

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-140135

(P2017-140135A)

(43) 公開日 平成29年8月17日(2017.8.17)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)

F 1
A61B 8/12

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2016-22459(P2016-22459)
(22) 出願日 平成28年2月9日(2016.2.9)

(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(74) 代理人 100096091
弁理士 井上 誠一
(72) 発明者 飯村 隆志
東京都千代田区外神田四丁目14番1号
株式会社日立メディコ内
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB14 BB24 DD30 EE30
FE03 FE04 JC21 KK09 KK21
KK31 LL33

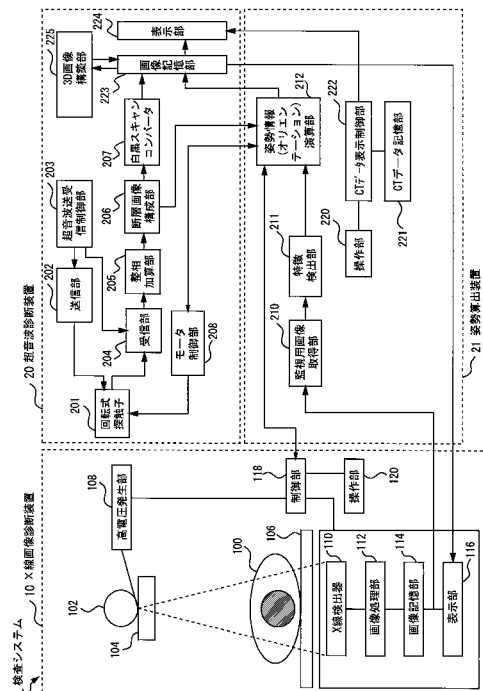
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、回転式探触子の姿勢算出装置、及び回転式探触子の姿勢算出方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】被検体内に挿入された回転式探触子がどの方向を向いているかを示す姿勢情報(オリエンテーション情報)を算出することが可能な超音波診断装置、回転式探触子の姿勢算出装置、及び回転式探触子の姿勢算出方法を提供する。

【解決手段】超音波診断装置20は、スキャン方向を回転させながら被検体100に超音波を送受信する回転式探触子201を用いて被検体100に超音波を送受し、超音波画像を生成する。姿勢算出装置21は超音波画像の撮像中に得られ、回転式探触子201の少なくとも一部が被検体100とともに描出された画像を監視用画像として取得し、監視用画像に現れる周期的な動きを示す特徴部Aの出現タイミングと同じタイミングにおけるスキャンラインを求める。これにより回転式探触子201の姿勢情報(オリエンテーション情報)を算出する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

スキャン方向を回転させながら被検体に超音波を送受信する回転式探触子と、
前記回転式探触子により受信した前記被検体からの反射超音波信号に基づいて超音波画像を構成する超音波画像構成部と、

前記超音波画像の撮像中に得られ、前記回転式探触子の少なくとも一部が前記被検体とともに描出された画像を監視用画像として取得する監視用画像取得部と、

前記監視用画像に現れる周期的な動きを示す特徴部の出現タイミングに基づき前記回転式探触子の姿勢情報を算出する演算部と、

前記超音波画像を表示する表示部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記超音波画像を撮像中の回転式探触子の回転数情報を取得する回転数取得部と、

前記監視用画像の撮像姿勢情報を取得する撮像姿勢取得部と、を備え、

前記演算部は、前記特徴部の出現タイミングと前記回転数情報と前記監視用画像の撮像姿勢とに基づき前記回転式探触子の姿勢情報を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記監視用画像は X 線透視像であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記演算部は、前記監視用画像の撮像姿勢情報と前記回転式探触子の姿勢情報とに基づいて前記超音波画像における基準方向を算出し、

前記表示部は、前記基準方向を前記超音波画像上に示す

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記基準方向を鉛直真上の方向とすることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記表示部は、前記基準方向の実際の方向と一致するように、前記超音波画像を回転させて表示することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

予め撮影され被検体内が描出された CT データを取得する CT データ取得部と、

前記回転式探触子の位置を検出する位置検出部と、

前記回転式探触子の位置及び前記姿勢情報に基づき、前記 CT データから前記回転式探触子の位置に該当する断層像を取得し、前記断層像上に前記超音波画像を位置合わせして重畳表示する重畳表示部と、

を更に備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

撮像中に前記回転式探触子の位置を検出する位置検出部と、

前記超音波画像に撮像時の位置情報及び前記回転式探触子の姿勢情報を記録する画像記憶部と、

前記回転式探触子の位置と前記回転式探触子の姿勢情報とに基づいて前記超音波画像から 3 次元画像を構築する 3 次元画像構築部を更に備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

前記 3 次元画像構築部は、前記 3 次元画像から前記回転式探触子が挿入された部位の M P R 画像を生成し、

前記表示部は、前記 M P R 画像を表示することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

50

【請求項 10】

被検体の透視画像を取得する透視画像取得部を更に備え、
前記表示部は、前記透視画像上に前記回転式探触子が挿入された位置を示すとともに、
前記回転式探触子が挿入された位置における前記超音波画像または前記3次元画像を前記透視画像と並べて表示することを特徴とする請求項9に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記回転式探触子の回転周期及び前記監視用画像の撮影レートを取得し、前記監視用画像に現れる前記特徴部の出現タイミングに基づいて前記回転式探触子の回転周期及び前記監視用画像の撮影レートのいずれか一方または両方を調整する調整部を更に備えることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 12】

スキャン方向を回転させながら被検体に超音波を送受信する回転式探触子により受信した前記被検体からの反射超音波信号に基づいて構成された超音波画像の撮像中に得られ、前記回転式探触子の少なくとも一部が前記被検体とともに描出された画像を監視用画像として取得する監視用画像取得部と、

前記監視用画像に現れる周期的な動きを示す特徴部の出現タイミングに基づき前記回転式探触子の姿勢情報を算出する演算部と、

前記回転式探触子の姿勢情報を出力する出力部と、

を備えることを特徴とする回転式探触子の姿勢算出装置。

【請求項 13】

スキャン方向を回転させながら被検体に超音波を送受信する回転式探触子により受信した前記被検体からの反射超音波信号に基づいて超音波画像を構成するステップと、

前記超音波画像の撮像中に得られ、前記回転式探触子の少なくとも一部が前記被検体とともに描出された画像を監視用画像として取得するステップと、

前記監視用画像に現れる周期的な動きを示す特徴部の出現タイミングに基づき前記回転式探触子の姿勢情報を算出するステップと、

前記超音波画像を表示するステップと、

を含むことを特徴とする回転式探触子の姿勢算出方法。

20

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置、回転式探触子の姿勢算出装置、及び回転式探触子の姿勢算出方法に係り、詳細には、体内に挿入された回転式探触子がどの方向を向いているかを表す姿勢情報（オリエンテーション情報）の算出に関する。

【背景技術】**【0002】**

CT画像において、すりガラス状陰影（Ground Glass Opacity）を呈するような内部の細胞密度が小さい腫瘍は、透視画像上で視認することができないことがある。そのため、例えば肺の末梢腫瘍の細胞を採取する気管支内視鏡を用いた生体検査等においては、先端径が2mm程度の細い回転式探触子を気管支内に挿入し、360度方向の超音波画像を取得する。このようにして、内視鏡が入り込めないような細部の病変をモニタリングしながら患部の組織を採取するといった手法がとられている。

40

【0003】

上述の回転式探触子は、先端部に設けられた振動子を一定周期で回転させることにより放射状に超音波を送受し、被検体内の画像を描出するものである。しかし、被検体内における回転式探触子の姿勢は把握しにくく、かつ視野が限定されるため、描出される超音波画像の方向が把握できず、実際の病変の位置と超音波画像内の病変の位置との関係を把握することが困難であった。これに対し、例えば特許文献1には、複数の透視画像の特徴が

50

らカテーテルの回転角度を検出する技術が開示されている。具体的には、鉤型に湾曲した先端のカテーテルを対象とし、カテーテルを回転させる動作時に撮影したX線透視像や手元の回転操作量等に基づいて画像処理によりカテーテルの先端の回転角度を検出する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】国際公開2014/024422号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1の方法は鉤型のカテーテルを対象とするものであり、回転式探触子の姿勢や超音波画像の方向の認識には適用できないものであった。

