

(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2010-162058

(P2010-162058A)

(43) 公開日 平成22年7月29日(2010.7.29)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 7 0	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/12 (2006.01)	A 6 1 B 6/12	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2009-4463 (P2009-4463)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成21年1月13日 (2009.1.13)	(71) 出願人	株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号 594164542
		(71) 出願人	東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	110000866 特許業務法人三澤特許事務所
		(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
		(72) 発明者	郡司 輝臣 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

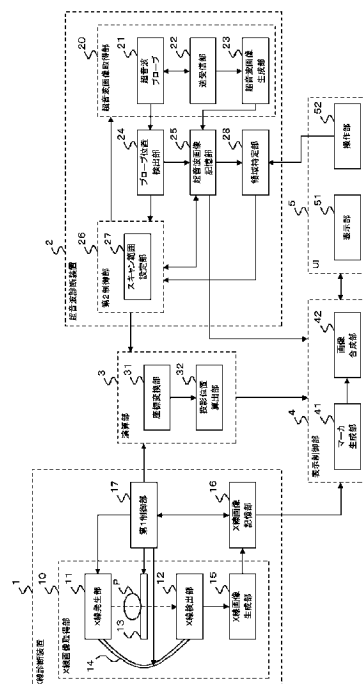
(54) 【発明の名称】 医用画像表示システム

(57) 【要約】

【課題】 X線診断装置によって取得されたX線画像と、超音波診断装置によって取得された超音波画像との位置関係を容易に把握することが可能な医用画像表示システムを提供する。

【解決手段】 プローブ位置検出部24は超音波プローブ21の位置を検出する。演算部3は、X線発生部11の位置、X線検出部12の位置、及び検出された超音波プローブ21の位置に基づいて、X線検出部12の検出面における超音波プローブ21の位置を求める。表示制御部4は、X線画像取得部10によって取得されたX線画像を表示部51に表示させ、演算手段によって求められた検出面における位置に対応するX線画像上の位置に、検出面における超音波プローブを表すマーカを表示させる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線を照射するX線発生手段と、
被検体を間にして前記X線発生手段と対向して配置され、前記X線発生手段から照射されて前記被検体を透過したX線を検出するX線検出手段と、
前記X線検出手段からの出力に基づいてX線画像データを生成するX線画像生成手段と、
超音波を送受信する超音波プローブと、
前記超音波プローブの出力に基づいて超音波画像データを生成する超音波画像生成手段と、
前記超音波プローブの位置を検出するプローブ位置検出手段と、
前記超音波画像データに基づく超音波画像を表示手段に表示させる第1表示制御手段と、
前記X線発生手段の位置、前記X線検出手段の位置、及び前記検出された前記超音波プローブの位置に基づいて、前記X線画像における前記超音波プローブの位置、前記超音波プローブから送信される超音波によってスキャンされるスキャン範囲の前記X線画像における位置、又は、前記表示手段に表示されている前記超音波画像において指定された所望領域の前記X線画像における位置を求める演算手段と、
前記X線画像データに基づくX線画像を前記表示手段に表示させ、前記演算手段によって求められた前記X線画像上の位置に、前記超音波プローブの位置を表すマーカ、前記スキャン範囲を表すマーカ、又は、前記所望領域を表すマーカを表示させる第2表示制御手段と、
を有することを特徴とする医用画像表示システム。

【請求項 2】

前記検出された前記超音波プローブの位置を示す位置情報を前記超音波画像データに付帯させて記憶する画像記憶手段を更に有し、
前記演算手段は、前記X線発生手段の位置、前記X線検出手段の位置、及び前記画像記憶手段に記憶されている前記超音波画像データに付帯されている前記検出された前記超音波プローブの位置に基づいて、前記X線画像における前記超音波プローブの位置、前記超音波プローブから送信される超音波によってスキャンされる前記スキャン範囲の前記X線画像における位置、又は、前記表示手段に表示されている前記超音波画像において指定された前記所望領域の前記X線画像における位置を求めることを特徴とする請求項1に記載の医用画像表示システム。

【請求項 3】

前記演算手段は、前記X線発生手段を視点として仮定し、前記X線検出手段の検出面を投影面として仮定し、前記検出された前記超音波プローブ、前記スキャン範囲、又は前記所望領域を、前記視点から前記検出面に投影することで、前記X線画像における前記超音波プローブの位置、前記X線画像における前記スキャン範囲の位置、又は、前記X線画像における前記所望領域の位置を求めることを特徴とする請求項1又は請求項2のいずれかに記載の医用画像表示システム。

