

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6386733号
(P6386733)

(45) 発行日 平成30年9月5日(2018.9.5)

(24) 登録日 平成30年8月17日(2018.8.17)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 6/00 (2006.01) A 6 1 B 6/00 3 6 0 B
 A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 6/00 3 7 0
 A 6 1 B 8/14

請求項の数 7 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2014-8913 (P2014-8913)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成26年1月21日 (2014. 1. 21)		キヤノンメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2014-158695 (P2014-158695A)		栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地
(43) 公開日	平成26年9月4日 (2014. 9. 4)	(74) 代理人	110001771
審査請求日	平成28年12月16日 (2016. 12. 16)		特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(31) 優先権主張番号	特願2013-9410 (P2013-9410)	(72) 発明者	上原 久幸
(32) 優先日	平成25年1月22日 (2013. 1. 22)		栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	秋山 真己
			栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	吉田 元
			栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線診断装置及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

穿刺針を用いて穿刺を行う手技において、超音波診断装置から取得した当該超音波診断装置のプローブの位置情報に基づいて、前記プローブのスキャン面に水平となる第1の角度をX線の第1の照射方向に決定し、前記スキャン面に垂直となる第2の角度をX線の第2の照射方向に決定する決定部と、

前記位置情報及び前記X線の第1の照射方向に基づいて、当該X線の第1の照射方向に前記スキャン面の超音波画像を投影した第1の投影画像データを生成し、前記位置情報及び前記X線の第2の照射方向に基づいて、当該X線の第2の照射方向に前記スキャン面の超音波画像を投影した第2の投影画像データを生成する投影画像生成部と、

前記X線の第1の照射方向で撮影された前記穿刺針を含んだ第1のX線画像データと、前記第1の投影画像データと、前記X線の第2の照射方向で撮影された前記穿刺針を含んだ第2のX線画像データと、前記第2の投影画像データとを表示する表示部と、

を備えたことを特徴とするX線診断装置。

【請求項 2】

前記第1の角度及び前記第2の角度の少なくとも一方の角度を選択する指示を操作者から受付ける操作部を更に備え、

前記決定部は、前記操作部が受付けた角度をX線の照射方向に決定する

ことを特徴とする請求項1に記載のX線診断装置。

【請求項 3】

10

20

前記操作部は、前記穿刺を行う手技の途中で、前記第1の角度及び前記第2の角度の少なくとも一方の角度を変更する指示を操作者から更に受け、

前記決定部は、前記操作部が変更する指示を受け付けた角度を変更後のX線の照射方向に決定し、

前記投影画像生成部は、前記位置情報及び前記変更後のX線の照射方向に基づいて、当該X線の照射方向に前記スキャン面の超音波画像を投影した投影画像データを新たに生成し、

前記表示部は、前記変更後のX線の照射方向で撮影された前記穿刺針を含んだX線画像データと、前記投影画像生成部によって新たに生成された投影画像データとを表示することを特徴とする請求項2に記載のX線診断装置。 10

【請求項4】

前記表示部は、

前記第1のX線画像データと、前記第1の投影画像データとを重畳表示し、前記第2のX線画像データと、前記第2の投影画像データとを重畳表示する

ことを特徴とする請求項1に記載のX線診断装置。

【請求項5】

X線を発生するX線源と、前記X線源からのX線を検出するX線検出部とを保持するアーム部と、

前記アーム部を移動制御する操作を行う操作部と、

前記操作に基づいて前記第1の照射方向又は前記第2の照射方向となるように前記アーム部を移動制御する制御部と 20

を更に備えたことを特徴とする請求項1に記載のX線診断装置。

【請求項6】

前記投影画像生成部は、

前記プローブを示す情報と、前記穿刺針が穿刺対象とする部位を示す情報の少なくとも一方を含んだ前記第1の投影画像データ及び前記第2の投影画像データを生成する

ことを特徴とする請求項1に記載のX線診断装置。

【請求項7】

被検体に対して超音波を送受信する超音波プローブであって、穿刺針を用いて穿刺を行う手技において当該穿刺針を固定する穿刺アダプタを装着可能な超音波プローブと、 30

前記超音波プローブから受信した反射波から画像データを生成する画像生成部と、

前記超音波プローブによる超音波の送受信を制御する制御部と、

前記超音波プローブの位置情報を検出する検出部と、

前記超音波プローブの位置情報と、前記画像データとをX線診断装置に送信する送信部と、

前記超音波プローブの位置情報に基づいて、前記超音波プローブのスキャン面に水平となる第1の角度で決定されたX線の第1の照射方向で前記X線診断装置によって撮影された前記穿刺針を含んだ第1のX線画像データと、前記位置情報及び前記X線の第1の照射方向に基づいて、当該X線の第1の照射方向に前記スキャン面の超音波画像を投影することによって生成された第1の投影画像データと、前記位置情報に基づいて、前記スキャン面に垂直となる第2の角度で決定されたX線の第2の照射方向で前記X線診断装置によって撮影された前記穿刺針を含んだ第2のX線画像データと、前記位置情報及び前記X線の第2の照射方向に基づいて、当該X線の第2の照射方向に前記スキャン面の超音波画像を投影することによって生成された第2の投影画像データとを前記X線診断装置から受信する受信部と、 40

前記第1のX線画像データと、前記第1の投影画像データと、前記第2のX線画像データと、前記第2の投影画像データとを表示する表示部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【 0 0 0 1 】

本発明の実施形態は、X線診断装置及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

従来、腫瘍などの組織を採取する検査や、薬剤を局所投与する治療における穿刺手技時には、超音波診断装置が使われることが一般的である。例えば、医師等の術者（以下、「操作者」と称す）は、超音波診断装置によって撮影された超音波画像に映りこんだ穿刺針の画像を見ながら穿刺対象部位まで穿刺針を進める。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【 0 0 0 3 】

【特許文献1】特開2005-80989号公報

【特許文献2】特開平8-84740号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 4 】

本発明が解決しようとする課題は、穿刺針が超音波診断装置のスキャン面から外れていないかを確認することができるX線診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 5 】

20

実施形態のX線診断装置は、決定部と、投影画像生成部と、表示部とを備える。決定部は、穿刺針を用いて穿刺を行う手技において、超音波診断装置から取得した当該超音波診断装置のプロープの位置情報に基づいて、前記プロープのスキャン面に水平となる第1の角度をX線の第1の照射方向に決定し、前記スキャン面に垂直となる第2の角度をX線の第2の照射方向に決定する。投影画像生成部は、前記位置情報及び前記X線の第1の照射方向に基づいて、当該X線の第1の照射方向に前記スキャン面の超音波画像を投影した第1の投影画像データを生成し、前記位置情報及び前記X線の第2の照射方向に基づいて、当該X線の第2の照射方向に前記スキャン面の超音波画像を投影した第2の投影画像データを生成する。表示部は、前記X線の第1の照射方向で撮影された前記穿刺針を含んだ第1のX線画像データと、前記第1の投影画像データと、前記X線の第2の照射方向で撮影された前記穿刺針を含んだ第2のX線画像データと、前記第2の投影画像データとを表示する。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 6 】