【0006】

本発明は、以上の問題点に鑑みてなされたものであり、被検体内に挿入された回転式探触子がどの方向を向いているかを示す姿勢情報（オリエンテーション情報）を算出することが可能な超音波診断装置、回転式探触子の姿勢算出装置、及び回転式探触子の姿勢算出方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

前述した目的を達成するための第1の発明は、スキャン方向を回転させながら被検体に超音波を送受信する回転式探触子と、前記回転式探触子により受信した前記被検体からの反射超音波信号に基づいて超音波画像を構成する超音波画像構成部と、前記超音波画像の撮像中に得られ、前記回転式探触子の少なくとも一部が前記被検体とともに描出された画像を監視用画像として取得する監視用画像取得部と、前記監視用画像に現れる周期的な動きを示す特徴部の出現タイミングに基づき前記回転式探触子の姿勢情報を算出する演算部と、前記超音波画像を表示する表示部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0008】

第2の発明は、スキャン方向を回転させながら被検体に超音波を送受信する回転式探触子により受信した前記被検体からの反射超音波信号に基づいて構成された超音波画像の撮像中に得られ、前記回転式探触子の少なくとも一部が前記被検体とともに描出された画像を監視用画像として取得する監視用画像取得部と、前記監視用画像に現れる周期的な動きを示す特徴部の出現タイミングに基づき前記回転式探触子の姿勢情報を算出する演算部と、前記回転式探触子の姿勢情報を出力する出力部と、を備えることを特徴とする回転式探触子の姿勢算出装置である。

【0009】

第3の発明は、スキャン方向を回転させながら被検体に超音波を送受信する回転式探触子により受信した前記被検体からの反射超音波信号に基づいて超音波画像を構成するステップと、前記超音波画像の撮像中に得られ、前記回転式探触子の少なくとも一部が前記被検体とともに描出された画像を監視用画像として取得するステップと、前記監視用画像に現れる周期的な動きを示す特徴部の出現タイミングに基づき前記回転式探触子の姿勢情報を算出するステップと、前記超音波画像を表示するステップと、を含むことを特徴とする回転式探触子の姿勢算出方法である。

【発明の効果】

【0010】

本発明により、被検体内に挿入された回転式探触子がどの方向を向いているかを示す姿勢情報（オリエンテーション情報）を算出することが可能な超音波診断装置、回転式探触子の姿勢算出装置、及び回転式探触子の姿勢算出方法を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

10

20

30

40

50

【図 1】本発明に係る超音波診断装置 20 及び回転式探触子の姿勢算出装置 21 を利用した検査システム 1 の全体構成図

【図 2】X 線画像診断装置 10 の撮像姿勢（被検体 100 に対する X 線源 102 及び X 線検出器 110 の傾き）と X 線透視像に現れる回転式探触子 201 の特徴部 A との位置関係を説明する図

【図 3】回転式探触子 201 のオリエンテーション算出処理の流れを示すフローチャート

【図 4】図 3 のステップ S108 のオリエンテーション算出処理の具体例

【図 5】超音波画像 30 とスキャンライン SL1、SL2、... との関係を説明する図

【図 6】図 3 のステップ S110 の表示処理の例（1）

【図 7】超音波画像 30 上での基準方向（直上）を示すマーカ 5 の表示例

10

【図 8】図 3 のステップ S110 の表示処理の例（2）

【図 9】基準方向（直上）が上になるように回転した超音波画像 30 の表示例

【図 10】図 3 のステップ S110 の表示処理の例（3）

【図 11】CT 画像 35 と超音波画像 30 との重畳画像 40 の例

【図 12】超音波画像 30 から体内を描出した 3 次元画像を生成する処理のフローチャート

【図 13】（a）連続して得られた超音波画像 30_1、30_2、...、30_n、（b）（a）の超音波画像 30_1、30_2、...、30_n に基づき生成された 3 次元画像 54 及び MPR 画像 51、52、及び超音波画像 53 の表示例

【図 14】X 線透視像 61 と 3 次元画像 62 との並列表示例

20

【図 15】各フレームの X 線透視像 30a、30b、30c に出現する特徴部 A の位置の変化を示す図

【図 16】回転式探触子 201 の回転周期と X 線透視像の撮影レートとの同期について説明するフローチャート

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下図面に基づいて、本発明の実施形態を詳細に説明する。

【0013】

[第 1 の実施の形態]

まず、図 1 を参照して本発明の全体構成について説明する。

30

図 1 に示す検査システム 1 は、本発明に係る超音波診断装置 20 と X 線画像診断装置 10 と回転式探触子の姿勢算出装置 21 とを備えて構成される。

【0014】

超音波診断装置 20 は、被検体 100 の体内に挿入して用いられる回転式探触子 201、送信部 202、受信部 204、超音波送受信制御部 203、整相加算部 205、断層画像構成部 206、白黒スキャンコンバータ 207、モータ制御部 208、画像記憶部 223、表示部 224、及び 3D 画像構築部 225 等を有する。

【0015】

回転式探触子 201 は、先端部に設けられた振動子を一定の周期で回転させることでスキャンラインを 360° 方向に回転させながら被検体 100 との間で超音波を送受信する超音波探触子である。

40

【0016】

送信部 202 は、回転式探触子 201 を介して被検体 100 に所定の時間間隔で超音波を繰り返し送信する。受信部 204 は、被検体 100 から発生する反射超音波信号を時系列に受信する。超音波送受信制御部 203 は送信部 202 及び受信部 204 の動作を制御する。

【0017】

モータ制御部 208 は、回転式探触子 201 の先端部の回転を制御する。またモータ制御部 208 は、先端部の回転数をエンコーダ等により監視し、姿勢算出装置 21 の姿勢情報（オリエンテーション）演算部 212 に入力する。

50

【 0 0 1 8 】

整相加算部 2 0 5 は、受信部 2 0 4 で受信した反射超音波信号を整相加算し、断層画像構成部（超音波画像構成部）2 0 6 に出力する。断層画像構成部 2 0 6 は、整相加算部 2 0 5 から入力された R F 信号フレームデータに基づいて、被検体 1 0 0 の体内の断層画像を構築する。白黒スキャンコンバータ 2 0 7 は、断層画像構成部 2 0 6 により構築された白黒（濃淡）の断層画像を表示部 2 2 4 の表示に合うように変換する。

【 0 0 1 9 】

画像記憶部 2 2 3 は断層画像構成部 2 0 6 により生成され、白黒スキャンコンバータ 2 0 7 により表示用に変換された複数フレームの断層画像を時間情報とともに記憶する。

表示部 2 2 4 は、画像記憶部 2 2 3 に記憶された画像や、検査情報、スキャン条件、設定情報等を含む各種情報を表示する。

10

【 0 0 2 0 】

姿勢算出装置 2 1 は、回転式探触子 2 0 1 の姿勢を算出する装置である。姿勢算出装置 2 1 は、監視用画像取得部 2 1 0、特徴検出部 2 1 1、姿勢情報（オリエンテーション）演算部 2 1 2、操作部 2 2 0、C T データ表示部 2 2 2、C T データ記憶部 2 2 1 を有する。オリエンテーションとは、本明細書では体内に挿入された回転式探触子の姿勢（回転方向、向き）を表す情報を意味するものとする。なお、姿勢算出装置 2 1 は、図 1 に示すように超音波診断装置 2 0 とは別体で構成してもよいし、超音波診断装置 2 0 に組み込まれる構成としてもよい。図 1 に示すように超音波診断装置 2 0 と姿勢算出装置 2 1 とが別体で構成される場合は、姿勢算出装置 2 1 はインターフェース（不図示）を介して超音波

20

【 0 0 2 1 】

監視用画像取得部 2 1 0 は、超音波画像（上述の断層画像）の撮像中に得られ、回転式探触子 2 0 1 の少なくとも一部が被検体 1 0 0 とともに描出された画像を監視用画像として取得する。例えば、X 線画像診断装置 1 0 により撮影された X 線透視像等を監視用画像として取得する。なお、監視用画像は、X 線透視像に限定されず、回転式探触子 2 0 1 の一部（特徴部）が被検体 1 0 0 とともに描出された画像であればよく、例えば内視鏡画像等としてもよい。

