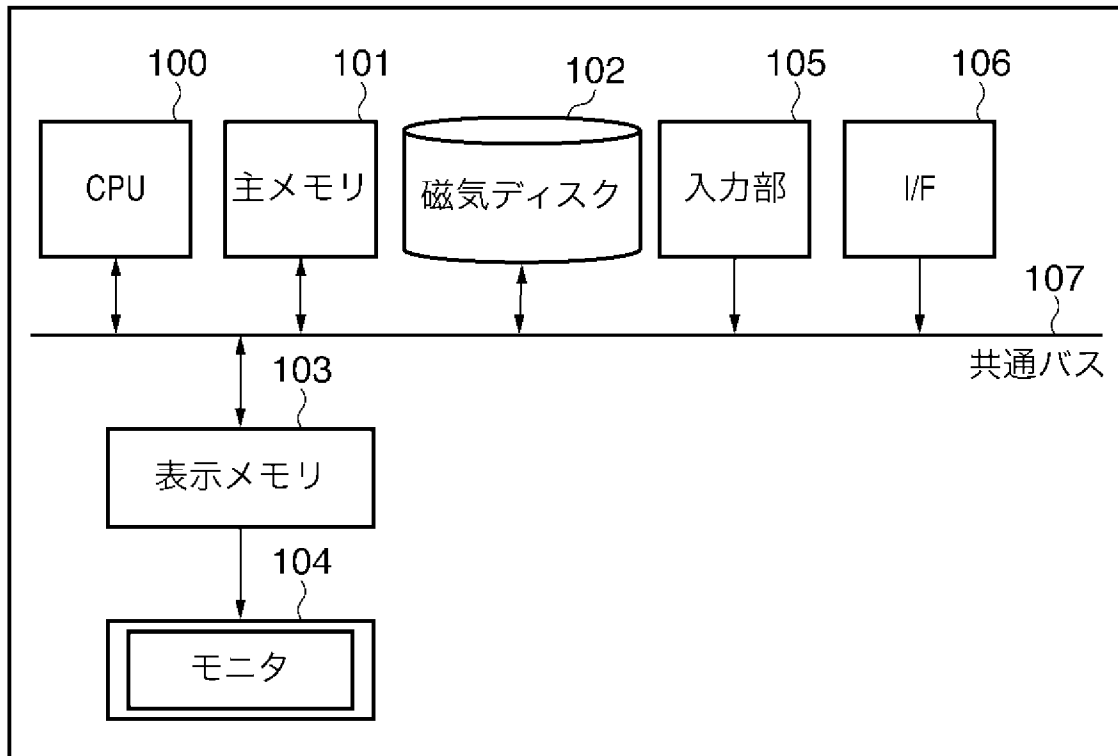
[請求項12] コンピュータを、請求項1乃至10の何れか1項に記載の画像診断装置が有する各手段として機能させるためのコンピュータプログラム。

[請求項13] 請求項12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。

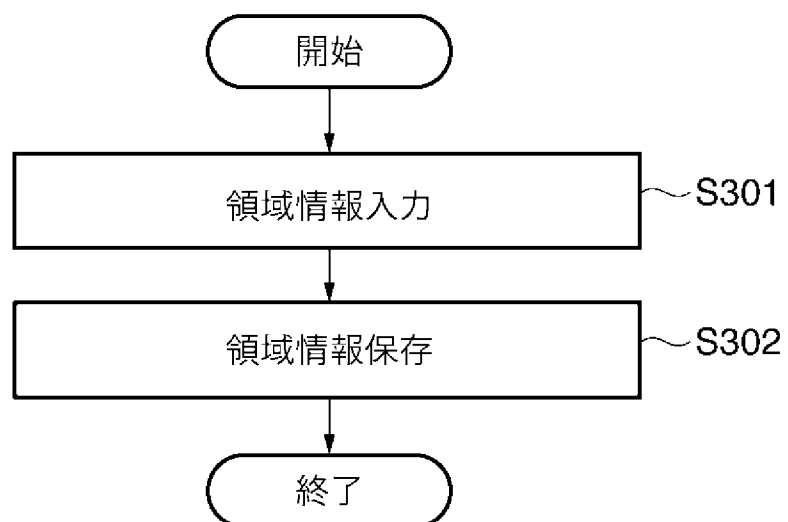
[図1]