【図1】図1は、実施形態に係る穿刺支援システムの構成例を示す図である。

【図2】図2は、実施形態に係る超音波診断装置及び実施形態に係るX線診断装置の構成例を示す機能ブロック図である。

【図3】図3は、超音波診断装置のスキャン面と、X線診断装置によるX線の照射方向の一例を示す図である。

【図4】図4は、スキャン面に対して水平方向からX線を照射する場合の照射範囲の一例を示す図である。

40

【図5】図5は、スキャン面に対して垂直方向からX線を照射する場合の照射範囲の一例を示す図である。

【図6A】図6Aは、実施形態に係るデータ補正部による投影画像データを生成する動作の一例を示す図である。

【図6B】図6Bは、実施形態に係るデータ補正部による投影画像データを生成する動作の一例を示す図である。

【図6C】図6Cは、実施形態に係るデータ補正部による投影画像データを生成する動作の一例を示す図である。

【図7】図7は、実施形態に係る画像処理部により生成される画像の一例を示す図である

50

。【図 8】図 8 は、実施形態に係る画像処理部により生成される合成画像データの一例を示す図である。

【図 9】図 9 は、実施形態に係る超音波診断装置による処理手順を示すフローチャートである。

【図 10】図 10 は、実施形態に係る X 線診断装置による処理手順を示すフローチャートである。

【図 11 A】図 11 A は、実施形態に係る穿刺支援システムにおけるスキャン面での穿刺針と穿刺対象部位との関係の一例を示す図である。

【図 11 B】図 11 B は、実施形態に係る穿刺支援システムにおけるスキャン面での穿刺針と穿刺対象部位との関係の一例を示す図である。

【図 11 C】図 11 C は、実施形態に係る穿刺支援システムにおけるスキャン面での穿刺針と穿刺対象部位との関係の一例を示す図である。

【図 12 A】図 12 A は、実施形態に係る穿刺支援システムにおけるスキャン面での穿刺針と穿刺対象部位との関係の一例を示す図である。

【図 12 B】図 12 B は、実施形態に係る穿刺支援システムにおけるスキャン面での穿刺針と穿刺対象部位との関係の一例を示す図である。

【図 12 C】図 12 C は、実施形態に係る穿刺支援システムにおけるスキャン面での穿刺針と穿刺対象部位との関係の一例を示す図である。

【図 13 A】図 13 A は、実施形態に係る穿刺支援システムにおけるスキャン面での穿刺針と穿刺対象部位との関係の一例を示す図である。

【図 13 B】図 13 B は、実施形態に係る穿刺支援システムにおけるスキャン面での穿刺針と穿刺対象部位との関係の一例を示す図である。

【図 13 C】図 13 C は、実施形態に係る穿刺支援システムにおけるスキャン面での穿刺針と穿刺対象部位との関係の一例を示す図である。

【図 14】図 14 は、超音波診断装置のスキャン面に対して水平方向から X 線を照射した場合に生成される合成画像データの変形例の一例を示す図である。

【図 15】図 15 は、超音波診断装置のスキャン面に対して垂直方向から X 線を照射した場合に生成される合成画像データの変形例の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0007】

以下、図面を参照して、実施形態に係る X 線診断装置及び超音波診断装置を説明する。

【0008】

実施形態では、X 線診断装置を含んだ穿刺支援システム 100 を例に説明する。図 1 は、実施形態に係る穿刺支援システム 100 の構成例を示す図である。図 1 に示すように、穿刺支援システム 100 は、超音波診断装置 200 と X 線診断装置 300 とを有する。超音波診断装置 200 は、図示しないプローブを有する。このプローブには、穿刺針挿入ガイドが装着される場合もある。X 線診断装置 300 は、表示部 301 と、寝台 302 と、C アーム 310 とを備える。なお、図 1 に示す被検体 P は、穿刺支援システム 100 には含めない。このような穿刺支援システム 100 における位置は、X - Y - Z 座標系で規定される。なお、超音波診断装置 200 及び X 線診断装置 300 の詳細な構成については後述する。

【0009】

このような穿刺支援システム 100 では、被検体 P に対して超音波診断装置 200 を用いた穿刺手技が行われる。例えば、医師等の術者（以下、「操作者」と称す）は、超音波診断装置 200 により撮影された超音波画像を参照して、穿刺対象部位の特定を行う。そして、操作者は、例えば、超音波診断装置 200 により撮影される穿刺対象部位の超音波画像を参照しながら、穿刺針により腫瘍などの組織を採取する検査や、穿刺針の先端から薬剤を局所投与する治療や、穿刺針の先端からマイクロ波やラジオ波を照射する焼灼治療等を行う。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 0 】

このような穿刺手技時には、穿刺針は、超音波診断装置のスキャン面に沿って進められる。ところが、穿刺手技時に穿刺針がスキャン面から外れてしまう場合がある。また、操作者は、超音波画像として映りこんだ穿刺針が、先端部であるのか穿刺針の中央部であるのかを明確に判別可能ではない。このため、従来の超音波診断装置では、穿刺対象部位に穿刺針が到達したかを確認することができない場合があった。このようなことから、実施形態に係る穿刺支援システム 100 において、X線診断装置 300 は、穿刺針を用いて穿刺を行う超音波診断装置 200 から取得した超音波診断装置 200 のプローブのスキャン面の位置情報に基づいて、スキャン面に所定の角度で交差する X 線の照射方向を決定する。また、X線診断装置 300 は、位置情報及び X 線の照射方向に基づいて、X 線の照射方向にスキャン面を投影した投影画像データを生成する。そして、X線診断装置 300 は、X 線の照射方向で撮影された穿刺針を含んだ X 線画像と、投影画像とを重畳させた合成画像を生成する。

10

【 0 0 1 1 】

次に図 2 を用いて、超音波診断装置 200 及び X 線診断装置 300 の詳細な構成について説明する。図 2 は、実施形態に係る超音波診断装置 200 及び実施形態に係る X 線診断装置 300 の構成例を示す機能ブロック図である。

【 0 0 1 2 】

図 2 に示すように、超音波診断装置 200 は、プローブ 201 と、超音波画像表示部 202 と、操作部 203 と、装置本体 210 とを備える。超音波プローブ 201 は、超音波の送受信を行なうために装置本体 210 に接続される。超音波プローブ 201 は、例えば、複数の圧電振動子を有する。各圧電振動子は、後述する装置本体 210 が有するシステム制御部 211 から供給される駆動信号に基づいて超音波を発生し、さらに、被検体 P からの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 201 は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材などを有する。

20

【 0 0 1 3 】

超音波プローブ 201 によって被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体 P の体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、超音波プローブ 201 が有する複数の圧電振動子によって反射波信号として受信される。この反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して周波数偏移を受ける。

30

【 0 0 1 4 】

超音波画像表示部 202 は、超音波画像データを表示するモニタなどの表示デバイスである。操作部 203 は、操作者から受け付けた各種設定要求を装置本体 210 に転送する。例えば、操作部 203 は、撮影モードの指定を操作者から受付ける。これにより、超音波画像入力部 214 は、指定された撮影モードで超音波画像データを生成する。なお、撮影モードには、Bモード画像を撮像する「Bモード」、Mモード画像を撮像する「Mモード」、カラードプラ画像を撮像する「Cモード」、ドプラ波形画像を撮像する「Dモード」が含まれる。また、例えば、操作部 203 は、超音波画像を収集する指示を操作者から受付ける。これにより、システム制御部 211 は、超音波を被検体 P に対して送信する。また、例えば、操作部 203 は、穿刺対象部位の指定を操作者から受付ける。これにより、穿刺部位指定部 219 は、穿刺対象部位を示す領域を超音波画像中に合成した画像データを生成する。

40

【 0 0 1 5 】

装置本体 210 は、システム制御部 211 と、超音波画像格納部 212 と、超音波画像収集部 213 と、超音波画像入力部 214 と、超音波画像出力部 215 と、プローブ位置検出部 216 と、スキャン面位置計算部 217 と、スキャン面位置送出部 218 と、穿刺

50

部位指定部 2 1 9 と、超音波画像データ送出处 2 2 0 とを備える。

【 0 0 1 6 】

システム制御部 2 1 1 は、トリガ発生回路、送信遅延回路及びパルサ回路などを有し、超音波プローブ 2 0 1 に駆動信号を供給する。パルサ回路は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、送信遅延回路は、超音波プローブ 2 0 1 から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために用いられる圧電振動子ごとの送信遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 2 0 1 に駆動信号を供給する。

【 0 0 1 7 】

超音波画像格納部 2 1 2 は、超音波画像入力部 2 1 4 によって生成された超音波画像データを記憶する。

【 0 0 1 8 】

超音波画像収集部 2 1 3 は、アンプ回路、A / D 変換器、加算器などを有し、超音波プローブ 2 0 1 が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号を増幅してゲイン補正処理を行ない、A / D 変換器は、ゲイン補正された反射波信号を A / D 変換して受信指向性を決定するのに必要な受信遅延時間を与え、加算器は、A / D 変換器によって処理された反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【 0 0 1 9 】

超音波画像入力部 2 1 4 は、超音波画像収集部 2 1 3 によって生成された反射波データから、超音波画像データを生成する。例えば、超音波画像入力部 2 1 4 は、超音波画像収集部 2 1 3 から反射波データを受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ (B モードデータ) を生成する。そして、超音波画像入力部 2 1 4 は、B モードデータから B モード画像データを生成する。また、超音波画像入力部 2 1 4 は、超音波画像収集部 2 1 3 から受け取った反射波データから速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータ (ドプラデータ) を生成する。そして、超音波画像入力部 2 1 4 は、ドプラデータから平均速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラードプラ (Color Doppler) 画像データを生成する。また、超音波画像入力部 2 1 4 は、B モードデータの時系列データから、利用者が設定したレンジゲートにおける M (Motion) モード画像データを生成する。また、超音波画像入力部 2 1 4 は、ドプラデータの時系列データから、利用者が設定したレンジゲートにおける血流や組織の速度情報を時系列に沿ってプロットしたドプラ波形画像データを生成する。なお、ドプラ波形画像データは、連続波 (C W : Continuous Wave) ドプラ法やパルス波 (P W : Pulsed Wave) ドプラ法により収集されたドプラデータから生成される。