【 0 0 2 2 】

特徴検出部 2 1 1 は、監視用画像取得部 2 1 0 により取得した監視用画像上で回転式探触子 2 0 1 の周期的な動きを示す特徴部 A を識別し、その出現タイミングを検出する。以下の説明では、監視用画像として複数フレームの X 線画像からなる X 線透視像を用いる。特徴検出部 2 1 1 が検出する特徴部 A は回転式探触子 2 0 1 の構造的な特徴を示す部位または X 線透視像に現れる特徴的な部位であって、予め設定された部位である。特徴検出部 2 1 1 は、X 線透視像の各フレームの X 線画像に対してパターンマッチング等の手法で特徴検出処理を施すことにより、予め設定された特徴部 A を識別する。回転式探触子 2 0 1 は体内において所定の回転周期で回転しているため、連続的に撮影されている X 線透視像では回転式探触子 2 0 1 の特徴部 A が周期性のある動きとして検出される。特徴検出部 2 1 1 は、特徴部 A が特定の位置で検出されるタイミング（出現タイミング）を取得し、姿勢情報（オリエンテーション）演算部 2 1 2 に入力する。

30

40

【 0 0 2 3 】

姿勢情報（オリエンテーション）演算部 2 1 2 は、特徴検出部 2 1 1 から入力された特徴部 A の出現タイミングに基づき回転式探触子 2 0 1 の姿勢情報であるオリエンテーション情報を算出する。以下、回転式探触子 2 0 1 の姿勢情報をオリエンテーションもしくはオリエンテーション情報と呼ぶ。

【 0 0 2 4 】

姿勢情報演算部 2 1 2（以下、オリエンテーション演算部 2 1 2 という）は、超音波診断装置 2 0 のモータ制御部 2 0 8 から入力される回転式探触子 2 0 1 の先端部の回転数の情報と、監視用画像である X 線透視像を撮像した X 線画像診断装置 1 0 の制御部 1 1 8 から入力される撮像姿勢に関する情報（X 線画像診断装置 1 0 における X 線源 1 0 1 の傾き

50

と被検体 100 との位置関係の情報)と、上述の特徴部 A の出現タイミングとに基づき、回転式探触子 201 のオリエンテーション情報を算出する。

【0025】

上述したように、オリエンテーション情報は被検体 100 の体内に挿入された回転式探触子 201 の姿勢(回転方向、向き)に関する情報である。換言すると超音波画像の描画方向の情報である。オリエンテーション情報は、例えば、超音波画像において所定の基準方向がどの方向を示すか、のように求められる。基準方向は、例えば鉛直上方(以下、「直上」という)とする。図 2 は、監視用画像である X 線透視像の撮像姿勢と回転式探触子 201 の被検体 100 体内での姿勢との関係を示す図である。オリエンテーション情報の算出については後述する。

10

【0026】

オリエンテーション演算部 212 は、算出した回転式探触子 201 のオリエンテーション情報を超音波診断装置 20 に出力する。超音波診断装置 20 は、回転式探触子 201 のオリエンテーション情報を時間情報とともに画像記憶部 223 に記憶する。画像記憶部 223 には複数フレームの超音波画像(断層画像)が時間情報とともに記憶されているため、時間情報によって超音波画像の各フレームと回転式探触子 201 のオリエンテーション情報とが紐づけられる。

【0027】

超音波診断装置 20 の 3D 画像(3次元画像)構築部 225 は、画像記憶部 223 に記憶された複数フレームの超音波画像(断層画像)と、各フレームにおける回転式探触子 201 の位置情報及びオリエンテーション情報とに基づき、被検体 100 の内部を描出した 3次元画像を生成する。生成された 3次元画像は、時間情報とともに画像記憶部 223 に記憶される。回転式探触子 201 の位置情報は図示しない位置検出器(磁気センサ等)により検出可能である。

20

【0028】

姿勢算出装置 21 の CT データ記憶部 221 は、予め X 線 CT 装置等により撮影された CT データを記憶する。CT データとは、被検体 100 の周囲の各方向から得られた投影データをコンピュータ等により再構成することで被検体 100 内を描出した断層像群のデータである。CT データ表示制御部 222 は、操作部 220 を用いてユーザにより指定された CT データを CT データ記憶部 221 から読み出し、表示部 224 に表示する。また、CT データ表示制御部 222 は、CT 画像(断層像)と超音波画像とを重畳表示するための処理を行う。

30

【0029】

表示部 224 は、画像記憶部 223 に記憶された超音波画像や 3次元画像等の画像や、CT データ表示制御部 222 から出力された CT 画像や重畳画像等を表示する。

【0030】

超音波診断装置 20 及び姿勢算出装置 21 は、通信ケーブル等を介して X 線画像診断装置 10 と接続される。X 線画像診断装置 10 は、被検体 100 の X 線透視像を撮影する装置である。X 線透視像は、回転式探触子 201 の位置及び姿勢をモニタリングするための監視用画像として利用される。

40

【0031】

X 線画像診断装置 10 は、X 線源 102、X 線絞り 104、X 線検出器 110、画像処理部 112、画像記憶部 114、表示部 116、制御部 118、操作部 120、高電圧発生部 108 等を有する。被検体 100 は寝台 106 に寝載される。

【0032】

X 線源 12 は、高電圧発生部 108 から電力供給を受けて所定の線量の X 線を発生させる X 線管球を有する。高電圧発生部 108 は、制御部 118 からの制御信号に基づき X 線源 102 に対して電力を供給する。

【0033】

X 線絞り 104 は複数の X 線遮蔽板を有し、制御部 118 から通知される開度情報に従

50

って、X線遮蔽板を所定の位置まで開閉させて所望の形状のX線照射領域を形成する。

【0034】

X線検出器110は、例えばシンチレータとフォトダイオードの組み合わせによって構成されるX線検出素子を2次元配列したフラットパネルディテクタ(FPD)やI.I.(image intensifier)等であり、被検者100を介してX線源102に対向する位置に設けられる。例えば、寝台106の天板の下面にX線検出器106が設置される。

【0035】

X線検出器106の各検出素子は、X線源102から照射され被検者100を透過したX線である透過X線を検出し、そのX線強度に応じた電気信号に変換する。

画像処理部112は、X線検出器106から出力された電気信号を処理し、画像を生成する。画像処理部112における処理は、ガンマ変換、階調変換、画像の拡大、縮小等の処理を含む。画像処理部112は画像処理されたX線画像を画像記憶部114に出力する。

画像記憶部114は、画像処理部112から出力されたX線画像を記憶する。

【0036】

表示部116は、画像処理部112から出力されたX線画像、または画像記憶部114に記憶されたX線画像や制御部118から入力された表示データ等を表示する。

【0037】

制御部118は、操作部120から入力された指令に基づきX線源12におけるX線照射、画像処理部112における画像処理、画像記憶部114における画像の記憶、表示部116における表示、X線絞り104等の動作を制御する。また制御部118は、X線画像診断装置10の撮像姿勢に関する情報を姿勢算出装置21のオリエンテーション演算部212に送出する。撮像姿勢に関する情報とは、基準方向からのX線源102の傾き角度の情報である。例えば図2に示すように、被検体100に対しX線源102が直上にある位置を撮像姿勢の基準方向(=0°)とする。

【0038】

次に、図3を参照して、回転式探触子201のオリエンテーション算出処理の流れについて説明する。以下の説明では、回転式探触子201を先端部に設けた内視鏡を用いて気管支等の生体検査を行う場合を例として説明する。

【0039】

操作者は、回転式探触子201を体内(例えば、気管支等)に挿入する。超音波診断装置20は、回転式探触子201の先端の振動子を所定の周期で回転させることにより、スキャンラインを回転させながら被検体100に対して超音波信号を送信する。回転式探触子201は被検体100からの反射超音波信号を受信する(ステップS101)。受信した反射超音波信号は整相加算部205に入力される。

【0040】

このとき超音波診断装置20のモータ制御部208は、回転式探触子201の先端部の回転数情報(回転情報または回転周期)を取得し、姿勢算出装置21のオリエンテーション演算部212に出力する(ステップS102)。断層画像構成部206は、受信部204により受信し、整相加算された被検体100の時系列の反射超音波信号に基づき回転式探触子201の周辺の360°の超音波画像(断層画像)を構成する(ステップS103)。

【0041】

一方、X線画像診断装置10は、超音波画像(上述の断層画像)の撮像開始とともに被検体100の回転式探触子201の少なくとも一部を含む領域の撮像を開始する(ステップS104)。このときX線画像診断装置10の制御部118は、所定の基準方向からのX線源102の傾き角度である撮像姿勢の情報を取得する。基準方向は、上述したように例えば直上とする。X線画像診断装置10は、時系列のX線透視像を監視用画像として姿勢算出装置21に出力するとともに撮像姿勢情報を姿勢算出装置21に出力する(ステップS105)。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 2 】