【請求項 4】

前記プローブ位置検出手段は、3次元空間における前記超音波プローブの位置を検出し、
前記演算手段は、前記検出された前記3次元空間における前記超音波プローブの位置を基準にして、前記3次元空間における前記スキャン範囲の位置、又は、前記3次元空間における前記所望領域の位置を求め、前記X線発生手段を視点として仮定し、前記X線検出手段の検出面を投影面として仮定し、前記3次元空間における超音波プローブ、前記3次元空間における前記スキャン範囲、又は、前記3次元空間における前記所望領域を、前記視点から前記検出面に投影することで、前記X線画像における前記超音波プローブの位置、前記X線画像における前記スキャン範囲の位置、又は、前記X線画像における前記所望

領域の位置を求めることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の医用画像表示システム。

【請求項 5】

前記プローブ位置検出手段は、前記超音波プローブの位置として、前記超音波プローブの複数個所の位置を検出することで前記超音波プローブの形状及び位置を検出し、

前記演算手段は、前記 X 線発生手段の位置、前記 X 線検出手段の位置、及び前記超音波プローブの形状及び位置に基づいて、前記 X 線画像における前記超音波プローブの形状及び位置を求め、

前記第 2 表示制御手段は、前記演算手段によって求められた前記 X 線画像上の位置に、前記超音波プローブの形状を表すマーカを、前記超音波プローブの位置を表すマーカとして表示させることを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像表示システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、X 線診断装置によって取得された X 線画像と、超音波診断装置によって取得された超音波画像とを表示する医用画像表示システムに関する。

【背景技術】

【0002】

X 線診断装置は、心臓や頭部や腹部などにおける血管の造影検査に用いられている。例えば、インターベンションと称されるカテーテルを利用した治療方法が行われている。1 例として、末梢血管のインターベンション (Percutaneous Peripheral Intervention; PPI) が行われている。これは、例えば下肢動脈に梗塞があり、これを治療する場合に大腿動脈などからガイドワイヤを挿入し、このガイドワイヤを X 線透視下において目的とする血管まで進め、その目的部位においてバルーンカテーテルなどを使用して、血管の狭窄部の開大を行うものである。このインターベンションにより治療を行う場合には、血管内でガイドワイヤとカテーテルとを移動させて、目的部位にガイドワイヤとカテーテルとを到達させるためのガイドとして、X 線診断装置による X 線透視などが用いられている (例えば特許文献 1 及び特許文献 2 参照)。また、インターベンションにおいては、超音波診断装置も用いられている。この場合、X 線診断装置と超音波診断装置とを用いて撮影を行い、その撮影の下、ガイドワイヤとカテーテルとを目的部位まで進めて治療を行う。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開平 9 - 38073 号公報

【特許文献 2】特開平 10 - 137238 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

以上のように、X 線診断装置と超音波診断装置とを併用して治療を行っていたが、超音波診断装置によって取得される超音波画像は視野が狭く、X 線診断装置によって取得された X 線画像と、超音波診断装置によって取得された超音波画像との間には位置的な関連性がない。そのため、術者にとって、超音波画像に表わされている部位が、X 線画像のどの部分に相当するのかを把握することが困難であった。

【0005】

また、完全閉塞している血管を開通させるためには、まずガイドワイヤを閉塞部に通す必要がある。この作業では超音波診断装置が用いられる。具体的には、超音波診断装置によって閉塞部の血管壁及びガイドワイヤを撮影し、その撮影で得られた超音波画像を参照しながら、術者は閉塞部内をガイドワイヤを進める。しかしながら、超音波診断装置は被検体内の断面を超音波で走査し、その断面の画像化を行っている。そのため、ガイドワイ

ヤの先端が超音波の走査対象に含まれるように、すなわち、ガイドワイヤの先端が超音波画像に表わされるように、超音波プローブの位置を調整しながら撮影することが困難であった。また、上述したように、超音波画像に表わされている部位が、X線画像のどの部位に相当するかを把握することが困難であるため、X線画像を参照しながら、ガイドワイヤの先端が超音波画像に表わされるように超音波プローブの位置を調整することは困難であった。

【0006】

この発明は上記の問題を解決するものであり、X線診断装置によって取得されたX線画像と、超音波診断装置によって取得された超音波画像との位置関係を容易に把握することが可能な医用画像表示システムを提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0007】