【 0 0 2 0 】

超音波画像出力部 2 1 5 は、超音波画像入力部 2 1 4 からの超音波画像データ又は超音波画像格納部 2 1 2 によって記憶された超音波画像データを超音波画像表示部 2 0 2 に表示させる。例えば、超音波画像出力部 2 1 5 は、超音波診断装置 2 0 0 を用いて行なわれる超音波検査において、各種撮像モードで生成された各種超音波画像データを超音波画像表示部 2 0 2 に表示させる。

【 0 0 2 1 】

プローブ位置検出部 2 1 6 は、プローブ 2 0 1 の位置を特定する。ここで、プローブ位置検出部 2 1 6 は、穿刺支援システム 1 0 0 における X - Y - Z 座標系でプローブ 2 0 1 の位置を特定する。例えば、プローブ位置検出部 2 1 6 は、GPS を利用してプローブ 2 0 1 の位置を特定する。なお、プローブ位置検出部 2 1 6 は、寝台の所定の位置にプローブ 2 0 1 を取り付けおき、この所定の位置からの移動量に応じてプローブ 2 0 1 の位置

10

20

30

40

50

を特定してもよい。また、プローブ位置検出部 2 1 6 は、プローブ 2 0 1 に取り付けられた超音波発信装置からの信号を受信することでプローブ 2 0 1 の位置を特定してもよい。

【 0 0 2 2 】

スキャン面位置計算部 2 1 7 は、プローブ位置検出部 2 1 6 によって特定されたプローブの位置に基づいて、スキャン面の位置を特定する。例えば、スキャン面位置計算部 2 1 7 は、プローブの向きとプローブの位置とに基づいて、スキャン面の位置を特定する。スキャン面位置計算部 2 1 7 は、特定したスキャン面の位置をスキャン面の位置情報としてスキャン面位置送部 2 1 8 に出力する。なお、スキャン面の位置情報は、X - Y - Z 座標系において、例えば (x , y , z) で表記される。

【 0 0 2 3 】

スキャン面位置送部 2 1 8 は、スキャン面位置計算部 2 1 7 から取得したスキャン面の位置情報を X 線診断装置 3 0 0 に送部する。

【 0 0 2 4 】

穿刺部位指定部 2 1 9 は、操作部 2 0 3 を介して操作者から穿刺対象部位の指定を受付けた場合、操作者から指定された穿刺対象部位を示す領域を超音波画像中に合成した画像データを生成する。例えば、穿刺部位指定部 2 1 9 は、矩形や円形で示される穿刺対象部位を超音波画像データに合成した画像データを生成する。なお、穿刺部位指定部 2 1 9 は、生成した超音波画像データを超音波画像データ送部 2 2 0 に出力する。また、穿刺部位指定部 2 1 9 は、生成した超音波画像データを超音波画像表示部 2 0 2 に表示させる。

【 0 0 2 5 】

超音波画像データ送部 2 2 0 は、穿刺部位指定部 2 1 9 によって生成された超音波画像データを X 線診断装置 3 0 0 に送部する。

【 0 0 2 6 】

また、図 2 に示すように、X 線診断装置 3 0 0 は、表示部 3 0 1 と、寝台 3 0 2 と、操作部 3 0 3 と、C アーム 3 1 0 と、X 線高電圧発生装置 3 1 3 と、システム制御部 3 2 0 と、C アーム移動制御部 3 2 1 と、寝台移動制御部 3 2 2 と、画像格納部 3 2 3 と、画像出力部 3 2 4 と、X 線画像入力部 3 2 5 と、データ補正部 3 2 6 と、画像処理部 3 2 7 とを備える。

【 0 0 2 7 】

表示部 3 0 1 は、例えば X 線診断装置 3 0 0 により撮影された透視画像などの X 線画像を表示する。寝台 3 0 2 は、被検体 P が載置される。例えば、寝台 3 0 2 は、被検体 P が載置される天板を有し、垂直方向及び水平方向に移動可能である。また、寝台 3 0 2 は、天板を長手方向、又は、長手方向及び短手方向に移動可能である。寝台 3 0 2 は、自装置や天板を移動して、X 線診断装置 3 0 0 の撮影領域に被検体 P を移動させる。

【 0 0 2 8 】

操作部 3 0 3 は、コントロールパネル、フットスイッチ、ジョイスティック等であり、X 線診断装置 3 0 0 に対する各種操作の入力を操作者から受付ける。例えば、操作部 3 0 3 は、被検体 P 内の観察対象を画面中央に移動させるための寝台 3 0 2 に対する操作を操作者から受付ける。これにより、寝台移動制御部 3 2 2 は、寝台 3 0 2 を操作者の操作に応じて移動させる。また、操作部 3 0 3 は、C アーム 3 1 0 を回転させる操作を操作者から受付ける。これにより、C アーム移動制御部 3 2 1 は、C アーム 3 1 0 を操作者の操作に応じて回転させる。

【 0 0 2 9 】

また、操作部 3 0 3 は、撮影条件の設定を操作者から受付ける。例えば、操作部 3 0 3 は、S I D (Source-Image Distance)、F O V (Field Of View) 等の情報を操作者から受付ける。なお、S I D や F O V 等の値は、X 線診断装置 3 0 0 が事前に保持してもよい。また、操作部 3 0 3 は、X 線画像データの収集指示を操作者から受付ける。

【 0 0 3 0 】

また、操作部 3 0 3 は、超音波診断装置 2 0 0 によるスキャン面に対する X 線の照射方向の設定を操作者から受付ける。例えば、操作部 3 0 3 は、スキャン面に対して水平方向

10

20

30

40

50

又はスキャン面に対して垂直方向の設定を受付ける。なお、操作者は、このスキャン面に対するX線の照射方向の設定を走査中に変更可能である。また、照射方向は、スキャン面に対する角度として設定されてもよい。

【0031】

Cアーム310は、X線源装置311及びX線検出器312を対向させて支持する。X線源装置311は、X線管装置311aと、X線可動絞り311bとを有し、X線高電圧発生装置313から供給される高電圧によりX線を発生する装置である。X線管装置311aは、X線を照射する。X線可動絞り311bは、X線管装置311aから被検体Pに対して照射されるX線の範囲を被検体Pの関心領域を含む範囲に絞り込む。X線検出器312は、X線管球311から照射され、被検体Pを透過したX線を検出する。X線源装置311及びX線検出器312の対は、幾何学的な回転中心(アイソセンタ)の周りに回転するように構成されている。

10

【0032】

X線高電圧発生装置313は、X線源装置311に供給する高電圧を発生する装置であり、発生する電圧・電流を制御することによってX線管装置311から照射されるX線の出力を制御する。

【0033】

Cアーム移動制御部321は、システム制御部320による制御の下、Cアーム310の回転等を制御する。例えば、Cアーム移動制御部321は、操作部303からの入力信号に基づいて、Cアーム310をLAO(Left Anterior Oblique View:第2斜位)方向あるいはRAO(Right Anterior Oblique View:第1斜位)方向に回転させる。

20

【0034】

寝台移動制御部322は、システム制御部320による制御の下、寝台302の動作制御を行う。例えば、寝台移動制御部322は、操作部303からの入力信号に基づいて、寝台302の垂直方向の移動及び寝台302の水平方向の移動を制御する。

【0035】

画像格納部323は、X線画像データ等を記憶する。画像出力部324は、画像処理部327により生成されたX線画像データを表示部301に表示させる。X線画像入力部325は、被検体Pに照射したX線がX線検出器312において投影される画像を収集する。

30

【0036】

システム制御部320は、操作部303の指示に基づいて、X線診断装置200の全体制御を行う。例えば、システム制御部320は、操作者から操作部303を介してX線画像の撮影指示を受付けた場合、Cアーム移動制御部321と寝台移動制御部322とを制御し、被検体PのX線画像データを収集する。

【0037】

また、システム制御部320は、穿刺針を用いて穿刺を行う超音波診断装置200から取得した超音波診断装置200のプロープ201のスキャン面の位置情報に基づいて、スキャン面に所定の角度で交差するX線の照射方向を決定する。