姿勢算出装置 2 1 では、X 線画像診断装置 1 0 から透視像及び撮影姿勢情報を取得する（ステップ S 1 0 6）。特徴検出部 2 1 1 は、ステップ S 1 0 6 で取得した X 線透視像の各フレームについて回転式探触子 2 0 1 の特徴部 A を検出する処理を実行する（ステップ S 1 0 7）。検出対象とする特徴部 A は、検査を開始する前に予め設定された特徴を示す部位である。回転式探触子 2 0 1 は所定のフレームレートで回転しているため、X 線透視像の各フレームについて特徴検出処理を実施することにより、X 線透視像内の所定箇所に特徴部 A が周期的に検出される。

【 0 0 4 3 】

姿勢算出装置 2 1（オリエンテーション演算部 2 1 2）は、ステップ S 1 0 7 により検出した特徴部 A の検出結果（特徴部 A の出現タイミング）に基づき、回転式探触子 2 0 1 のオリエンテーション情報を算出する（ステップ S 1 0 8）。 10

【 0 0 4 4 】

図 4 を参照して、ステップ S 1 0 8 のオリエンテーション算出処理について説明する。

オリエンテーション演算部 2 1 2 は、ステップ S 1 0 7 で検出した特徴部 A の検出結果から、特徴部 A が検出される周期である出現タイミングを求める（ステップ S 2 0 1）。また、特徴部 A の出現タイミングと同じタイミングで送受信したスキャンライン S L i（回転式探触子 2 0 1 の回転角度）を特定する（ステップ S 2 0 2）。

【 0 0 4 5 】

ステップ S 2 0 2 においてオリエンテーション演算部 2 1 2 は、ステップ S 1 0 2 で取得した回転式探触子の回転数情報（回転情報または回転周期）と、ステップ S 1 0 6 で取得した X 線透視像の撮影姿勢情報 とに基づき、ステップ S 2 0 1 で検出した特徴部 A の出現タイミングと同じタイミングで送受信したスキャンライン S L i（回転式探触子 2 0 1 の回転角度）を特定できる。回転式探触子 2 0 1 はスキャンラインの方向（回転角度）を変えながら放射状に超音波信号の送受信を行っており、回転式探触子 2 0 1 のスキャン開始位置はスキャンの都度異なるが、モータ制御部 2 0 8 は回転速度とスキャン開始からの回転数とに基づき、回転式探触子 2 0 1 のスキャンライン（回転角）と時相との関係を求めることができる。また、X 線透視像は所定のフレームレートで得られるため特徴部 A が特定の位置に検出されるフレームを特定することで特徴部 A の出現タイミング（時相）を検出できる。これにより、特徴部 A の出現タイミングと同じタイミング（時相）のスキ 20
30
30

【 0 0 4 6 】

オリエンテーション演算部 2 1 2 は、特定したスキャンライン S L i の角度 θ_i と、ステップ S 1 0 6 で取得した撮像姿勢 の情報とから、基準方向である直上（ $\theta = 0^\circ$ ）のスキャンライン S L₀ を特定する（ステップ S 2 0 3）。

【 0 0 4 7 】

図 5 は回転式探触子 2 0 1 の各スキャンライン S L 1、S L 2、S L 3、...、S L i ... と、撮像姿勢 と基準（直上）スキャンライン S L₀ との関係を示す図である。スキャンライン S L i は、上述したように、X 線透視像上で特徴部 A が出現するタイミングと同じタイミングで得られたスキャンラインである。基準（直上）スキャンライン S L₀ の角度は、スキャンライン S L i のときのプローブ 2 0 1 の回転角度 θ_i を撮像姿勢 で補正することにより得られる。すなわち、（ $\theta_i - \theta_0$ ）のスキャンラインが基準（直上）スキャンライン S L₀ である。この基準（直上）スキャンライン S L₀ とスキャンライン S L i とのずれ量が回転式探触子 2 0 1 のオリエンテーション（姿勢）を表す情報となる。なお、基準方向は直上に限定されず、その他の角度でもよい。 40

【 0 0 4 8 】

オリエンテーション演算部 2 1 2 は、ステップ S 2 0 2 で算出した直上スキャンライン S L₀ の方向を当該フレームにおけるオリエンテーション情報として、超音波診断装置 2 0 に出力する。超音波診断装置 2 0 はオリエンテーション情報を時間情報とともに超音波診断装置 2 0 の画像記憶部 2 2 3 に記憶されている超音波画像に付加する（図 3 のステッ 50

ブ S 1 0 9)。

【 0 0 4 9 】

次に、超音波診断装置 2 0 は、画像記憶部 2 2 3 に記憶した超音波画像を表示部 2 2 4 に表示する (ステップ S 1 1 0)。表示処理について、図 6 を参照して説明する。

【 0 0 5 0 】

例えば、図 6 に示す表示処理 (1) では、超音波画像に付加されたオリエンテーション情報に基づいて、基準方向 (例えば、直上) を示すマーカ 5 を超音波画像 3 0 上に表示する (ステップ S 3 0 1)。図 7 はマーカ 5 の表示例を示す図である。

【 0 0 5 1 】

検査中は、超音波診断装置 2 0 は、回転式探触子 2 0 1 の移動に伴い直上 (基準方向) に対応するスキャンラインは変化する。検査中、図 3 のステップ S 1 0 1 ~ ステップ S 1 0 9 の処理を繰り返し行うことで、オリエンテーション演算部 2 1 2 は超音波画像の各フレームのオリエンテーション情報を求め、超音波画像にオリエンテーション情報を付加して記憶する。超音波診断装置 2 0 は、例えば、ステップ S 1 0 7 において特徴部 A が出現するタイミングを検出する都度、基準スキャンライン SL_0 (基準方向 (直上) に対応するスキャンライン) を算出し、マーカ 5 の位置をリアルタイムに更新する (ステップ S 3 0 2)。

【 0 0 5 2 】

なお、ステップ S 3 0 2 において、細かい時間間隔でリアルタイムにマーカ 5 の位置の表示を更新すると、表示が安定せず観察の妨げになることがある。この場合は、例えば複数フレーム分のオリエンテーション情報の平均値を求め、複数フレーム毎に基準スキャンライン SL_0 の位置を示すマーカ 5 の位置を更新するようにしてもよい。

【 0 0 5 3 】

このように、オリエンテーション情報に基づいて基準方向 (例えば、直上) を示すマーカ 5 を超音波画像 3 0 上に表示することで、被検体 1 0 0 の体内における回転式探触子 2 0 1 の姿勢が分かりやすくなる。これにより、ユーザは超音波画像における患部の位置を把握しやすく、生体内を観察しやすいものとなる。

【 0 0 5 4 】

なお、図 3 のステップ S 1 1 0 の表示処理において、基準方向の実際の方向と一致するように、超音波画像を回転させて表示してもよい。

この場合、図 8 の表示処理 (2) に示すように、例えば直上を基準方向とする場合は、超音波診断装置 2 0 は、直上が上になるように、超音波画像 3 0 を回転させて表示する (ステップ S 4 0 1)。図 9 は、直上スキャンライン SL_0 が上方向を示すように超音波画像 3 0 が回転されて表示された状態を示す図である。超音波画像 3 0 が、ユーザの視点と一致するため患部の位置等が把握しやすくなる。

【 0 0 5 5 】

検査中は、超音波診断装置 2 0 は、回転式探触子 2 0 1 の移動に伴い直上のスキャンライン (基準スキャンライン) SL_0 の位置は変化する。検査中、図 3 のステップ S 1 0 1 ~ ステップ S 1 0 9 の処理を繰り返し行うことで、オリエンテーション演算部 2 1 2 は超音波画像の各フレームのオリエンテーション情報を求め、超音波画像にオリエンテーション情報を付加して記憶する。姿勢算出装置 2 1 は、例えば、ステップ S 1 0 7 において特徴部 A が出現するタイミングを検出する都度、基準スキャンライン SL_0 (直上) の位置を算出し、超音波診断装置 2 0 に通知する。超音波診断装置 2 0 は直上を示す方向が常に上にくるように超音波画像 3 0 を回転させて、リアルタイムに表示を更新する (ステップ S 4 0 2)。