請求項1に記載の発明は、X線を照射するX線発生手段と、被検体を間にして前記X線発生手段と対向して配置され、前記X線発生手段から照射されて前記被検体を透過したX線を検出するX線検出手段と、前記X線検出手段からの出力に基づいてX線画像データを生成するX線画像生成手段と、超音波を送受信する超音波プローブと、前記超音波プローブの出力に基づいて超音波画像データを生成する超音波画像生成手段と、前記超音波プローブの位置を検出するプローブ位置検出手段と、前記超音波画像データに基づく超音波画像を表示手段に表示させる第1表示制御手段と、前記X線発生手段の位置、前記X線検出手段の位置、及び前記検出された前記超音波プローブの位置に基づいて、前記X線画像における前記超音波プローブの位置、前記超音波プローブから送信される超音波によってスキャンされるスキャン範囲の前記X線画像における位置、又は、前記表示手段に表示されている前記超音波画像において指定された所望領域の前記X線画像における位置を求める演算手段と、前記X線画像データに基づくX線画像を前記表示手段に表示させ、前記演算手段によって求められた前記X線画像上の位置に、前記超音波プローブの位置を表すマーカ、前記スキャン範囲を表すマーカ、又は、前記所望領域を表すマーカを表示させる第2表示制御手段と、を有することを特徴とする医用画像表示システムである。

20

【発明の効果】

【0008】

この発明によると、超音波プローブの位置を検出し、X線発生手段の位置、X線検出手段の位置、及び検出された超音波プローブの位置に基づいて、X線検出手段の検出面における超音波プローブの位置又はスキャン範囲の位置を求め、X線画像上に超音波プローブを示すマーカ又はスキャン範囲を示すマーカを表示することで、操作者は、X線画像と超音波画像との位置関係を容易に把握することが可能となる。

30

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】この発明の実施形態に係る医用画像表示システムを示すブロック図である。

【図2】超音波プローブとX線管とX線検出部との位置関係を説明するための図である。

【図3】スキャン範囲マーカが重畳されたX線画像と、超音波画像とを示す図である。

【図4】プローブマーカが重畳されたX線画像と、超音波画像とを示す図である。

40

【図5】スキャン範囲マーカが重畳されたX線画像と、超音波画像とを示す図である。

【図6】プローブマーカが重畳されたX線画像と、超音波画像とを示す図である。

【図7】注目領域マーカが重畳されたX線画像と、超音波画像とを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

この発明の実施形態に係る医用画像表示システムについて図1を参照して説明する。図1は、この発明の実施形態に係る医用画像表示システムを示すブロック図である。この発明の実施形態に係る医用画像表示システムは、X線診断装置1と、超音波診断装置2と、演算部3と、表示制御部4と、ユーザインターフェース(UI)5とを備えている。

【0011】

50

[X線診断装置 1]

X線診断装置 1 は、X線画像取得部 10 と、X線画像記憶部 16 と、第 1 制御部 17 とを備えている。また、X線画像取得部 10 は、X線発生部 11 と、X線検出部 12 と、寝台天板 13 と、保持部 14 (Cアーム) と、X線画像生成部 15 とを備えている。

【 0012 】

X線発生部 11 とX線検出部 12 とは、保持部 14 (Cアーム) によって支持されて、寝台天板 13 を挟むように対向配置されている。X線発生部 11 は、X線管とX線絞り器とを備えている。X線発生部 11 には図示しない高電圧発生部が接続されており、高電圧発生部はX線発生部 11 のX線管に高電圧を供給する。X線管から照射されたX線は、X線絞り器で所定のビーム幅に形成されて、寝台天板 13 に載置された被検体 P に照射される。

10

【 0013 】

被検体 P を透過したX線はX線検出部 12 にて検出される。X線検出部 12 は、例えば、検出器が 2 次元的に配列されたX線平面検出器、又はX線 I・I・(イメージ・インテンシファイア) が用いられる。X線画像生成部 15 は、X線検出部 12 からの出力に基づいてX線画像データを生成する。X線画像生成部 15 は、X線画像データをX線画像記憶部 16 に出力する。X線画像記憶部 16 は、X線画像生成部 15 によって生成されたX線画像データを記憶する。X線画像取得部 10 が取得するX線画像データは、静止画像データであっても良いし、動画像データであっても良い。静止画像としては、ラストイメージホールド像 (LIH 像) や、ワンショット像などが該当する。LIH 機能は、透視像の最後の画像を、透視を終了した後も表示させる機能であり、LIH 像は、その透視像の最後に表わされた画像である。ワンショット像は、1 度の撮影で取得される画像である。また、動画像としては透視像や撮影像などが該当する。なお、X線発生部 11 が、この発明の「X線発生手段」の 1 例に相当し、X線検出部 12 が、この発明の「X線検出手段」の 1 例に相当し、X線画像生成部 15 が、この発明の「X線画像生成手段」の 1 例に相当する。