【0038】

例えば、システム制御部320は、操作部303を介して、操作者から受付けた所定の角度で超音波診断装置200のスキャン面に交差するX線の照射方向を決定する。図3を用いて、超音波診断装置200のスキャン面と、X線診断装置によるX線の照射方向の関係について説明する。図3は、超音波診断装置200のスキャン面と、X線診断装置300によるX線の照射方向の一例を示す図である。図3は、超音波プロープ201の圧電振動子から送信される超音波及び圧電振動子が受信する反射波信号のスキャン面の一例を示す。なお、スキャン面3aは、圧電振動子の幅に応じた厚さを有する。

40

【0039】

X線診断装置300は、スキャン面3aに対するX線の照射方向を水平方向に設定された場合、図3に示す矢印3bの方向からX線を照射する。また、X線診断装置300は、

50

スキャン面 3 a に対する X 線の照射方向を垂直方向に設定された場合、図 3 に示す矢印 3 c の方向から X 線を照射する。

【 0 0 4 0 】

続いて、図 4 を用いて、超音波診断装置 2 0 0 のスキャン面に対して水平方向から X 線を照射する場合の照射範囲について説明する。図 4 は、スキャン面に対して水平方向から X 線を照射する場合の照射範囲の一例を示す図である。言い換えると、この例では、所定の角度は、0 度である。図 4 では、寝台 3 0 2 に被検体 P が載置される。図 4 は、X - Y 座標系において、体軸方向の頭部側から被検体 P を見た図である。

【 0 0 4 1 】

まず、システム制御部 3 2 0 は、超音波診断装置 2 0 0 から取得したスキャン面の位置情報に基づいて、スキャン面の位置を決定する。例えば、システム制御部 3 2 0 は、図 4 に示す領域 4 a をスキャン面の位置に決定する。ここでは、このスキャン面 4 a の位置を (x_1, y_1, z_1) と表記する。

10

【 0 0 4 2 】

また、システム制御部 3 2 0 は、このスキャン面に対して水平方向から X 線を照射する場合、C アームを回転させて、X 線管球 3 1 1 及び X 線検出器 3 1 2 を図 4 に図示した位置にセットする。具体的には、システム制御部 3 2 0 は、スキャン面 4 a の点 4 b、4 c 及び 4 d を含んだ領域を X 線の照射方向に決定する。また、このスキャン面 4 a を X 線検出器 3 1 2 に投影した場合のスキャン面 4 a の位置を (x_2, y_2, z_2) と表記する。なお、スキャン面 4 a を投影した投影画像データについては後述する。

20

【 0 0 4 3 】

続いて、図 5 を用いて、スキャン面に対して垂直方向から X 線を照射する場合の照射範囲について説明する。図 5 は、スキャン面に対して垂直方向から X 線を照射する場合の照射範囲の一例を示す図である。言い換えると、この例では、所定の角度は、スキャン面と垂直に交差する 9 0 度である。図 5 では、寝台 3 0 2 に被検体 P が載置される。図 5 は、X - Y 座標系において、体軸方向の頭部側から被検体 P を見た図である。

【 0 0 4 4 】

まず、システム制御部 3 2 0 は、超音波診断装置 2 0 0 から取得したスキャン面の位置情報に基づいて、スキャン面の位置を決定する。例えば、システム制御部 3 2 0 は、図 5 に示す領域 5 a をスキャン面の位置に決定する。ここでは、このスキャン面 5 a の位置を (x_1, y_1, z_1) と表記する。なお、図 5 に示すスキャン面 5 a は、Z 軸に沿った面であるので、線で表される。

30

【 0 0 4 5 】

また、システム制御部 3 2 0 は、このスキャン面 5 a に対して垂直方向から X 線を照射する場合、C アームを回転させて、X 線管球 3 1 1 及び X 線検出器 3 1 2 を図 5 に図示した位置にセットする。具体的には、システム制御部 3 2 0 は、スキャン面 5 a の点 5 b、5 c 及び 5 d を含んだ領域を X 線の照射方向に決定する。また、このスキャン面 5 a を X 線検出器 3 1 2 に投影した場合のスキャン面 5 a の位置を (x_2, y_2, z_2) と表記する。なお、スキャン面 5 a を投影した投影画像データについては後述する。

【 0 0 4 6 】

システム制御部 3 2 0 は、スキャン面の位置情報をデータ補正部 3 2 6 に出力する。また、システム制御部 3 2 0 は、照射範囲として決定した領域について X 線画像データの撮影を行う。

40

【 0 0 4 7 】

図 2 に戻り、データ補正部 3 2 6 は、システム制御部 3 2 0 によって決定された照射範囲において、スキャン面を投影した投影画像データを生成する。例えば、データ補正部 3 2 6 は、システム制御部 3 2 0 から取得したスキャン面の位置情報と、X 線の照射方向と、超音波診断装置 2 0 0 から取得した超音波画像データとを用いて、投影画像データを生成する。

【 0 0 4 8 】

50

図 6 A ~ 図 6 C を用いて、実施形態に係るデータ補正部 3 2 6 による投影画像データを生成する処理について説明する。図 6 A ~ 図 6 C は、実施形態に係るデータ補正部 3 2 6 による投影画像データを生成する動作の一例を示す図である。図 6 A は、超音波診断装置 2 0 0 により撮影された超音波画像 6 a である。この超音波画像 6 a 中には、穿刺対象部位 6 b が表示されている。データ補正部 3 2 6 は、この超音波画像 6 a に対して水平方向から X 線を照射した場合、例えば、図 6 B に示す投影画像 6 c を生成する。具体的には、データ補正部 3 2 6 は、超音波画像 6 a を投影したスキャン面 6 d と、穿刺対象部位 6 b が投影される位置を模式的に示した 6 e と、プローブを模式的に示した 6 f とを含んだ投影画像 6 c を生成する。

【 0 0 4 9 】

10

また、データ補正部 3 2 6 は、この超音波画像 6 a に対して垂直方向から X 線を照射した場合、例えば、図 6 C に示す投影画像 6 g を生成する。具体的には、データ補正部 3 2 6 は、超音波画像 6 a を投影したスキャン面 6 h と、穿刺対象部位 6 b が投影される位置を模式的に示した 6 i と、プローブを模式的に示した 6 j とを含んだ投影画像 6 g を生成する。

【 0 0 5 0 】

図 2 に戻り、画像処理部 3 2 7 は、システム制御部 3 2 0 によって決定された X 線の照射方向で撮影された穿刺針を含んだ X 線画像データと、データ補正部 3 2 6 によって生成された投影画像データとを重畳させた合成画像データを生成する。

【 0 0 5 1 】

20

図 7 及び図 8 を用いて、画像処理部 3 2 7 により生成される合成画像データの一例を説明する。ここでは、図 7 を用いてスキャン面に対して水平方向から X 線を照射した場合に生成される合成画像データについて説明し、図 8 を用いてスキャン面に対して垂直方向から X 線を照射した場合に生成される合成画像データについて説明する。

【 0 0 5 2 】

図 7 は、実施形態に係る画像処理部 3 2 7 により生成される画像の一例を示す図である。図 7 に示すように、画像処理部 3 2 7 は、X 線画像データに投影画像データを重畳させた合成画像データを生成する。具体的には、画像処理部 3 2 7 は、スキャン面を模式的に示す情報 7 a とプローブを模式的に示す情報 7 b と穿刺対象部位を模式的に示す情報 7 c とを含んだ投影画像データを X 線画像データに重畳させる。また、X 線画像データには、

30

穿刺針 7 d が投影される。これにより、操作者は、穿刺針がスキャン面から外れていないかを確認することができる。

【 0 0 5 3 】

図 8 は、実施形態に係る画像処理部 3 2 7 により生成される合成画像データの一例を示す図である。図 8 に示すように、画像処理部 3 2 7 は、X 線画像データに投影画像データを重畳させた合成画像データを生成する。具体的には、画像処理部 3 2 7 は、超音波画像 8 a とプローブを模式的に示す情報 8 b と穿刺対象部位を模式的に示す情報 8 c とを含んだ投影画像データを X 線画像データに重畳させる。また、X 線画像データには、

40

穿刺針 8 d が投影される。これにより、操作者は、穿刺針が穿刺対象部位に到達したかを確認することができる。

【 0 0 5 4 】

また、画像処理部 3 2 7 は、生成した X 線画像データを画像出力部 3 2 4 に出力する。また画像処理部 3 2 7 は、収集した X 線画像データを画像格納部 3 2 3 に記憶させる。