【 0 0 5 6 】

なお、ステップ S 4 0 2 においてもステップ S 3 0 2 と同様に、細かい時間間隔でリアルタイムに超音波画像 3 0 を回転させて表示を更新すると、表示が安定せず観察の妨げになることがある。この場合は、例えば複数フレーム分のオリエンテーション情報の平均値を求め、複数フレーム毎に基準スキャンライン SL_0 の位置を求め、更新表示するように

10

20

30

40

50

してもよい。

【0057】

以上説明したように、本発明の第1の実施の形態によれば、姿勢算出装置21は、回転式探触子201の姿勢（オリエンテーション情報）を求め、超音波診断装置20は求められたオリエンテーション情報に基づき基準方向を超音波画像30上に表示する、或いは、基準方向に合わせて超音波画像30を回転させて表示する。このため、ユーザは表示されている超音波画像30がどの方向を描画しているのかを把握できるようになる。

【0058】

[第2の実施の形態]

次に、図10及び図11を参照して本発明の第2の実施の形態を説明する。第2の実施の形態において、超音波診断装置20は予め撮像された被検体100のCT画像に超音波画像を位置合わせして重畳表示する。そのため、第2の実施の形態の超音波診断装置20は、第1の実施の形態と同様に回転式探触子201のオリエンテーション情報を算出し、超音波画像30の各フレームに紐づけて画像記憶部223に記憶する。また、回転式探触子201が挿入された部位を含むCTデータ（X線CT装置等により撮影された複数の断層像からなる3次元の画像データ）を予めCTデータ記憶部221に記憶しているものとする。CTデータ表示制御部222は、撮像中の超音波画像とCT画像（断層像）とを位置合わせし、リアルタイムに重畳表示するための処理を行う。

10

【0059】

超音波画像とCT画像とを位置合わせするために、第2の実施の形態の超音波診断装置20は第1の実施の形態の超音波診断装置20の構成に加え、体内に挿入された回転式探触子201の位置を検出する位置検出器（不図示）を備える。位置検出器は、例えば磁気センサ等であり、回転式探触子201の3次元位置情報を検出し、検出した位置情報を時間情報（時相）とともにCTデータ表示制御部222に出力する。

20

【0060】

図10、図11を参照して、第2の実施の形態の超音波診断装置20における表示処理（3）について説明する。

【0061】

被検体100の気管支35b内に回転式探触子201が挿入され検査が開始されると、超音波診断装置20は、回転式探触子201はプローブ位置30bから放射状に超音波信号を送受し、被検体100内の超音波画像30を取得する。姿勢算出装置21は、回転式探触子201のオリエンテーション情報を算出する。超音波画像30の取得及びオリエンテーション情報の算出は第1の実施の形態と同様の手法（図3のステップS101～ステップS109）により行う。位置検出器により被検体100の体内における回転式探触子201の位置情報が常に取得されている。

30

【0062】

姿勢算出装置21のCTデータ表示制御部222は、CTデータ記憶部221から予め撮影されたCT画像データ（CTデータ）を読み込む（ステップS501）。CTデータ表示制御部222は位置検出器から入力される回転式探触子201の3次元位置情報を取得し、ステップS501で取得したCTデータのうち回転式探触子201の位置と同一の位置または最も近い位置を含む断面のCTデータを取得し、表示部224に表示する（ステップS502）。

40

【0063】

CTデータ表示制御部222は、表示するCT画像と超音波画像とのサイズが合うように各画像の拡大率を決定する（ステップS503）。

【0064】

超音波診断装置20は、回転式探触子201のオリエンテーション情報に基づき、ステップS502で表示したCT画像35の向きにあうように超音波画像30の回転角度を求め、そして、求めた拡大率及び回転角度に基づいて超音波画像30をCT画像35上に位置合わせし、重畳表示する（ステップS504）。

50

【 0 0 6 5 】

図 1 1 の重畳画像 4 0 は、ある断面の C T 画像 3 5 上に同じ断面の超音波画像 3 0 が重畳表示された状態を示している。ステップ S 5 0 1 ~ ステップ S 5 0 4 の処理により、超音波画像 3 0 の方向や表示サイズが C T 画像と併せられているため、C T 画像 3 5 上に描出された腫瘍 3 5 a や気管支 3 5 b の位置に、超音波画像 3 0 上に描出された腫瘍 3 0 a やプローブ位置 3 0 b が重ねて表示される。

【 0 0 6 6 】

検査中は回転式探触子 2 0 1 の位置は移動され、姿勢（オリエンテーション）も変化する。C T データ表示制御部 2 2 2 は、生成された超音波画像データをリアルタイムに順次取得するとともに、回転式探触子 2 0 1 の位置情報やオリエンテーション情報もリアルタイムに取得する。C T データ表示制御部 2 2 2 は、回転式探触子 2 0 1 の位置に連動して表示する C T 断面をリアルタイムに更新するとともに、回転式探触子 2 0 1 のオリエンテーション情報に基づいて重畳する超音波画像 3 0 を回転させ、拡大・縮小等の処理を行い、表示をリアルタイムに更新する（ステップ S 5 0 5 ）。

10

【 0 0 6 7 】

以上説明したように、第 2 の実施の形態では、超音波診断装置 2 0 は予め撮影された C T 画像に、撮像中の超音波画像を重畳表示する。また重畳する超音波画像をリアルタイムに更新する。これにより、例えば、C T 画像上で予め計画した位置から細胞を採取する手技等において、対象とする部位の方向が超音波画像上で確認しやすく有効である。また上述の処理に加え、細胞を採取した位置を C T 画像に記憶（マーク）するといった処理を加えれば、予め計画された細胞の採取漏れを防止できる。

20

【 0 0 6 8 】

[第 3 の実施の形態]

次に、図 1 2 ~ 図 1 4 を参照して本発明の第 3 の実施の形態を説明する。

I V U S 検査（血管内超音波検査）では、血管内に回転式探触子 2 0 1 を挿入し対象部位に向かって進行しながら被検体 1 0 0 内をスキャンする。

第 3 の実施の形態の超音波診断装置 2 0 は、第 1 の実施の形態と同様に、血管内からのスキャンにより複数フレームの断層画像を構成するとともに各フレームの断層画像についてそれぞれ姿勢算出装置 2 1 によりオリエンテーション情報を算出する。また、磁気センサ等の位置検出器により被検体 1 0 0 の体内にある回転式探触子 2 0 1 の 3 次元位置情報を時系列に検出する。複数フレームの断層画像、回転式探触子 2 0 1 のオリエンテーション情報、及び位置情報は、3 D 画像構築部 2 2 5 に入力される。

30

【 0 0 6 9 】

3 D 画像構築部 2 2 5 は、回転式探触子 2 0 1 により取得した複数フレームの断層画像（超音波画像）と、各フレームにおける回転式探触子 2 0 1 のオリエンテーション情報及び位置情報に基づき 3 次元の画像データを構築し、この 3 次元の画像データに基づいて M P R 像（multi planar reconstruction）を生成し、画像記憶部 2 2 4 に出力する。

【 0 0 7 0 】

図 1 2 及び図 1 3 を参照して、第 3 の実施の形態の超音波診断装置 2 0 における M P R 像表示処理について説明する。

40

図 1 2 のフローチャートに示すように、超音波診断装置 2 0 の 3 D 画像構築部 2 2 5 は、回転式探触子 2 0 1 の位置情報、超音波画像、オリエンテーション情報をフレーム毎に取得する（ステップ S 6 0 1 ）。3 D 画像構築部 2 2 5 は、これらの取得したデータ（回転式探触子 2 0 1 の位置情報、超音波画像、オリエンテーション情報）をリアルタイムに画像記憶部 2 2 3 に記録する。ユーザは回転式探触子 2 0 1 を対象部位（患部）まで進める（ステップ S 6 0 2 ）。画像記憶部 2 2 3 には、図 1 3 （ a ）に示すように、複数フレームの超音波画像 3 0 _ 1 、 3 0 _ 2 、 3 0 _ 3 、 3 0 _ 4 、 ... 3 0 _ n が、回転式探触子 2 0 1 の位置情報及びオリエンテーション情報とともに記憶される。