20

【 0014 】

X線診断装置 1 には、寝台天板 13 を被検体 P の体軸方向 (Z 方向) に移動させる図示しない天板移動機構と、保持部 14 (Cアーム) を被検体 P の周囲で移動させる図示しない保持部移動機構とが、設置されている。第 1 制御部 17 は、保持部 14 (Cアーム) を被検体 P の周囲で移動させるための制御信号を保持部移動機構に出力し、X線照射位置及びX線照射方向の設定を行う。例えば、保持部 14 (Cアーム) の角度を変えることで、X線発生部 11 とX線検出部 12 とを斜めの方向に配置して撮影を行っても良い。

30

【 0015 】

また、第 1 制御部 17 は、寝台移動機構に制御信号を出力し、被検体 P に対する撮影部位の設定を行う。また、第 1 制御部 17 は、X線発生部 11 における管電流、管電圧、照射時間などのX線照射条件を図示しない高電圧発生部に出力し、X線発生部 11 によるX線の照射を制御する。

【 0016 】

保持部 14 (Cアーム) にX線発生部 11 とX線検出部 12 とが設置されているため、保持部 14 (Cアーム) の位置によって、X線発生部 11 のX線管の位置と、X線検出部 12 の位置とが特定される。第 1 制御部 17 は、X線発生部 11 のX線管の位置を示す情報 (座標情報) と、X線検出部 12 の位置を示す情報 (座標情報) と、寝台天板 13 の位置を示す情報 (座標情報) とを、演算部 3 に出力する。保持部 14 (Cアーム) の位置によって、X線管の位置とX線検出部 12 の位置とが特定されるため、第 1 制御部 17 は、保持部 14 (Cアーム) の位置を示す座標情報と、寝台天板 13 の座標情報とを演算部 3 に出力しても良い。

40

【 0017 】

例えば、第 1 制御部 17 は、X線照射の中心をアイソセンタ (x 、 y 、 z) = (0、0、0) とし、そのアイソセンタを原点とした直交座標系を規定し、その直交座標系におけ

50

る X 線管の座標情報及び X 線検出部 12 の座標情報（保持部 14 の座標情報）と、寝台天板 13 の座標情報とを演算部 3 に出力する。または、第 1 制御部 17 は、X 線発生部 11 と X 線検出部 12 とが保持部 14（C アーム）によって回転させられるときの、その回転の中心をアイソセンタとしても良い。この場合、第 1 制御部 17 は、回転中心を原点とした直交座標系を規定し、その直交座標系における X 線管の座標情報及び X 線検出部 12 の座標情報（保持部 14 の座標情報）と、寝台天板 13 の座標情報とを演算部 3 に出力する。または、第 1 制御部 17 は、X 線発生部 11 の X 線管の位置を直交座標系の原点としても良い。

【0018】

以下、第 1 制御部 17 が規定した座標系を、「X 線座標系」と称することにする。第 1 制御部 17 は、X 線座標系における X 線管の座標情報及び X 線検出部 12 の座標情報（保持部 14 の座標情報）と、寝台天板 13 の座標情報とを、演算部 3 と X 線画像記憶部 16 とに出力する。また、第 1 制御部 17 は、X 線座標系の原点の座標情報（例えばアイソセンタの座標情報）を演算部 3 と X 線画像記憶部 16 とに出力する。

【0019】

X 線画像記憶部 16 は、X 線画像データに、X 線座標系における X 線管の座標情報及び X 線検出部 12 の座標情報（保持部 14 の座標情報）と、寝台天板 13 の座標情報と、X 線座標系の原点の座標情報とを付帯させて記憶する。

【0020】

表示制御部 4 は、X 線画像記憶部 16 から X 線画像データを読み込んで、X 線画像データに基づく X 線画像を表示部 51 に表示させる。

【0021】

[超音波診断装置 2]