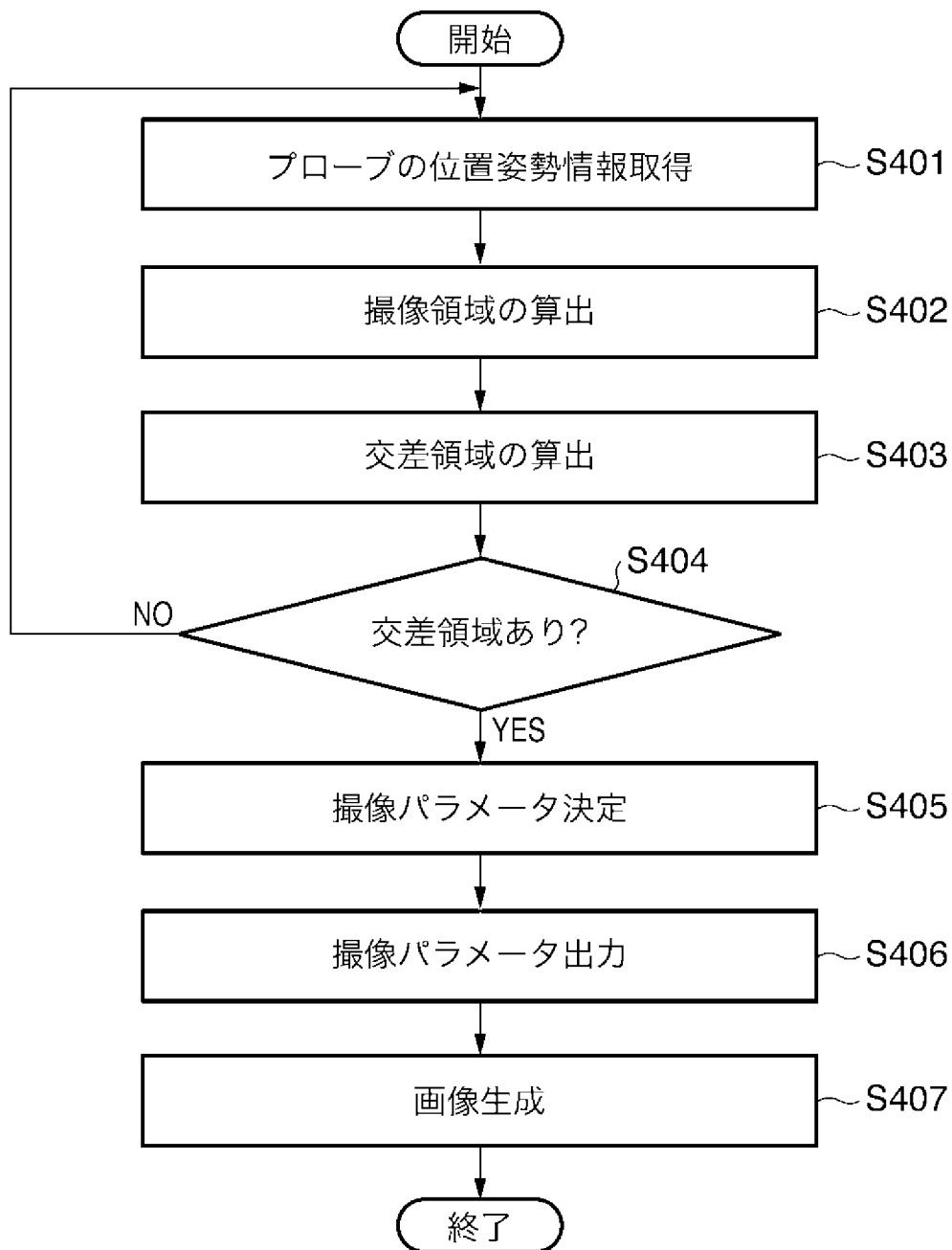
[図2]