【 0 0 7 1 】

対象部位（患部）に到達すると、3 D 画像構築部 2 2 5 は、ステップ S 6 0 1 ~ ステッ

50

ブ S 6 0 2 の処理により画像記憶部 2 2 3 に記録されたデータに基づき 3 次元画像を構築する (ステップ S 6 0 3)。ここで構築する 3 次元画像は、図 1 3 (b) に示すように、通過した血管を描出した 3 次元画像 5 4 や、血管芯線を通る断面を描画した M P R 画像 5 1、5 2 や血管芯線の直交断面画像 (超音波画像 5 3) 等である。3 D 画像構築部 2 2 5 は、ステップ S 6 0 3 で構築した 3 次元画像 5 4、M P R 画像 5 1、5 2、断面画像 5 3 等を画像記憶部 2 2 3 に記憶する。超音波診断装置 2 0 は画像記憶部 2 2 3 に記憶された 3 次元画像 5 4、M P R 画像 5 1、5 2、断面画像 5 3 等を表示部 2 2 4 に表示する (ステップ S 6 0 4)。

【0072】

図 1 3 (b) は、表示レイアウト 5 0 の一例を示す図である。超音波診断装置 2 0 は、例えば図 1 3 (b) に示す表示レイアウト 5 0 のように、3 次元画像 5 4、及び各断面の M P R 画像 5 1、5 2、5 3 等を表示部 2 2 4 に並べて表示する。なお、3 次元画像の種類は図 1 3 (b) に示すものに限定されず、複数位置でのスキャンにより取得した超音波画像から生成可能な各種の 3 次元画像を含む。また、図 1 3 (b) に示す表示レイアウト 5 0 では 4 つの枠内にそれぞれ画像を表示しているが、表示する枠や画像数は 4 つ未満としてもよいし、5 つ以上としてもよい。

10

【0073】

また、図 1 4 に示すように、ステップ S 6 0 3 で構築した 3 次元画像を X 線画像診断装置 1 0 により撮影した X 線透視像 6 1 と並べて表示してもよい。

図 1 4 に示す表示レイアウト 6 0 では、左欄に、X 線画像診断装置 1 0 からリアルタイムに入力された X 線透視像 6 1 が表示され、右欄に超音波診断装置 2 0 により撮像した画像により生成された 3 次元画像 6 2 が表示される。

20

【0074】

また、X 線透視像 6 1 の該当箇所にステップ S 6 0 3 で生成した 3 次元画像 6 4 を重畳し、サムネイル画像 6 3 のように表示してもよい。X 線透視像 6 1 と 3 次元画像 6 4 の位置合わせには、磁気センサ等の位置検出器により得た回転式探触子 2 0 1 の位置情報が用いられる。

【0075】

更に、サムネイル画像 6 3 や X 線透視像 6 1 上に、現在の回転式探触子 2 0 1 の位置を示すマーカ 6 5 を表示してもよい。回転式探触子が挿入されている位置における超音波画像 (リアルタイムに取得した超音波画像) または 3 次元画像をサムネイル画像 6 3 や X 線透視像 6 1 と並べて表示してもよい。

30

【0076】

以上説明したように、第 3 の実施の形態では超音波診断装置 2 0 は、複数フレームの超音波画像と、各フレームの回転式探触子 2 0 1 の位置情報及びオリエンテーション情報に基づき、被検体 1 0 0 の体内を描画した 3 次元画像を生成できる。また、回転式探触子 2 0 1 の位置情報及びオリエンテーション情報に基づいて M P R 画像を生成したり、生成した 3 次元画像や M P R 画像を透視像 6 1 と位置合わせして重畳表示したりできるようになる。

【0077】

40

[第4の実施の形態]

次に、図 1 5 ~ 図 1 6 を参照して本発明の第 4 の実施の形態を説明する。

回転式探触子 2 0 1 はモータ制御部 2 0 8 により所定の回転周期で回転される。また、X 線画像診断装置 1 0 から入力される監視用画像である X 線透視像は、所定のフレームレート (撮影レート) で撮像されている。そのため、回転式探触子 2 0 1 の回転周期と X 線透視像の撮影レートとの関係に応じて監視用画像 (X 線透視像) 上に特徴部 A が現れる周期が決定される。例えば、図 1 5 に示すように、X 線透視像には各時相 t_1 、 t_2 、 t_3 で異なる位置にそれぞれ回転式探触子 2 0 1 の特徴部 A が出現する。この出現タイミングが周期的であれば、X 線透視像の撮影レートは回転式探触子 2 0 1 の回転周期の 3 倍ということとなる。

50

【 0 0 7 8 】

そこで、第4の実施の形態において超音波診断装置20は、回転式探触子201の回転周期とX線透視像の撮影レートを取得し、X線透視像における特徴部Aの出現タイミングに基づいて回転式探触子の回転周期及び前記監視用画像の撮影レートのいずれか一方または両方を調整する調整部を備える。これにより、X線透視像における特徴部Aの出現タイミングを制御する。

【 0 0 7 9 】

図16のフローチャートに示すように、超音波診断装置20は、回転式探触子201の回転周期とX線透視像の撮影レートとから、X線透視像上に特徴部Aが現れる周期を求める(ステップS701)。回転式探触子201の回転周期はモータ制御部208から取得可能であり、X線透視像の撮影レートはX線画像診断装置10の制御部118から取得可能である。

10

【 0 0 8 0 】

超音波診断装置20は、回転式探触子201の回転周期とX線透視像の撮影レートを同期させて変更する(ステップS702)。超音波診断装置20は、変更後の回転式探触子201の回転周期の設定値をモータ制御部208に入力するか、変更後のX線透視像の撮影レートの設定値をX線画像診断装置10の制御部118に入力する。回転式探触子201の回転周期とX線透視像の撮影レートとを同値にした場合は、X線透視像の全フレームにおいて特徴部Aが同位置に表示されることとなり、オリエンテーション情報の算出が容易となる。なお、回転式探触子201の回転周期とX線透視像の撮影レートとは必ずしも同値でなくてもよく、例えば図15に示すように、X線透視像上の観察しやすい1または複数の位置に特徴部Aが周期的に現れるように調整してもよい。

20

【 0 0 8 1 】

また例えば、X線画像診断装置10に内部同期モードと外部同期モードとを設け、いずれかのモードをユーザが選択可能とする。内部同期モードでは、内部クロックを使用し、例えば25[フレーム/秒]等の固定値とする。外部同期モードでは、外部から入力される同期信号を用いて撮影レートを調整可能とする。超音波診断装置20側で所定のタイミングで同期信号を生成し、X線画像診断装置10に入力すれば、X線画像診断装置10の撮影レートを超音波診断装置20側で制御可能である。

【 0 0 8 2 】

具体的には、回転式探触子の回転周期を例えば7.5[回転/秒]等に設定する。更に、回転式探触子201の回転角が所定角(0°、120°、240°)になったときに超音波診断装置20からX線画像診断装置10の制御部118に対して同期信号を送信する。すると、X線画像診断装置10の制御部118は同期信号を受信したタイミングでX線照射を行い、X線画像を収集する。これにより、回転式探触子201の回転角が上述の所定角(0°、120°、240°)になったときに常にX線画像(監視用画像)を収集することができる。よって、特徴部Aの出現タイミングを制御できる。

30

【 0 0 8 3 】

以上説明したように、第4の実施の形態の超音波診断装置20は、回転式探触子201の回転周期とX線透視像のフレームレートのいずれか一方または両方を調整する。これにより、X線透視像での特徴部Aの出現タイミングを制御できるようになる。

40

【 0 0 8 4 】

以上、添付図面を参照しながら、本発明に係る超音波診断装置等の好適な実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。当業者であれば本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例又は修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