【 0 0 5 5 】

次に、図 9 及び図 1 0 を用いて穿刺支援システム 1 0 0 による処理手順を説明する。図 9 では、超音波診断装置 2 0 0 による処理手順を説明し、図 1 0 では、X 線診断装置 3 0 0 による処理手順を説明する。図 9 は、実施形態に係る超音波診断装置 2 0 0 による処理手順を示すフローチャートである。図 9 に示すように、プローブ位置検出部 2 1 6 は、プローブ 2 0 1 の位置を検出する（ステップ S 1 0 1 ）。

【 0 0 5 6 】

50

続いて、スキャン面位置計算部 2 1 7 は、プローブ位置検出部 2 1 6 によって特定されたプローブの位置に基づいて、スキャン面の位置を特定する（ステップ S 1 0 2）。そして、スキャン面位置送出处 2 1 8 は、スキャン面位置計算部 2 1 7 によって特定されたスキャン面の位置を X 線診断装置 3 0 0 に出力する（ステップ S 1 0 3）。

【 0 0 5 7 】

また、超音波画像収集部 2 1 3 は、超音波画像データを収集する（ステップ S 1 0 4）。そして、穿刺部位指定部 2 1 9 は、穿刺部位の指定を操作者から受付ける（ステップ S 1 0 5）。続いて、穿刺部位指定部 2 1 9 は、超音波画像に穿刺部位を合成した画像データを生成する（ステップ S 1 0 6）。そして、超音波画像データ送出处 2 2 0 は、穿刺部位指定部 2 1 9 によって合成された超音波画像データを X 線診断装置 3 0 0 に出力する（ステップ S 1 0 7）。

10

【 0 0 5 8 】

図 1 0 は、実施形態に係る X 線診断装置 3 0 0 による処理手順を示すフローチャートである。図 1 0 に示すように、システム制御部 3 2 0 は、スキャン面の位置情報を取得したか否かを判定する（ステップ S 2 0 1）。ここで、システム制御部 3 2 0 は、スキャン面の位置情報を取得したと判定した場合（ステップ S 2 0 1、Y e s）、X 線の照射方向を決定する（ステップ S 2 0 2）。そして、アーム移動制御部 3 2 1 は、システム制御部 3 2 0 によって算出された位置に C アーム 3 1 0 をポジショニングする（ステップ S 2 0 3）。

【 0 0 5 9 】

20

また、データ補正部 3 2 6 は、超音波診断装置 2 0 0 から超音波画像データを取得したか否かを判定する（ステップ S 2 0 4）。ここで、データ補正部 3 2 6 は、超音波診断装置 2 0 0 から超音波画像データを取得したと判定した場合（ステップ S 2 0 4、Y e s）、投影画像データを作成する（ステップ S 2 0 5）。

【 0 0 6 0 】

続いて、画像処理部 3 2 7 は、X 線画像入力部 3 2 5 から X 線画像データを取得する（ステップ S 2 0 6）。そして、画像処理部 3 2 7 は、X 線画像データに投影画像データを重畳させた合成画像データを生成する（ステップ S 2 0 7）。

【 0 0 6 1 】

上述したように、実施形態に係る穿刺支援システム 1 0 0 は、超音波診断装置 2 0 0 により撮影された超音波画像データを X 線の照射方向に投影した投影画像データを生成し、X 線診断装置 3 0 0 によって撮影された X 線画像データと合成した合成画像データを生成する。これにより、穿刺支援システム 1 0 0 では、穿刺針の位置とスキャン面の位置とを確認することができる。これにより、穿刺支援システム 1 0 0 によれば、穿刺針がスキャン面から外れていないかを確認することができる。

30

【 0 0 6 2 】

また、穿刺支援システム 1 0 0 によれば、合成画像データにおいて、プローブの位置を模式的に表示するので、操作者は、どこから超音波が送信されているかを把握することができる。

【 0 0 6 3 】

40

また、穿刺支援システム 1 0 0 は、超音波診断装置 2 0 0 により撮影された超音波画像データに対して垂直方向に X 線を照射して投影した投影画像データを生成し、X 線診断装置 3 0 0 によって撮影された X 線画像データと合成した合成画像を生成する。これにより、穿刺支援システム 1 0 0 では、穿刺針の位置と超音波画像を投影したスキャン面の位置とを確認することができる。これにより、穿刺支援システム 1 0 0 によれば、穿刺針が穿刺対象部位に到達したかを確認することができる。

【 0 0 6 4 】

ここで、図 1 1 A ~ 図 1 3 C を用いて、実施形態に係る穿刺支援システム 1 0 0 におけるスキャン面での穿刺針と穿刺対象部位との関係について説明する。図 1 1 A ~ 図 1 3 C は、実施形態に係る穿刺支援システム 1 0 0 におけるスキャン面での穿刺針と穿刺対象部

50

位との関係の一例を示す図である。

【 0 0 6 5 】

図 1 1 A は、スキャン面 1 1 a を模式的に示した図である。このスキャン面 1 1 a は、 $x - y - z$ 座標系で示される。図 1 1 A は、スキャン面 1 1 a において、プローブ 2 0 1 との接触面 1 1 b から穿刺対象部位 1 1 c に向けて穿刺針 1 1 d を進めている。また、穿刺針 1 1 d の先端は、穿刺対象部位 1 1 c と x 座標、 y 座標及び z 座標が同一である。すなわち、穿刺針 1 1 d の先端が穿刺対象部位 1 1 c に到達している。

【 0 0 6 6 】

図 1 1 B は、図 1 1 A に示すスキャン面 1 1 a に対して水平方向から X 線を照射して $x - y$ 平面に投影した場合の投影画像を示す。図 1 1 B に示すように、水平方向（ Z 軸方向）から投影した場合、穿刺針 1 1 d の先端と穿刺対象部位 1 1 c とが重なって投影される。

10

【 0 0 6 7 】

一方、図 1 1 C は、図 1 1 A に示すスキャン面 1 1 a に対して垂直方向から X 線を照射して $z - x$ 平面に投影した場合の投影画像を示す。図 1 1 C に示すように、垂直方向（ Y 軸方向）から投影した場合も、穿刺針 1 1 d の先端と穿刺対象部位 1 1 c とが重なって投影される。

【 0 0 6 8 】

図 1 2 A は、スキャン面 1 2 a を模式的に示した図である。このスキャン面 1 2 a は、 $x - y - z$ 座標系で示される。図 1 2 A は、スキャン面 1 2 a において、プローブ 2 0 1 との接触面 1 2 b から穿刺対象部位 1 2 c に向けて穿刺針 1 2 d を進めている。また、穿刺針 1 2 d の先端は、穿刺対象部位 1 2 c と x 座標及び z 座標が同一であるが y 座標が異なる座標に位置付けられている。

20

【 0 0 6 9 】

図 1 2 B は、図 1 2 A に示すスキャン面 1 2 a に対して水平方向から X 線を照射して $x - y$ 平面に投影した場合の投影画像を示す。図 1 2 B に示すように、水平方向（ Z 軸方向）から投影した場合、 y 座標の情報が保持されるので、穿刺針 1 1 d の先端と穿刺対象部位 1 1 c とが異なる座標に位置付けられる。

【 0 0 7 0 】

一方、図 1 2 C は、図 1 2 A に示すスキャン面 1 2 a に対して垂直方向から X 線を照射して $z - x$ 平面に投影した場合の投影画像を示す。図 1 2 C に示すように、垂直方向（ Y 軸方向）から投影した場合、 y 座標の情報がないので、穿刺針 1 1 d の先端と穿刺対象部位 1 1 c とが重なって投影される。このような場合、穿刺手技時において、水平方向で投影した画像と合わせて穿刺針の位置を確認しながら穿刺針を穿刺対象部位まで進めることで、穿刺針と穿刺対象部位との位置関係を正確に確認することができる。

30

【 0 0 7 1 】

図 1 3 A は、スキャン面 1 3 a を模式的に示した図である。このスキャン面 1 3 a は、 $x - y - z$ 座標系で示される。図 1 3 A は、スキャン面 1 3 a において、プローブ 2 0 1 との接触面 1 3 b から穿刺対象部位 1 3 c に向けて穿刺針 1 3 d を進めている。また、穿刺針 1 3 d の先端は、穿刺対象部位 1 3 c と x 座標及び y 座標が同一であるが z 座標が異なる座標に位置付けられている。