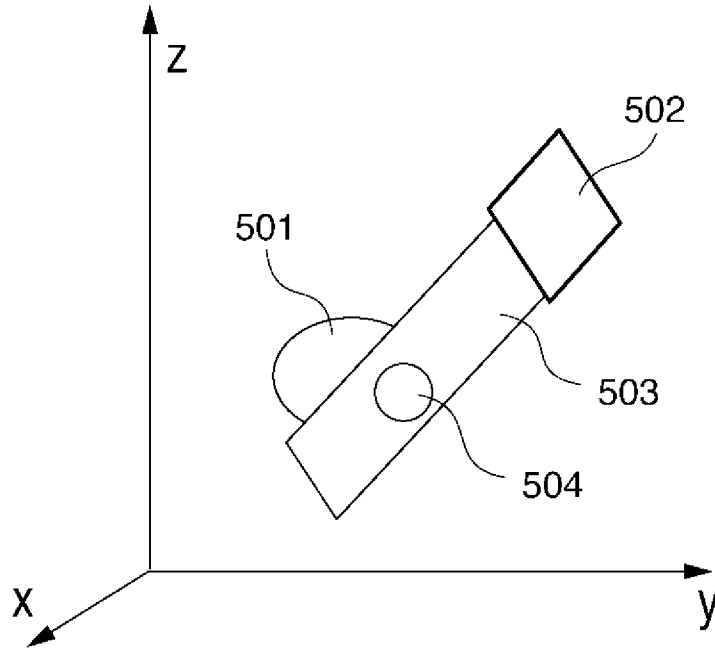
[図3]



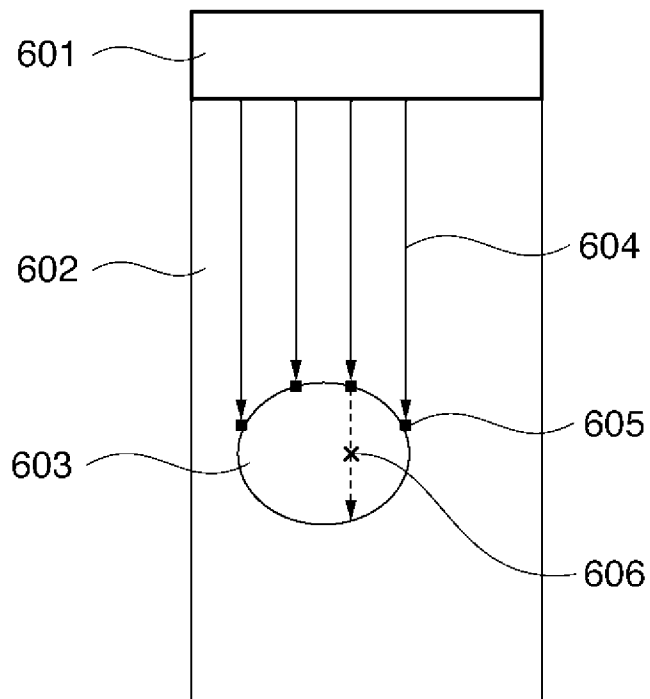
[図4]