【 符号の説明 】

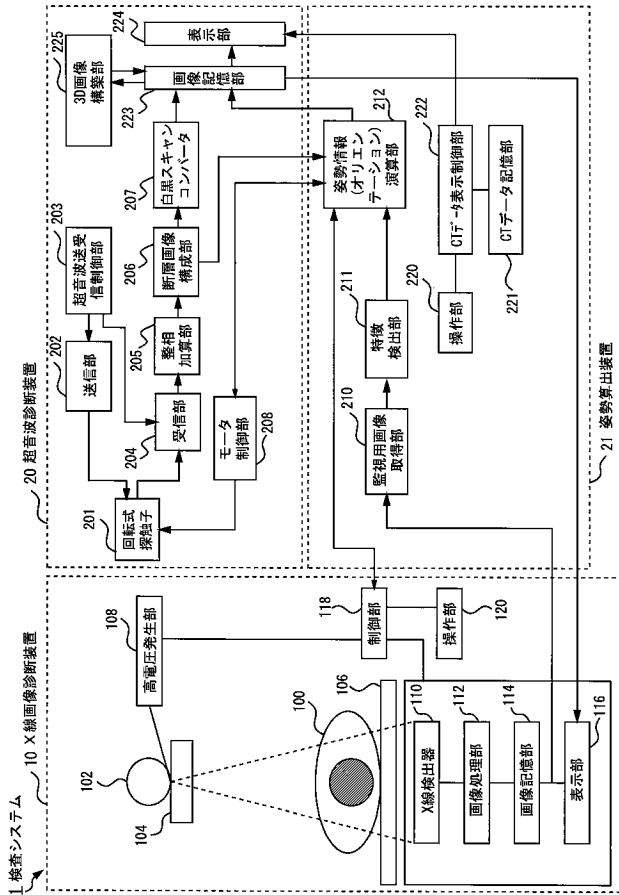
【 0 0 8 5 】

- 1 検査システム
- 10 X線画像診断装置

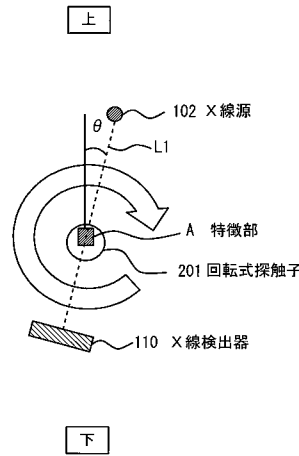
50

1 0 2	・ ・ ・ ・ ・	X 線源	
1 0 4	・ ・ ・ ・ ・	X 線絞リ	
1 0 6	・ ・ ・ ・ ・	寝台	
1 0 8	・ ・ ・ ・ ・	高電圧発生部	
1 1 0	・ ・ ・ ・ ・	X 線検出器	
1 1 2	・ ・ ・ ・ ・	画像処理部	
1 1 4	・ ・ ・ ・ ・	画像記憶部	
1 1 6	・ ・ ・ ・ ・	表示部	
1 1 8	・ ・ ・ ・ ・	制御部	
1 2 0	・ ・ ・ ・ ・	操作部	10
2 0	・ ・ ・ ・ ・	超音波診断装置	
2 0 1	・ ・ ・ ・ ・	回転式探触子	
2 0 2	・ ・ ・ ・ ・	送信部	
2 0 3	・ ・ ・ ・ ・	超音波送受信制御部	
2 0 4	・ ・ ・ ・ ・	受信部	
2 0 5	・ ・ ・ ・ ・	整相加算部	
2 0 6	・ ・ ・ ・ ・	断層画像構成部	
2 0 7	・ ・ ・ ・ ・	白黒スキャンコンバータ	
2 0 8	・ ・ ・ ・ ・	モータ制御部	
2 1 0	・ ・ ・ ・ ・	監視用画像取得部	20
2 1	・ ・ ・ ・ ・	姿勢算出装置	
2 1 1	・ ・ ・ ・ ・	特徴検出部	
2 1 2	・ ・ ・ ・ ・	姿勢情報 (オリエンテーション) 演算部	
2 2 0	・ ・ ・ ・ ・	操作部	
2 2 1	・ ・ ・ ・ ・	C T データ記憶部	
2 2 2	・ ・ ・ ・ ・	C T データ表示制御部	
2 2 3	・ ・ ・ ・ ・	画像記憶部	
2 2 4	・ ・ ・ ・ ・	表示部	
2 2 5	・ ・ ・ ・ ・	3 D 画像構築部	
A	・ ・ ・ ・ ・	特徴部	30
	・ ・ ・ ・ ・	X 線画像診断装置 1 0 の撮像姿勢	
S L ₀	・ ・ ・ ・ ・	基準スキャンライン	
S L ₁ ~ S L _i	・ ・ ・ ・ ・	スキャンライン	
3 0	・ ・ ・ ・ ・	超音波画像	
5	・ ・ ・ ・ ・	直上 (撮像姿勢 = 0 °) を示すマーカ	
3 5	・ ・ ・ ・ ・	C T 画像	
4 0	・ ・ ・ ・ ・	重畳画像	
5 0、6 0	・ ・ ・ ・ ・	表示レイアウト	
5 1、5 2、5 3	・ ・ ・ ・ ・	M P R 画像	
5 4	・ ・ ・ ・ ・	3 次元画像	40
6 1	・ ・ ・ ・ ・	透視像	
6 2、6 4	・ ・ ・ ・ ・	3 次元画像	
6 3	・ ・ ・ ・ ・	サムネイル画像	
6 5	・ ・ ・ ・ ・	マーカ (回転式探触子の位置を示すマーカ)	