40

【 0 0 7 2 】

図 1 3 B は、図 1 3 A に示すスキャン面 1 3 a に対して水平方向から X 線を照射して $x - y$ 平面に投影した場合の投影画像を示す。図 1 3 B に示すように、水平方向（ Z 軸方向）から投影した場合、 z 座標の情報がないので、穿刺針 1 3 d の先端と穿刺対象部位 1 3 c とが重なって投影される。

【 0 0 7 3 】

一方、図 1 3 C は、図 1 3 A に示すスキャン面 1 3 a に対して垂直方向から X 線を照射して $z - x$ 平面に投影した場合の投影画像を示す。図 1 3 C に示すように、垂直方向（ Y 軸方向）から投影した場合、 z 座標の情報が保持されるので、穿刺針 1 3 d の先端と穿刺

50

対象部位 1 3 c と異なる座標に位置付けられる。このようにスキャン面 1 3 a に対して水平方向から X 線を照射した場合、穿刺針 1 3 d の先端と穿刺対象部位 1 3 c とが重なっていても、実際には穿刺針 1 3 d の先端は、穿刺対象部位 1 3 c と x 座標及び y 座標が同一であるが z 座標が異なる座標に位置付けられている。したがって、穿刺支援システム 1 0 0 では、スキャン面に対する X 線の照射方向を水平方向と垂直方向とで切り替えることで、穿刺針と穿刺対象部位との位置関係をより正確に確認することができる。

【 0 0 7 4 】

(変形例)

データ補正部 3 2 6 は、超音波診断装置 2 0 0 のスキャン面に対して水平方向から X 線を照射する場合、スキャン面を模式的に示した情報と、穿刺対象部位を模式的に示した情報と、プローブを模式的に示した情報とを含んだ投影画像データを生成するものとして説明したが、データ補正部 3 2 6 によって生成される投影画像はこれに限定されるものではない。例えば、データ補正部 3 2 6 は、超音波診断装置 2 0 0 のスキャン面に対して水平方向から X 線を照射する場合、スキャン面だけを含んだ投影画像データを生成してもよい。

10

【 0 0 7 5 】

また、データ補正部 3 2 6 は、超音波診断装置 2 0 0 のスキャン面に対して垂直方向から X 線を照射する場合、超音波画像を含んだ投影画像データを生成するものとして説明したが、超音波画像に代替してスキャン面を模式的に示した情報を含んだ投影画像データを生成してもよい。

20

【 0 0 7 6 】

そして、画像処理部 3 2 7 は、データ補正部 3 2 6 によって生成された投影画像データを用いて、合成画像データを生成する。図 1 4 及び図 1 5 を用いて、画像処理部 3 2 7 により生成される合成画像データの変形例を説明する。ここでは、図 1 4 を用いて超音波診断装置 2 0 0 のスキャン面に対して水平方向から X 線を照射した場合に生成される合成画像データの変形例について説明し、図 1 5 を用いて超音波診断装置 2 0 0 のスキャン面に対して垂直方向から X 線を照射した場合に生成される合成画像データの変形例について説明する。なお、図 1 4 及び図 1 5 は、画像処理部 3 2 7 によって生成された合成画像データが表示部 3 0 1 に表示された場合を示す。

30

【 0 0 7 7 】

図 1 4 は、超音波診断装置 2 0 0 のスキャン面に対して水平方向から X 線を照射した場合に生成される合成画像データの変形例の一例を示す図である。図 1 2 に示すように、画像処理部 3 2 7 は、X 線画像データに投影画像データを重畳させた合成画像データを生成する。具体的には、画像処理部 3 2 7 は、超音波診断装置 2 0 0 のスキャン面のみを含んだ投影画像データを X 線画像データに重畳させる。また、X 線画像データには、穿刺針 1 4 a が投影される。これにより、操作者は、穿刺針が超音波診断装置 2 0 0 のスキャン面から外れていないかを確認することができる。

【 0 0 7 8 】

図 1 5 は、超音波診断装置 2 0 0 のスキャン面に対して垂直方向から X 線を照射した場合に生成される合成画像データの変形例の一例を示す図である。図 1 5 に示すように、画像処理部 3 2 7 は、X 線画像データに投影画像データを重畳させた合成画像データを生成する。具体的には、画像処理部 3 2 7 は、スキャン面を模式的に示した情報とプローブを模式的に示した情報と穿刺対象部位を模式的に示した情報とを含んだ投影画像データを X 線画像データに重畳させる。また、X 線画像データには、穿刺針 1 5 a が投影される。これにより、操作者は、穿刺針が穿刺対象部位に到達したかを確認することができる。なお、画像処理部 3 2 7 は、スキャン面のみを含んだ投影画像データを X 線画像データに重畳させてもよい。

40

【 0 0 7 9 】

また、データ補正部 3 2 6 は、スキャン面を模式的に示した情報に加えて、プローブを示す情報と、穿刺針が穿刺対象とする部位を示す情報の少なくとも一方を含んだ投影画像

50

データを生成してもよい。

【 0 0 8 0 】

上述した実施形態では、スキャン面に対する X 線の照射方向を水平方向に設定された場合或いはスキャン面に対する X 線の照射方向を垂直方向に設定された場合において、X 線画像データと、投影画像データとを重畳させた合成画像データを生成する場合を説明した。かかる場合、システム制御部 3 2 0 は、プローブのスキャン面に水平となる角度又は垂直となる角度を X 線の照射方向に決定する。このように設定された X 線の照射方向において、X 線画像データと、投影画像データとを重畳させた合成画像データがリアルタイムに生成されるものである。これにより、超音波診断装置 2 0 0 の操作者は、穿刺針が進行する様子を確認することが可能となる。この結果、超音波診断装置 2 0 0 の操作者は、穿刺針が超音波診断装置のスキャン面から外れていないかを確認することができる。

10

【 0 0 8 1 】

また、システム制御部 3 2 0 は、例えば、プローブの位置の変化に応じて、設定された角度となるように X 線の照射方向を決定し、決定した照射方向に C アーム 3 1 0 を回転させるように C アーム移動制御部 3 2 1 を制御する。すなわち、プローブの位置の変化に応じて、X 線の照射方向が設定された角度となるように C アームが追従する。これにより、超音波診断装置 2 0 0 の操作者は、プローブの位置が変化した場合でも、穿刺針が進行する様子を確認することが可能となる。

【 0 0 8 2 】

また、上述した実施形態では、スキャン面に対する X 線の照射方向を水平となる角度に設定された場合或いはスキャン面に対する X 線の照射方向を垂直となる角度に設定された場合について説明したが、穿刺手技の最中に照射方向を切り替えてもよい。穿刺手技の最中に照射方向を切り替える場合、例えば、操作部 3 0 3 は、穿刺を行う手技の途中で、角度を変更する指示を操作者から更に受付ける。ここで、操作部 3 0 3 は、例えば、穿刺手技を行う超音波診断装置 2 0 0 を操作する操作者の合図に応じて、X 線診断装置 3 0 0 を操作する操作者から角度を変更する指示を受付ける。そして、システム制御部 3 2 0 は、操作部 3 0 3 が変更する指示を受付けた角度を変更後の X 線の照射方向に決定する。続いて、データ補正部 3 2 6 は、位置情報及び変更後の X 線の照射方向に基づいて、当該 X 線の照射方向にスキャン面の超音波画像を投影した投影画像データを新たに生成する。そして、表示部 3 0 1 は、変更後の X 線の照射方向で撮影された穿刺針を含んだ X 線画像データと、データ補正部 3 2 6 によって新たに生成された投影画像データとを表示する。なお、このように穿刺手技の最中に照射方向を切り替える場合にも、合成画像データはリアルタイムに生成される。

20

30

【 0 0 8 3 】

また、穿刺手技の最中に照射方向を切り替える場合、超音波診断装置 2 0 0 の操作者の合図に応じて、X 線診断装置 3 0 0 の操作者が角度の変更を指示するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、照射方向の切り替えを自動化してもよい。より具体的には、システム制御部 3 2 0 は、スキャン面に対する X 線の照射方向を水平となる角度と垂直となる角度とを所定の時間間隔で交互に切り替える。そして、データ補正部 3 2 6 は、位置情報及び角度を切り替えた後の X 線の照射方向に基づいて、当該 X 線の照射方向にスキャン面の超音波画像を投影した投影画像データを新たに生成する。これにより、表示部 3 0 1 は、角度を切り替えた後の X 線の照射方向で撮影された穿刺針を含んだ X 線画像データと、データ補正部 3 2 6 によって新たに生成された投影画像データとを表示する。なお、所定の時間間隔は任意に設定可能である。