超音波診断装置 2 は、超音波画像取得部 20 と、プローブ位置検出部 24 と、超音波画像記憶部 25 と、第 2 制御部 26 と、領域特定部 28 とを備えている。

【0022】

（超音波画像取得部 20）

超音波画像取得部 20 は、超音波プローブ 21 と、送受信部 22 と、超音波画像生成部 23 とを備えている。超音波プローブ 21 には、複数の超音波振動子が所定方向（走査方向）に 1 列に配置された 1 次元アレイプローブ、又は、複数の超音波振動子が 2 次元的に配置された 2 次元アレイプローブが用いられる。

【0023】

送受信部 22 は送信部と受信部とを備えている。送受信部 22 は、超音波プローブ 21 に電気信号を供給して超音波を発生させるとともに、超音波プローブ 21 が受信したエコー信号を受信する。

【0024】

超音波画像生成部 23 は、送受信部 22 から出力されるエコー信号に基づいて、超音波画像データを生成する。例えば、超音波画像生成部 23 は、送受信部 22 から送られる受信信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施すことにより、B モード超音波ラスタデータを生成する。そして、超音波画像生成部 23 は、B モード超音波ラスタデータに基づいて超音波画像データを生成する。例えば、超音波画像生成部 23 は、DSC（Digital Scan Converter：デジタルスキャンコンバータ）を備え、走査線の信号列で表わされる信号処理後のデータを、直交座標で表わされる画像データに変換する（スキャンコンバージョン処理）。例えば、超音波画像生成部 23 は、信号処理後のデータにスキャンコンバージョン処理を施すことで、被検体の組織の形状を表す B モード画像データを生成する。超音波画像生成部 23 は、B モード画像データなどの超音波画像データを超音波画像記憶部 25 に出力する。超音波画像記憶部 25 は、超音波画像生成部 23 によって生成された超音波画像データを記憶する。なお、超音波画像生成部 23 は、この発明の「超音波画像生成手段」の 1 例に相当する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

表示制御部 4 は、超音波画像記憶部 2 5 から超音波画像データを読み込んで、超音波画像に基づく超音波画像を表示部 5 1 に表示させる。

【 0 0 2 6 】

(プローブ位置検出部 2 4)

プローブ位置検出部 2 4 は、超音波プローブ 2 1 の位置を検出する。超音波プローブ 2 1 の位置検出法として各種の方法が提案されている。例えば、超音波センサや磁気センサを用いることで、超音波プローブ 2 1 の位置を検出することができる。磁気センサを用いたプローブ位置検出部 2 4 は、特開 2 0 0 0 - 5 1 6 8 号公報などに記載されているように、磁気を発生するトランスミッタ（磁気発生部）と、この磁気を検出する複数の磁気センサを有したレシーバと、検出された磁気に基づく電気信号（検出信号）を処理することで超音波プローブ 2 1 の位置を求める位置情報算出部（いずれも図示しない）とを、備えている。磁気センサを有するレシーバは、超音波プローブ 2 1 の表面に装着され、トランスミッタは、超音波プローブ 2 1 の近傍に設置される。そして、位置情報算出部は、磁気によって計測された複数の磁気センサの各々とトランスミッタとの距離に基づいて、超音波プローブ 2 1 の位置情報（座標情報）を算出する。または、超音波プローブ 2 1 に信号発信器を取り付け、プローブ位置検出部 2 4 が、超音波プローブ 2 1 に設置された信号発信器から発信された信号を受信し、その受信信号に基づいて超音波プローブ 2 1 の位置を検出しても良い。なお、プローブ位置検出部 2 4 が、この発明の「プローブ位置検出手段」の 1 例に相当する。

【 0 0 2 7 】

例えば、第 2 制御部 2 6 は、超音波診断装置 2 の筐体の所定位置を座標系の原点として直交座標系を規定し、プローブ位置検出部 2 4 は、その直交座標系における超音波プローブ 2 1 の位置を検出する。以下、第 2 制御部 2 6 が規定した座標系を、「超音波座標系」と称することにする。プローブ位置検出部 2 4 は、超音波座標系における超音波プローブ 2 1 の位置を示す座標情報を、第 2 制御部 2 6 と超音波画像記憶部 2 5 とに出力する。