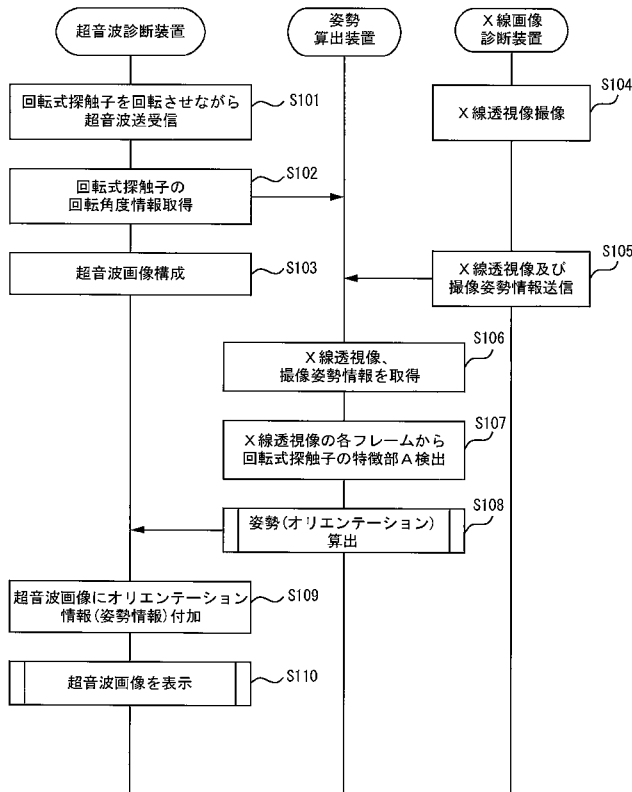
【図1】



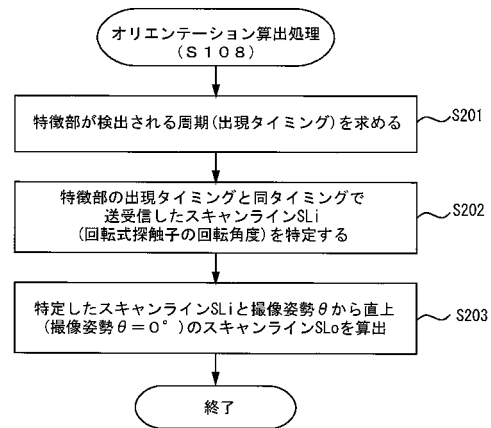
【図2】



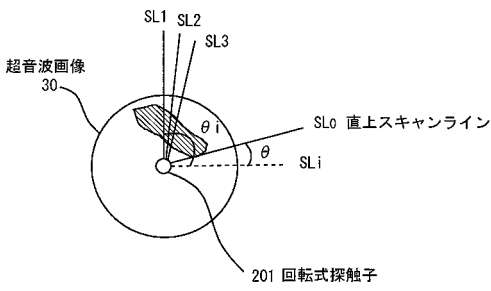
【図3】



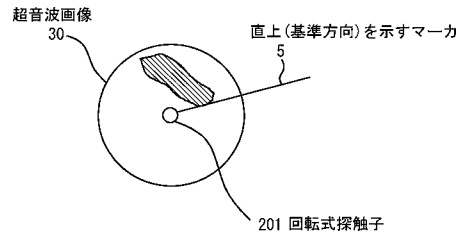
【図4】



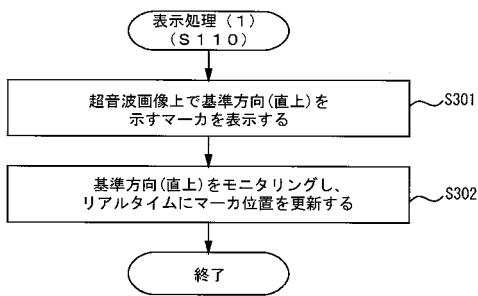
【図5】



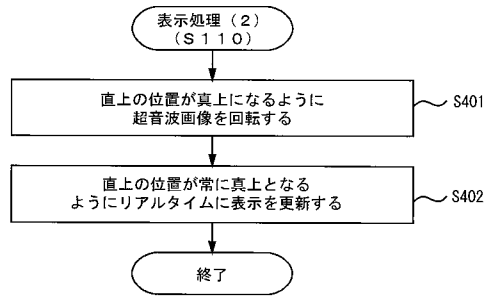
【図7】



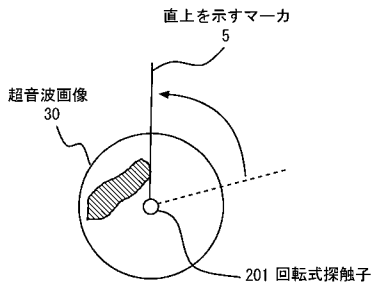
【図6】



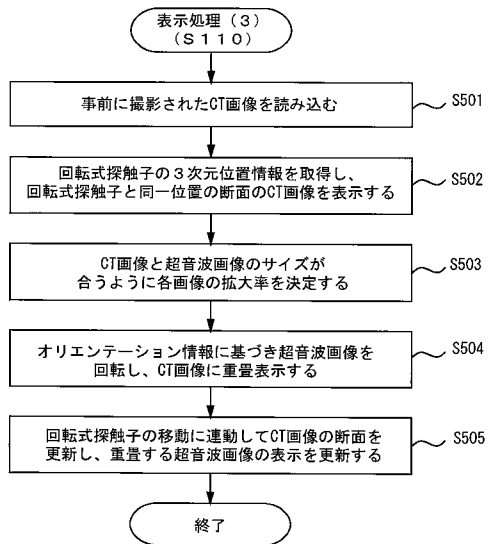
【図8】



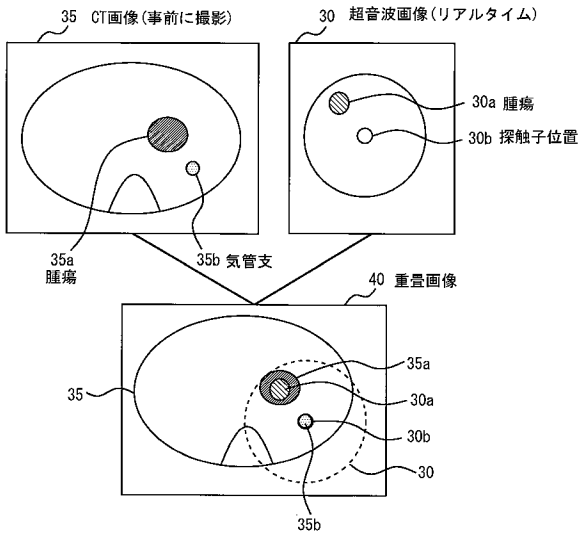
【図9】



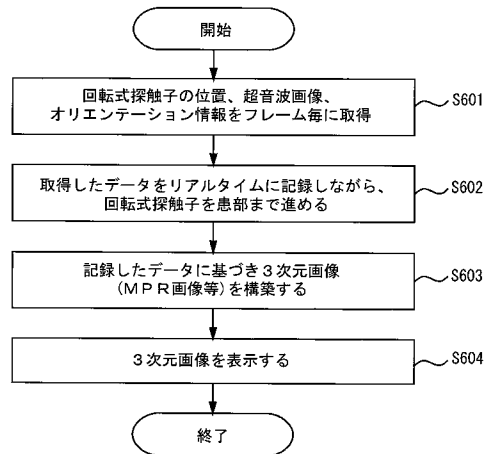
【図10】



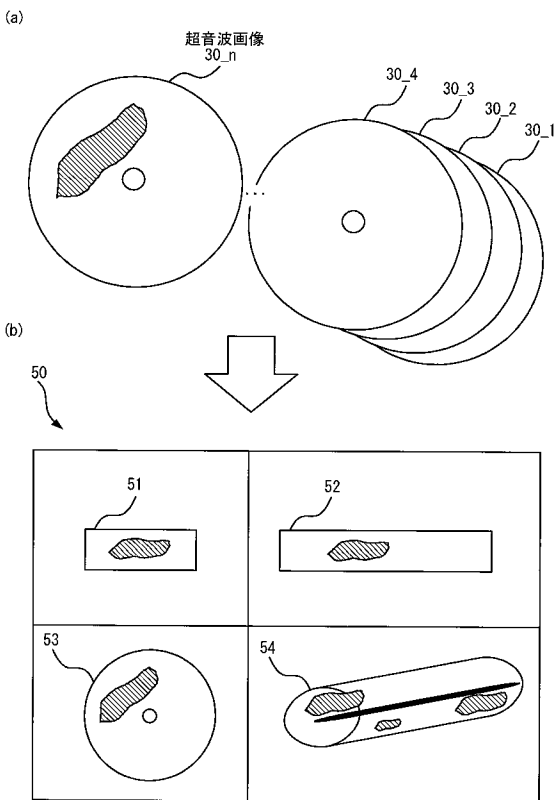
【図11】



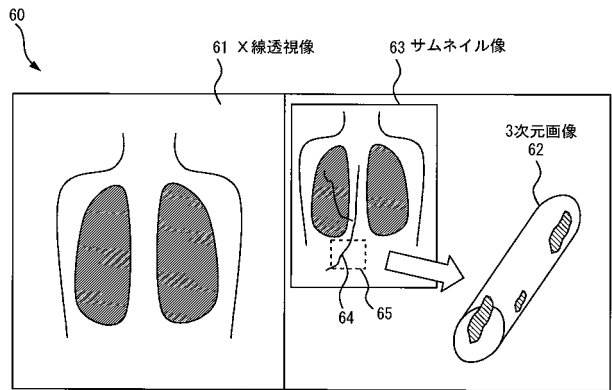
【図12】



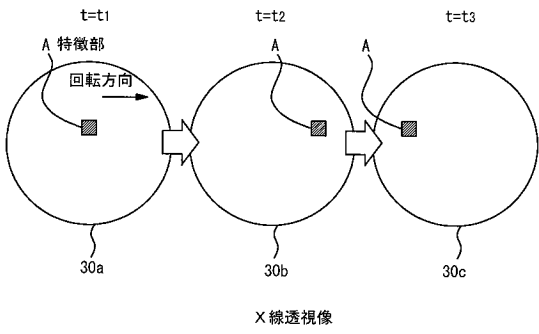
【図13】



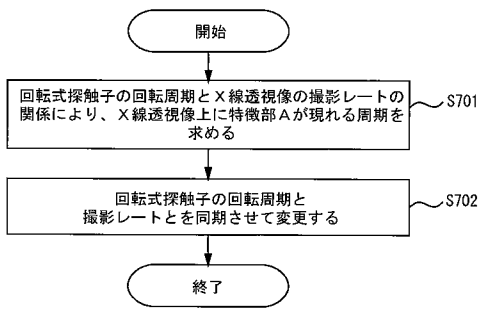
【図14】



【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



专利名称(译)	超声波诊断装置，旋转探针的姿态计算装置，旋转探针的姿态计算方法		
公开(公告)号	JP2017140135A	公开(公告)日	2017-08-17
申请号	JP2016022459	申请日	2016-02-09
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	飯村隆志		
发明人	飯村 隆志		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B6/12 A61B8/4245		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/12.ZDM		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DD30 4C601/EE30 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/JC21 4C601/KK09 4C601/KK21 4C601/KK31 4C601/LL33		
代理人(译)	井上清一		
其他公开文献	JP6666738B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够计算指示旋转探针插入到对象中的哪个方向的姿势信息（方向信息）的超声诊断设备，旋转探针的方向计算并且提供了一种计算旋转探针的姿势的方法。一种超声波诊断装置20中，对象100的同时使用旋转探头201用于发射和接收超声波来发射和接收超声波的对象100旋转扫描方向，产生超声图像到。姿势计算装置21获取在超声图像的成像期间获得的图像，并且旋转探针201的至少一部分与作为监视图像的对象100一起绘制并显示周期与表示移动的特征部分A的出现定时相同的扫描线我想要它。以这种方式，计算旋转探针201的姿势信息（取向信息）。