40

【 0 0 8 4 】

なお、上述した実施形態では、表示部 3 0 1 は、画像処理部 3 2 7 により生成された X 線画像データと、投影画像データとが重畳された合成画像データを表示するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、表示部 3 0 1 は、X 線画像データと、投影画像データとを重畳させずに表示してもよい。かかる場合、画像処理部 3 2 7 は、X 線画像データと、投影画像データとを重畳させた合成画像データを生成する

50

ことなく、X線画像データと、投影画像データとをそれぞれ画像出力部324に送る。これにより、表示部301は、例えば表示領域を分割し、一方の表示領域にX線画像データを表示し、他方の表示領域に投影画像データを表示する。

【0085】

また、実施形態では、X線診断装置300が、1つのCアーム310を有する場合を説明したが、X線診断装置300は、Cアーム310を2つ有するパイプライン型のX線診断装置であってもよい。この場合、X線診断装置300は、常時、水平方向と垂直方向で投影した合成画像データを表示してもよく、また、水平方向で投影した合成画像データ或いは垂直方向で投影した合成画像データの一方を操作者の指示に基づいて選択的に切替えて表示してもよい。ここで、パイプライン型のX線診断装置300が表示部301を複数有する場合、一方の表示部301に水平方向で投影した合成画像データを表示し、他方の表示部301に垂直方向で投影した合成画像データを表示してもよい。なお、パイプライン型のX線診断装置である場合にも、表示部301は、表示領域を分割して、一方の表示領域にX線画像データを表示し、他方の表示領域に投影画像データを表示するようにしてもよい。

10

【0086】

また、上述した実施形態では、X線診断装置300が、合成画像データを表示部301に表示する場合について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置200が、合成画像データを超音波画像表示部202に表示するようにしてもよい。かかる場合、X線診断装置300は、画像処理部327により生成された合成画像データ、或いは、X線画像データと投影画像データとを超音波診断装置200に送る。そして、超音波診断装置200は、X線診断装置300から受け取った合成画像データ、或いは、X線画像データと投影画像データとを超音波画像表示部202に表示する。ここで、超音波画像表示部202は、X線画像データと、投影画像データとを重畳させずにX線画像データと、投影画像データとをそれぞれ表示する場合、例えば表示領域を分割し、一方の表示領域にX線画像データを表示し、他方の表示領域に投影画像データを表示する。なお、X線診断装置300は、画像処理部327により生成された合成画像データ、X線画像データ及び投影画像データを超音波診断装置200に送るようにしてもよい。かかる場合、超音波画像表示部202は、例えば、合成画像データ、或いは、X線画像データと投影画像データとのうち、超音波診断装置200の操作者から選択された画像データを表示する。

20

30

【0087】

また、例えばネットワークを介して穿刺支援システム100に接続された、X線診断装置300や超音波診断装置200とは異なる画像処理装置が、合成画像データ、或いは、X線画像データと投影画像データとをX線診断装置300や超音波診断装置200から受け取るようにしてもよい。かかる場合、画像処理装置は、合成画像データを表示してもよく、或いは、X線画像データと投影画像データとを重畳させずにそれぞれ表示するようにしてもよい。

【0088】

以上述べた実施形態のX線診断装置及び超音波診断装置によれば、穿刺針が超音波診断装置のスキャン面から外れていないかを確認することができる。

40

【0089】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

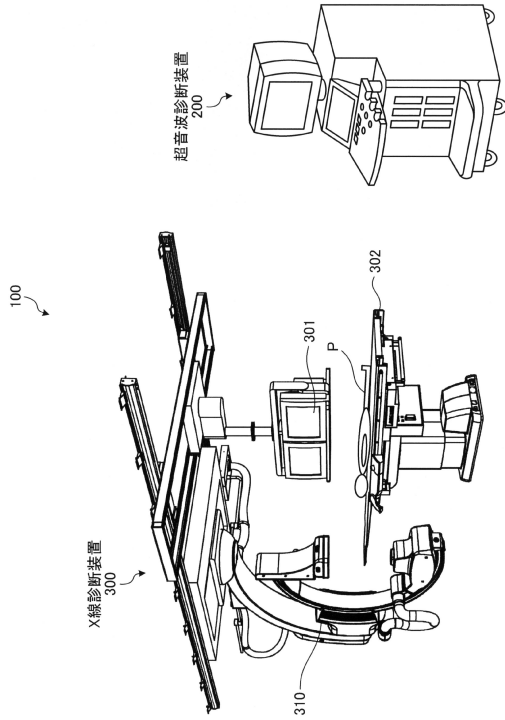
【符号の説明】

【0090】

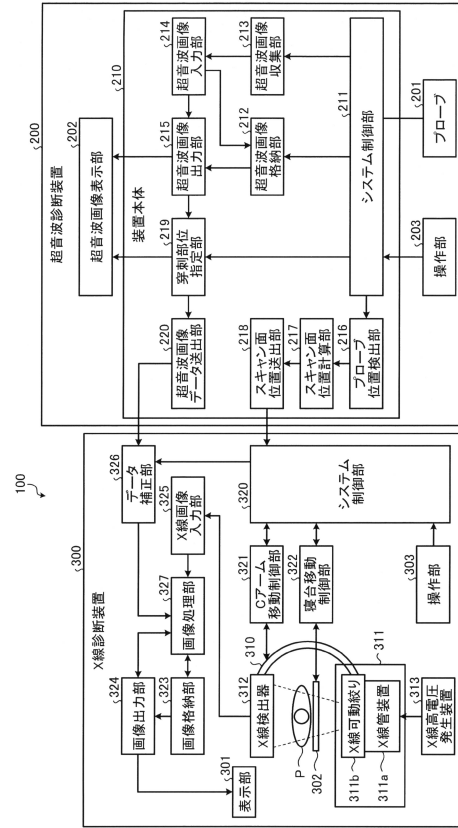
50

1 0 0	穿刺支援システム	
2 0 0	超音波診断装置	
2 0 1	プローブ	
2 0 2	超音波画像表示部	
2 0 3	操作部	
2 1 0	装置本体	
2 1 1	システム制御部	
2 1 2	超音波画像格納部	
2 1 3	超音波画像収集部	
2 1 4	超音波画像入力部	10
2 1 5	超音波画像出力部	
2 1 6	プローブ位置検出部	
2 1 7	スキャン面位置計算部	
2 1 8	スキャン面位置送出部	
2 1 9	穿刺部位指定部	
2 2 0	超音波画像データ送出部	
3 0 0	X線診断装置	
3 0 1	表示部	
3 0 2	寝台	
3 0 3	操作部	20
3 1 0	Cアーム	
3 1 1	X線源装置	
3 1 1 a	X線管装置	
3 1 1 b	X線可動絞り	
3 1 2	X線検出器	
3 1 3	X線高電圧発生装置	
3 2 0	システム制御部	
3 2 1	Cアーム移動制御部	
3 2 2	寝台移動制御部	
3 2 3	画像格納部	30
3 2 4	画像出力部	
3 2 5	X線画像入力部	
3 2 6	データ補正部	
3 2 7	画像処理部	