【 0 0 2 8 】

超音波プローブ 2 1 の形状を特定するために、プローブ位置検出部 2 4 は、超音波プローブ 2 1 の複数個所の位置を検出しても良い。例えば、プローブ位置検出部 2 4 は、超音波プローブ 2 1 の形状を形づくる特徴的な複数の位置を検出する。プローブ位置検出部 2 4 は、上述した磁気センサや超音波センサを用いた検出方法によって、超音波プローブ 2 1 の複数個所の位置を検出する。この場合、プローブ位置検出部 2 4 は、超音波プローブ 2 1 の複数個所の位置を示す座標情報（以下、「プローブ形状情報」と称する）を、第 2 制御部 2 6 と超音波画像記憶部 2 5 とに出力する。このプローブ形状情報は、超音波プローブ 2 1 の複数個所の位置を示しているため、超音波プローブ 2 1 の形状と位置とを示していることになる。

【 0 0 2 9 】

また、プローブ位置検出部 2 4 は、同様の検出方法によって、X 線座標系の原点の位置を検出し、超音波座標系における X 線座標系の原点の座標情報を第 2 制御部 2 6 と超音波画像記憶部 2 5 とに出力する。例えば、X 線照射の中心をアイソセンタとし、そのアイソセンタを X 線座標系の原点とする場合、プローブ位置検出部 2 4 は、X 線診断装置 1 のアイソセンタの位置を検出し、超音波座標系におけるアイソセンタの座標情報を第 2 制御部 2 6 と超音波画像記憶部 2 5 とに出力する。

【 0 0 3 0 】

また、超音波センサや磁気センサ以外の方法によって超音波プローブ 2 1 の位置を検出しても良い。例えば、GPS によって超音波プローブ 2 1 の位置を特定しても良い。または、寝台天板 1 3 に設置された保持部（アーム）に超音波プローブ 2 1 を取り付け、その保持部の位置によって、超音波プローブ 2 1 の位置を特定しても良い。

【 0 0 3 1 】

(第 2 制御部 2 6)

また、第2制御部26は、スキャン範囲設定部27を備えている。スキャン範囲設定部27は、超音波プローブ21の位置を基準にして、超音波を送受信する深さと範囲（角度）を含むスキャン範囲を設定し、スキャン範囲を示す情報を超音波画像取得部20に出力する。例えば、スキャン範囲設定部27は、初期設定されたスキャン範囲を示す情報を記憶しておき、そのスキャン範囲を示す情報を超音波画像取得部20に出力する。また、操作者が操作部52を用いてスキャン範囲（深さと角度）を入力し、スキャン範囲設定部27は、操作者によって入力されたスキャン範囲を示す情報を超音波画像取得部20に出力しても良い。送受信部22は、設定されたスキャン範囲を超音波プローブ21に走査させる。また、超音波座標系における超音波プローブ21の位置がプローブ位置検出部24によって検出されているため、第2制御部26は、超音波プローブ21の位置を基準にして、超音波座標系におけるスキャン範囲の位置を求める。そして、第2制御部26は、超音波座標系におけるスキャン範囲の形状及び位置を示すスキャン範囲情報を超音波画像記憶部25に出力する。

10

【0032】

（超音波画像記憶部25）

超音波画像記憶部25は、超音波画像取得部20によって取得された超音波画像データに、超音波座標系における超音波プローブ21の位置を示す座標情報と、超音波座標系における超音波のスキャン範囲の形状及び位置を示すスキャン範囲情報と、超音波座標系におけるX線座標系の原点の座標情報とを、付帯させて記憶する。または、超音波画像記憶部25は、超音波画像データに、超音波座標系における超音波プローブ21の形状及び位置を示すプローブ形状情報と、超音波座標系におけるX線座標系の原点の座標情報とを、付帯させて記憶する。

20

【0033】

（領域特定部28）

表示部51に超音波画像が表示されている状態で、操作者が操作部52を用いて超音波画像上の所望領域（注目領域）を指定すると、領域特定部28は、操作者によって指定された注目領域の座標情報をユーザインターフェース（UI）5から受けて、超音波座標系における注目領域の位置を特定する。まず、領域特定部28は、表示部51に表示されている超音波画像データを超音波画像記憶部25から読み込む。そして、領域特定部28は、超音波画像データに付帯されているスキャン範囲の形状及び位置を示すスキャン範囲情報と、操作者によって指定された注目領域の超音波画像上での座標情報とに基づいて、スキャン範囲内における指定された注目領域の位置を特定する。つまり、領域特定部28は、スキャン範囲と、そのスキャン範囲を走査することで取得された超音波画像との位置関係に基づいて、スキャン範囲内における超音波画像上で指定された注目領域の位置を特定する。そして、領域特定部28は、超音波座標系における注目領域の形状及び位置を示す注目領域情報を第2制御部26に出力する。