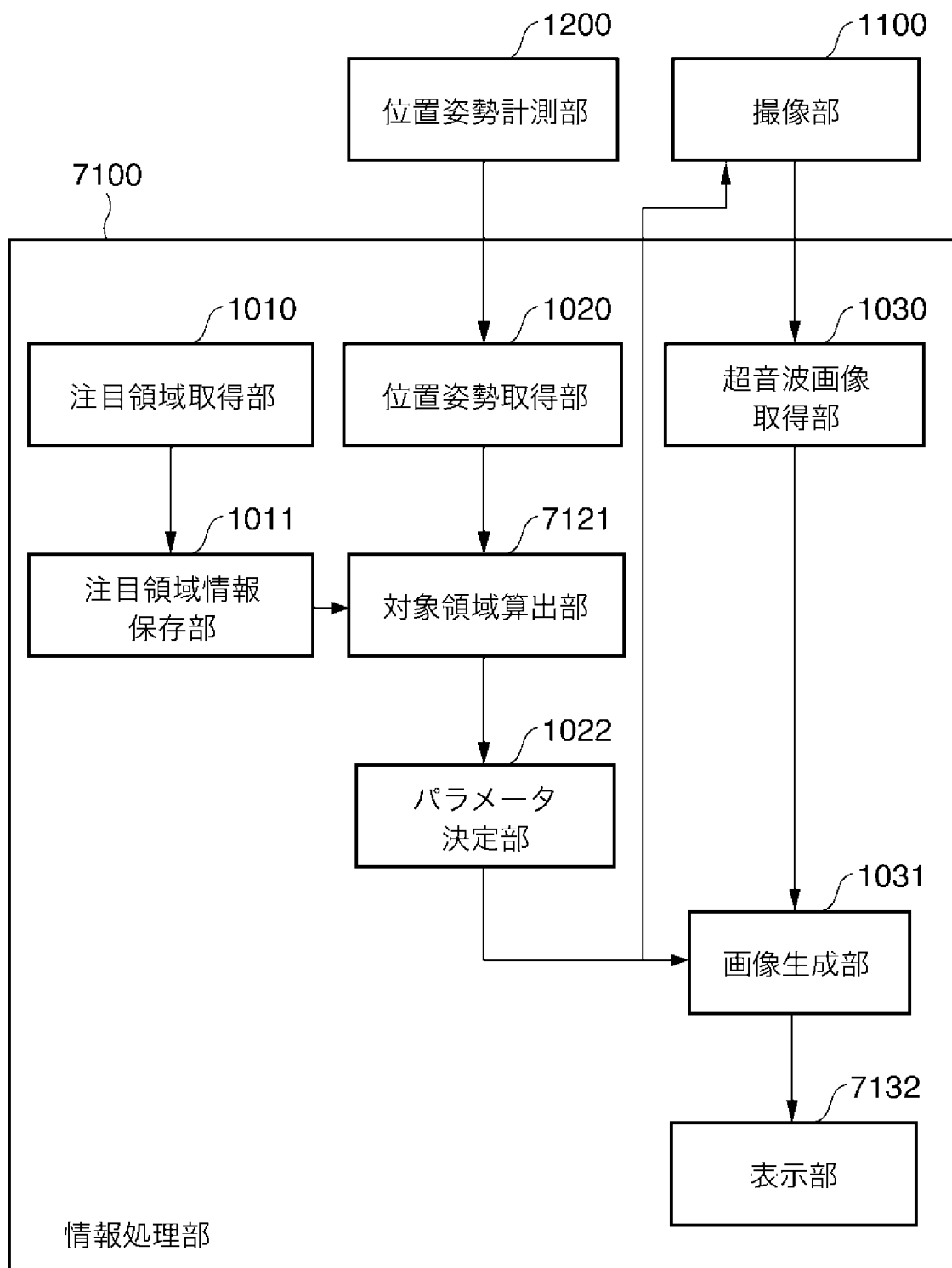
[図5]