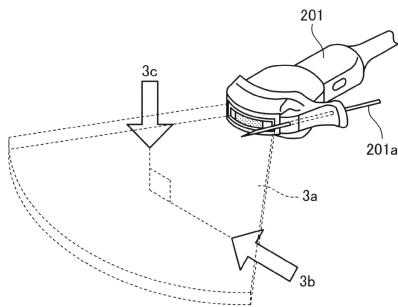
【図1】



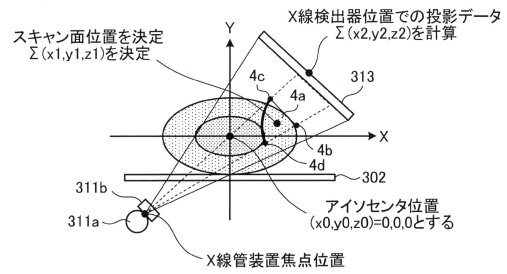
【図2】



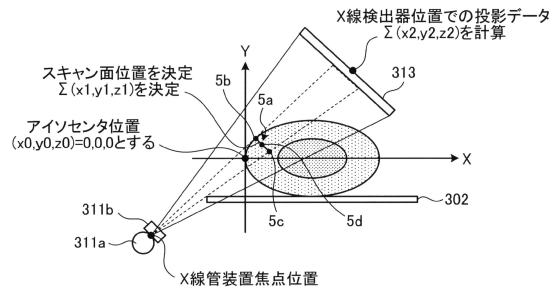
【図3】



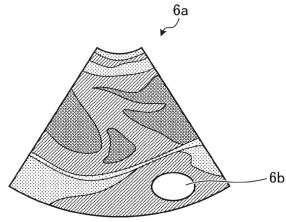
【図4】



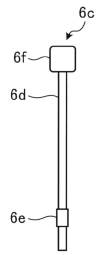
【図5】



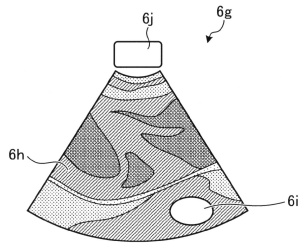
【図6A】



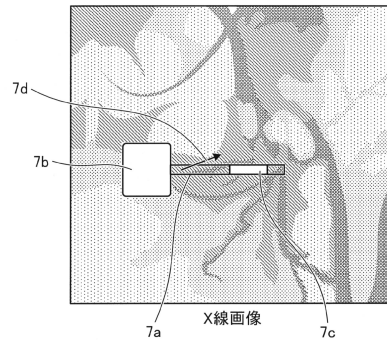
【図6B】



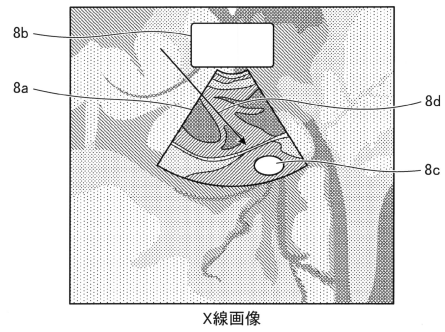
【図6C】



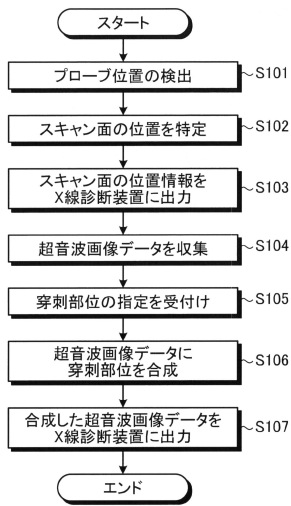
【図7】



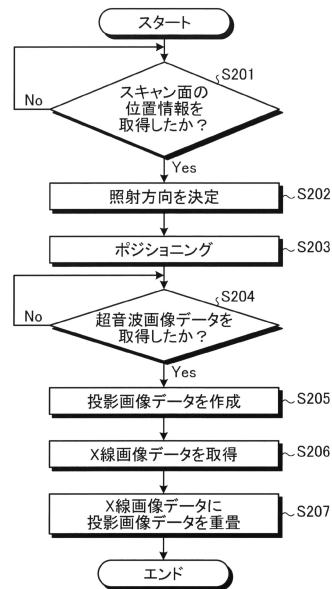
【図8】



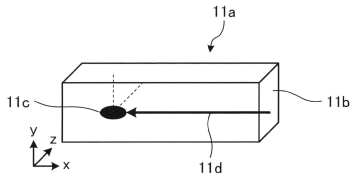
【図9】



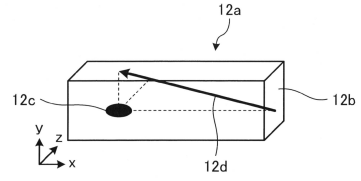
【図10】



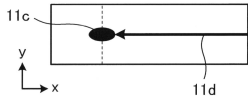
【図11A】



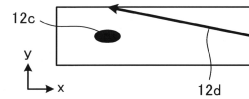
【図12A】



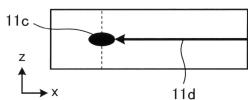
【図11B】



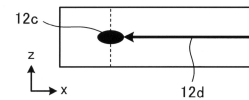
【図12B】



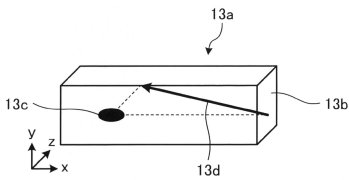
【図11C】



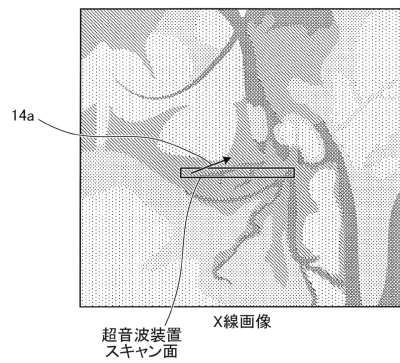
【図12C】



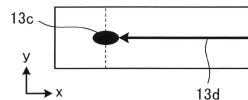
【図13A】



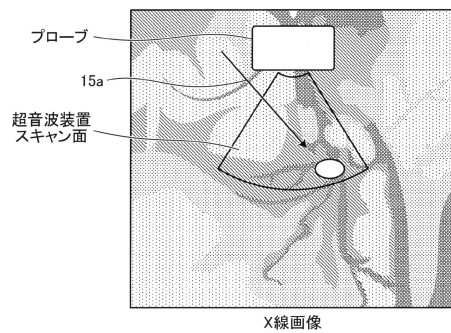
【図14】



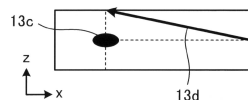
【図13B】



【図15】



【図13C】



フロントページの続き

審査官 九鬼 一慶

(56)参考文献 特開2002-112998(JP,A)
特開2012-152519(JP,A)
米国特許出願公開第2010/0063400(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/00-6/14

专利名称(译)	X射线诊断装置和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP6386733B2	公开(公告)日	2018-09-05
申请号	JP2014008913	申请日	2014-01-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	上原久幸 秋山真己 吉田元		
发明人	上原 久幸 秋山 真己 吉田 元		
IPC分类号	A61B6/00 A61B8/14		
CPC分类号	A61B6/4417 A61B6/12 A61B6/4441 A61B6/4464 A61B6/461 A61B6/463 A61B6/5247 A61B8/06 A61B8/0841 A61B8/4245 A61B8/4416 A61B8/4444 A61B8/5207 A61B8/5261		
FI分类号	A61B6/00.360.B A61B6/00.370 A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C093/AA01 4C093/AA25 4C093/CA16 4C093/EC16 4C093/FA17 4C093/FA45 4C093/FF35 4C601/EE10 4C601/FF03 4C601/FF04 4C601/GA19 4C601/JC21 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/LL33		
优先权	2013009410 2013-01-22 JP		
其他公开文献	JP2014158695A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题是检查穿刺针是否在超声诊断设备的扫描表面之外。 种类代码：A1根据实施例的X射线诊断装置包括确定单元，投影图像生成单元和显示单元。判定单元，在使用穿刺针进行穿刺的方法，基于从所述超声波诊断装置的超声波诊断装置的探头的所获取的位置信息，水平成为角度和垂直于探头的扫描平面至少一个角度被确定为X射线照射方向。投影图像生成单元基于X射线的位置信息和照射方向，生成通过在X射线的照射方向上投影扫描表面的超声图像而获得的投影图像数据。显示单元显示X射线图像数据，该X射线图像数据包括在X射线照射方向上拍摄的穿刺针和由投影图像生成单元生成的投影图像数据。 点域1

(19) 日本国特許庁(JP) (12) 特許公報(B2) (11) 特許番号
特許第6386733号
(P6386733)

(45) 発行日 平成30年9月5日(2018.9.5) (24) 登録日 平成30年8月17日(2018.8.17)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 6/00 (2006.01) A 6 1 B 6/00 3 6 0 B
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 6/00 3 7 0
A 6 1 B 8/14

請求項の数 7 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2014-8913 (P2014-8913)	(73) 特許権者	594164542 キヤノンメディカルシステムズ株式会社
(22) 出願日	平成26年1月21日(2014.1.21)		栃木県大田原市下石上1385番地
(65) 公開番号	特開2014-158695 (P2014-158695A)	(74) 代理人	110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(43) 公開日	平成26年9月4日(2014.9.4)		
	審査請求日 平成28年12月16日(2016.12.16)	(72) 発明者	上原 久幸 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2013-9410 (P2013-9410)		
(32) 優先日	平成25年1月22日(2013.1.22)	(72) 発明者	秋山 真己 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		
		(72) 発明者	吉田 元 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線診断装置及び超音波診断装置