30

【0034】

第2制御部26は、超音波座標系における超音波プローブ21の位置を示す座標情報と、超音波座標系におけるスキャン範囲の形状及び位置を示すスキャン範囲情報と、超音波座標系におけるX線座標系の原点の座標情報（例えばアイソセンタの座標情報）とを、演算部3に出力する。または、第2制御部26は、超音波座標系における超音波プローブ21の形状及び位置を示すプローブ形状情報と、超音波座標系におけるX線座標系の原点の座標情報とを、演算部3に出力する。または、第2制御部26は、超音波座標系における注目領域の形状及び位置を示す注目領域情報と、超音波座標系におけるX線座標系の原点の座標情報とを、演算部3に出力する。

40

【0035】

〔演算部3〕

演算部3は、座標変換部31と投影位置算出部32とを備えている。演算部3は、X線検出部12の検出面上における超音波プローブ21の位置、超音波のスキャン範囲の位置、超音波プローブ21の形状、及び注目領域の位置を求める。ここで、演算部3の処理に

50

ついて図 2 を参照して説明する。図 2 は、超音波プローブと X 線管と X 線検出部との位置関係を説明するための図である。

【 0 0 3 6 】

(座標変換部 3 1)

座標変換部 3 1 は、超音波座標系における超音波プローブ 2 1 の座標情報と、超音波座標系における X 線座標系の原点の座標情報 (例えばアイソセンタの座標情報) とを、第 2 制御部 2 6 から受ける。また、座標変換部 3 1 は、X 線座標系における X 線発生部 1 1 の X 線管の座標情報及び X 線検出部 1 2 の座標情報 (保持部 1 4 の座標情報) と、寝台天板 1 3 の座標情報と、X 線座標系の原点の座標情報 (例えばアイソセンタの座標情報) とを第 1 制御部 1 7 から受ける。

10

【 0 0 3 7 】

そして、座標変換部 3 1 は、第 2 制御部 2 6 から出力された超音波座標系における X 線座標系の原点の座標情報と、第 1 制御部 1 7 から出力された X 線座標系の原点の座標情報とに基づき、X 線座標系と超音波座標系とで共通している X 線座標系の原点の位置を基準にして、超音波座標系で表わされている超音波プローブ 2 1 の座標を、X 線座標系で表わされる座標に変換することで、X 線座標系における超音波プローブ 2 1 の位置を求める。例えば図 2 に示すように、座標変換部 3 1 は、X 線座標系におけるアイソセンタの位置 (0、0、0) を基準にして、超音波座標系で表わされている超音波プローブ 2 1 の座標を、X 線座標系で表わされる座標に変換することで、X 線座標系における超音波プローブ 2 1 の位置 Q 1 (x 1、y 1、z 1) を求める。なお、図 2 に示す例では、寝台天板 1 3 上に載置された被検体 P 内にアイソセンタ (0、0、0) が設定されている。

20

【 0 0 3 8 】

同様に、座標変換部 3 1 は、超音波座標系における超音波のスキャン範囲の形状及び位置を示すスキャン範囲情報を第 2 制御部 2 6 から受けて、X 線座標系の原点の位置を基準にして、超音波座標系で表わされているスキャン範囲の座標を、X 線座標系で表わされる座標に変換することで、X 線座標系におけるスキャン範囲の形状及び位置を求める。

【 0 0 3 9 】

または、座標変換部 3 1 は、超音波座標系における超音波プローブ 2 1 の複数個所の位置を示す座標情報 (プローブ形状情報) を第 2 制御部 2 6 から受けて、X 線座標系の原点の位置を基準にして、超音波座標系で表わされているプローブ形状情報を、X 線座標系で表わされる座標に変換することで、X 線座標系における超音波プローブ 2 1 の形状及び位置を求める。

30

【 0 0 4 0 】

または、座標変換部 3 1 は、超音波座標系における注目領域の形状及び位置を示す注目領域情報を第 2 制御部 2 6 から受けて、X 線座標系の原点の位置を基準にして、超音波座標系で表わされる注目領域の座標を、X 線座標系で表わされる座標に変換することで、X 線座標系における注目領域の形状及び位置を求める。