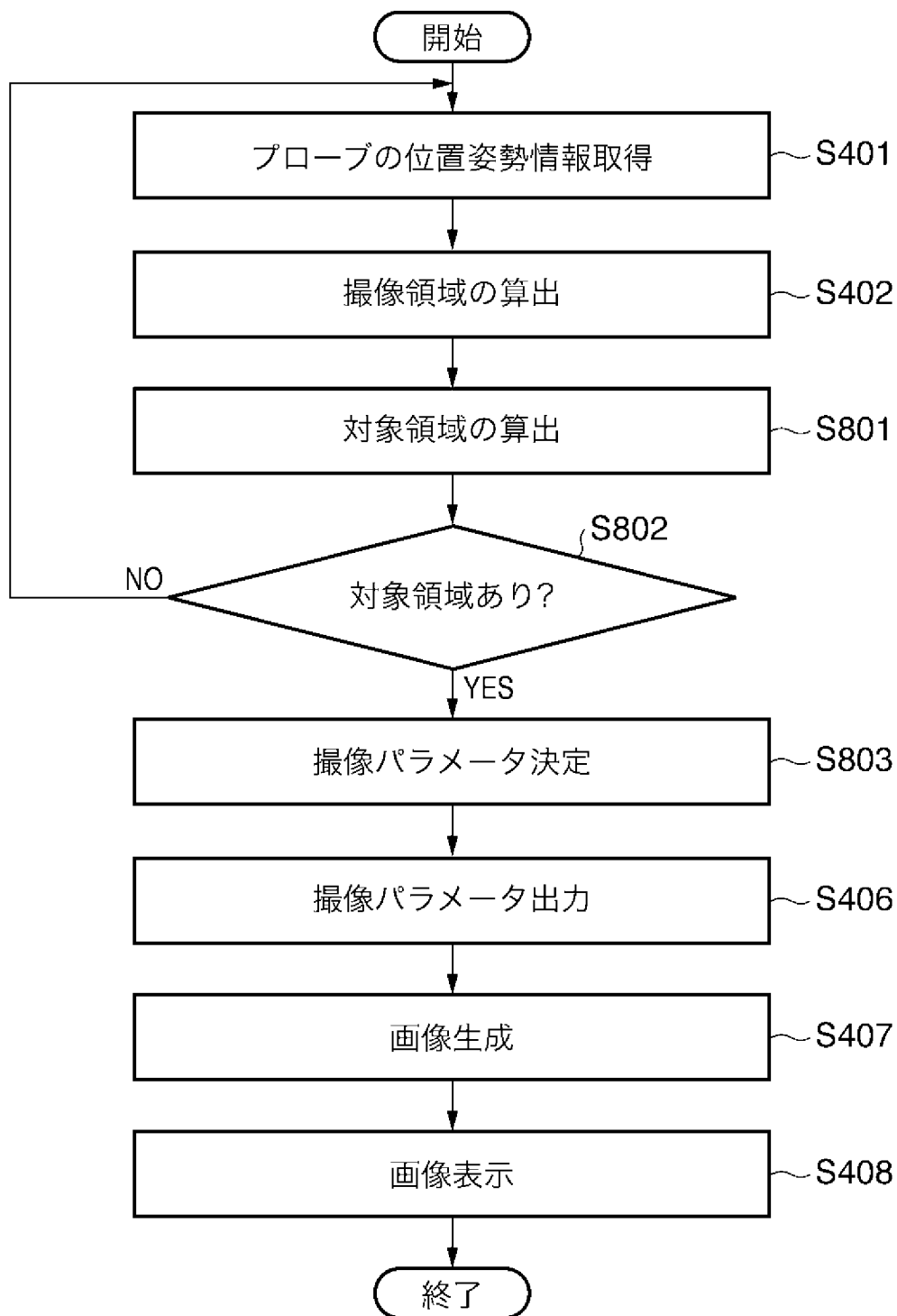
[図6]



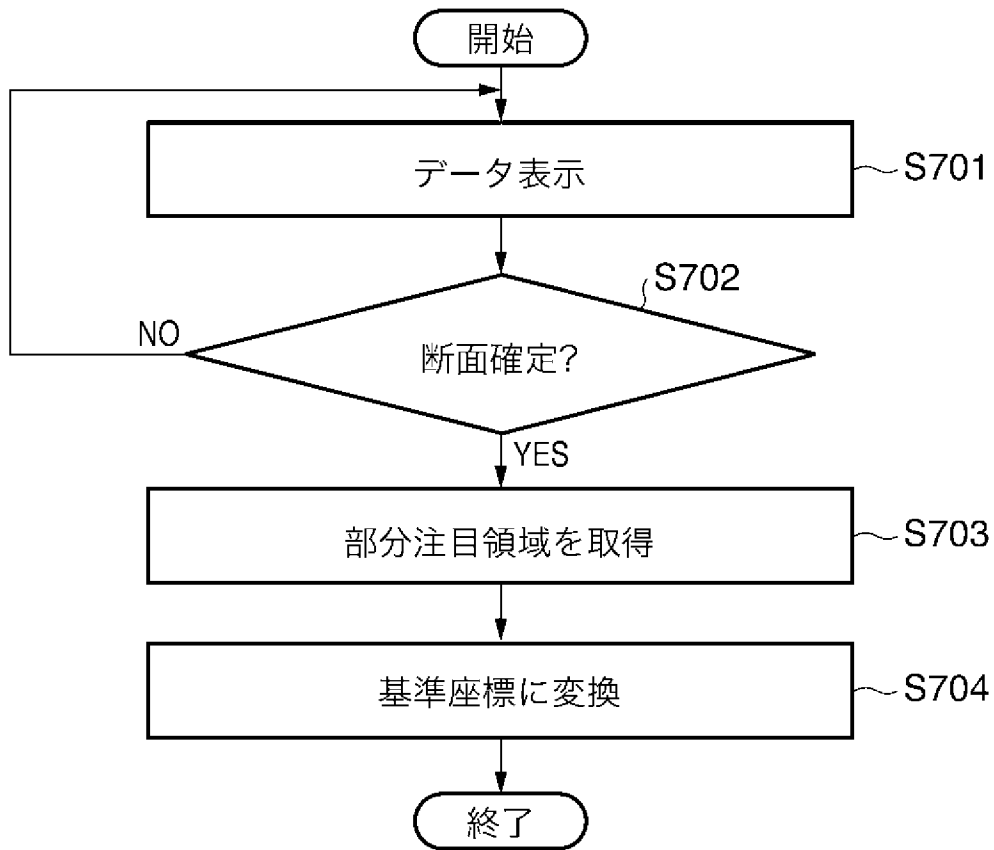
[図7]



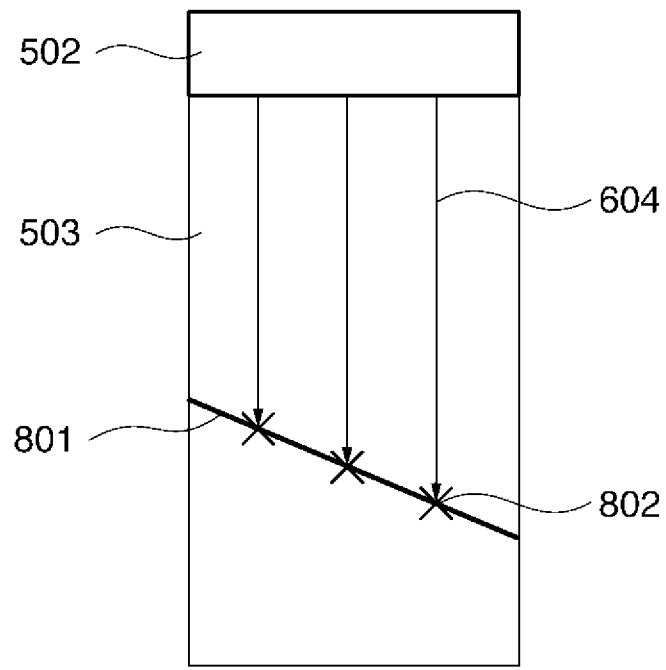
[図8]



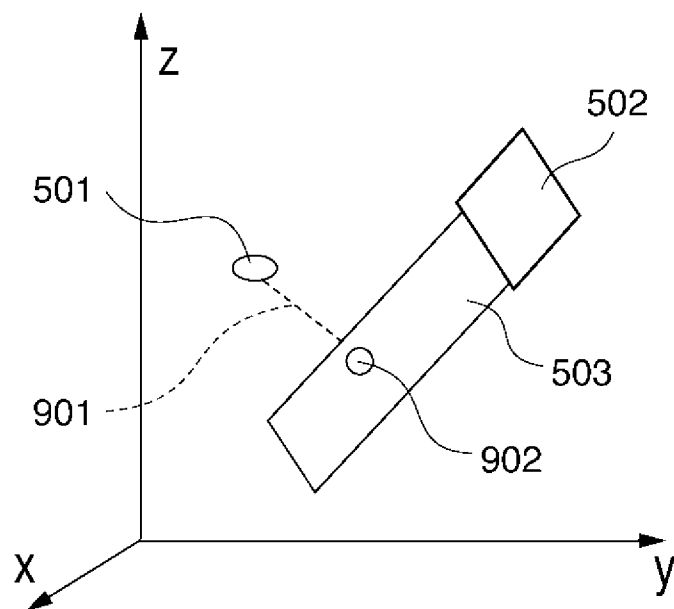
[図9]



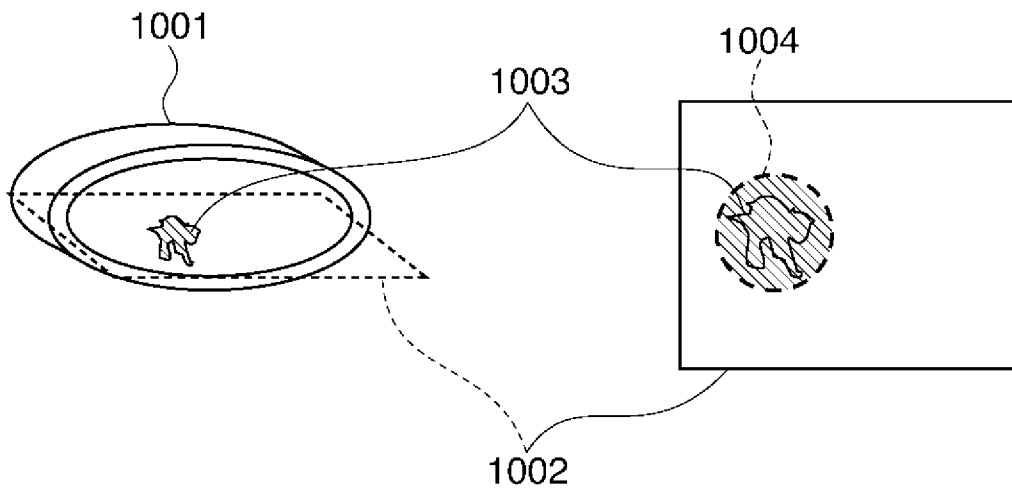
[図10]



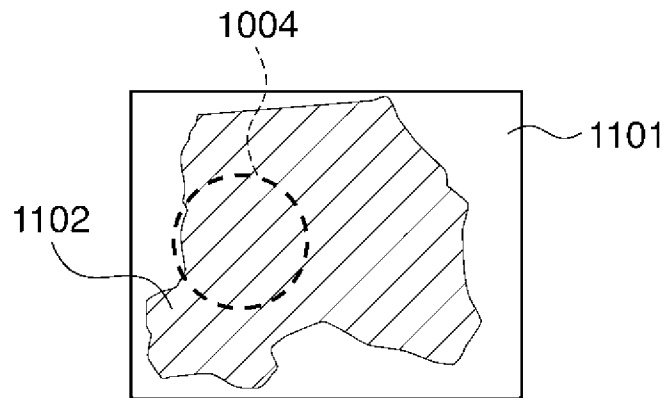
[図11]



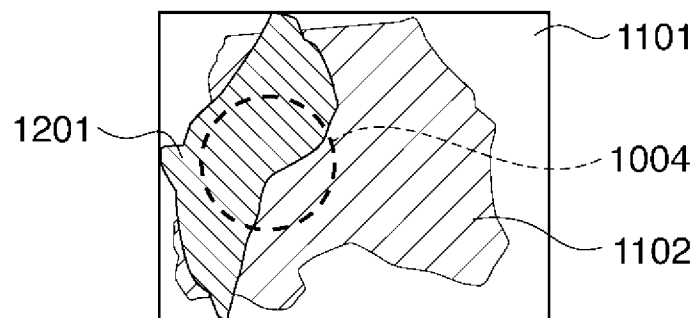
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/000606

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01) i, A61B5/055(2006.01) i

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, A61B5/055

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	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

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.
Y	JP 2004-275223 A (Aloka Co., Ltd.), 07 October 2004 (07.10.2004), paragraphs [0079] to [0087] (Family: none)	1-6, 8-13
Y	JP 2004-202260 A (Aloka Co., Ltd.), 22 July 2004 (22.07.2004), paragraphs [0060] to [0062] (Family: none)	1-6, 8-13
A	JP 11-113899 A (Aloka Co., Ltd.), 27 April 1999 (27.04.1999), entire text; all drawings (Family: none)	1-13

Further documents are listed in the continuation of Box C.

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
23 February, 2010 (23.02.10)

Date of mailing of the international search report
09 March, 2010 (09.03.10)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/000606

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 6-78922 A (Fujitsu Ltd.), 22 March 1994 (22.03.1994), entire text; all drawings (Family: none)	1-13
A	JP 2008-99729 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 01 May 2008 (01.05.2008), entire text; all drawings & US 2008/0089571 A1	1-13
A	WO 2006/059668 A1 (Hitachi Medical Corp.), 08 June 2006 (08.06.2006), entire text; all drawings (Family: none)	1-13
A	JP 2004-73379 A (Toshiba Corp.), 11 March 2004 (11.03.2004), entire text; all drawings & US 2004/0059214 A1 & CN 1484199 A	1-13
A	JP 2006-136441 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 01 June 2006 (01.06.2006), entire text; all drawings (Family: none)	1-13
A	JP 2008-86742 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 17 April 2008 (17.04.2008), entire text; all drawings & US 2007/0239004 A1 & CN 101002681 A	1-13
A	JP 2006-231035 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 07 September 2006 (07.09.2006), entire text; all drawings & US 2006/0184031 A1 & EP 1685799 A1 & CN 101116621 A	1-13

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)i, A61B5/055(2006.01)i

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. A61B8/00, A61B5/055

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	1971-2010年
日本国実用新案登録公報	1996-2010年
日本国登録実用新案公報	1994-2010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 請求項の番号
Y	JP 2004-275223 A (アロカ株式会社) 2004. 10. 07, 段落[0079]-[0087] (ファミリーなし)	1-6, 8-13
Y	JP 2004-202260 A (アロカ株式会社) 2004. 07. 22, 段落[0060]-[0062] (ファミリーなし)	1-6, 8-13
A	JP 11-113899 A (アロカ株式会社) 1999. 04. 27, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-13

 C欄の続きにも文献が列挙されている。 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、一般的な技術水準を示すもの
「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

の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

23. 02. 2010

国際調査報告の発送日

09. 03. 2010

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
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)

川上 則明

2Q

3704

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 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 請求項の番号
A	JP 6-78922 A (富士通株式会社) 1994. 03. 22, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-13
A	JP 2008-99729 A (株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式会 社) 2008. 05. 01, 全文、全図 & US 2008/0089571 A1	1-13
A	WO 2006/059668 A1 (株式会社日立メディコ) 2006. 06. 08, 全文、全 図 (ファミリーなし)	1-13
A	JP 2004-73379 A (株式会社東芝) 2004. 03. 11, 全文、全図 & US 2004/0059214 A1 & CN 1484199 A	1-13
A	JP 2006-136441 A (株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式 会社) 2006. 06. 01, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-13
A	JP 2008-86742 A (株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式会 社) 2008. 04. 17, 全文、全図 & US 2007/0239004 A1 & CN 101002681 A	1-13
A	JP 2006-231035 A (株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式 会社) 2006. 09. 07, 全文、全図 & US 2006/0184031 A1 & EP 1685799 A1 & CN 101116621 A	1-13