【 0 0 4 1 】

以上のように、座標変換部 3 1 は、X 線診断装置 1 の X 線の線束内における超音波プローブの位置、スキャン範囲の位置、又は注目領域の位置を特定する。

40

【 0 0 4 2 】

(投影位置算出部 3 2)

投影位置算出部 3 2 は、X 線座標系における X 線管 1 1 A の位置及び X 線検出部 1 2 の位置と、X 線座標系における超音波プローブ 2 1 の位置 Q 1 (x 1、y 1、z 1) とに基づいて、超音波プローブ 2 1 の位置を X 線検出部 1 2 の検出面に投影することで、投影された位置 Q 2 (x 2、y 2、z 2) を求める。例えば図 2 に示すように、投影位置算出部 3 2 は、X 線管 1 1 A の位置と X 線検出部 1 2 の位置と超音波プローブ 2 1 の位置 Q 1 (x 1、y 1、z 1) とに基づいて、X 線管 1 1 A から照射される X 線の焦点 1 1 B の位置から超音波プローブ 2 1 の位置 Q 1 (x 1、y 1、z 1) を X 線検出部 1 2 の検出面に投影することで、投影された位置 Q 2 (x 2、y 2、z 2) を求める。投影位置算出部 3 2

50

は、X線管11Aの焦点11Bの位置を視点と仮定し、X線検出部12の検出面を投影面と仮定して、超音波プローブ21の位置Q1(x1、y1、z1)と視点(焦点11Bの位置)とを直線(投影線)で結び、その投影線をX線検出部12の検出面(投影面)まで延長することで、投影線と検出面(投影面)との交点を求める。投影位置算出部32は、その交点の位置Q2(x2、y2、z2)を、X線検出部12の検出面における超音波プローブ21の位置と定義する。

【0043】

または、投影位置算出部32は、X線座標系におけるX線管11Aの位置及びX線検出部12の位置と、X線座標系における超音波プローブ21の形状及び位置とに基づいて、X線管11Aの焦点11Bの位置から超音波プローブ21をX線検出部12の検出面に投影することで、検出面における超音波プローブ21の形状及び位置を求める。例えば、投影位置算出部32は、X線管11Aの焦点11Bを視点と仮定し、X線検出部12の検出面を投影面と仮定して、プローブ形状情報が表す超音波プローブ21の形状の任意の点と視点(焦点11Bの位置)とを直線(投影線)で結び、その投影線をX線検出部12の検出面(投影面)まで延長することで、投影線と検出面(投影面)との交点を求める。そして、投影位置算出部32は、その交点を結んでいくことで検出面(投影面)上に超音波プローブ21の平面投影像21Aを作成する。投影位置算出部32は、この平面投影像21Aを、X線検出部12の検出面における超音波プローブ21の形状及び位置を示すプローブ形状情報と定義する。

【0044】

または、投影位置算出部32は、X線座標系におけるX線管11Aの位置及びX線検出部12の位置と、X線座標系におけるスキャン範囲の形状及び位置とに基づいて、X線管11Aの焦点11Bの位置からスキャン範囲をX線検出部12の検出面に投影することで、検出面におけるスキャン範囲の形状及び位置を求める。

【0045】

または、投影位置算出部32は、X線座標系におけるX線管11Aの位置及びX線検出部12の位置と、X線座標系における注目領域の形状及び位置とに基づいて、X線管11Aの焦点11Bの位置から注目領域をX線検出部12の検出面に投影することで、検出面における注目領域の形状及び位置を求める。

【0046】

演算部3は、X線検出部12の検出面における超音波プローブ21の位置Q2を示す座標情報、その検出面におけるスキャン範囲の形状及び位置を示すスキャン範囲情報、その検出面における超音波プローブ21の形状及び位置を示すプローブ形状情報(平面投影像21A)、及び、その検出面における注目領域の形状及び位置を示す注目領域情報を、表示制御部4に出力する。なお、演算部3が、この発明の「演算手段」の1例に相当する。

【0047】

[表示制御部4]

表示制御部4は、マーカ生成部41と画像合成部42とを備えている。表示制御部4は、X線画像記憶部16からX線画像データを読み込んで、そのX線画像データに基づくX線画像を表示部51に表示させる。また、表示制御部4は、超音波画像記憶部25から超音波画像データを読み込んで、その超音波画像データに基づく超音波画像を表示部51に表示させる。表示制御部4は、X線画像と超音波画像とを別々のモニタ(表示部51)に表示させても良いし、同じモニタに表示させても良い。なお、表示制御部4が、この発明の「第1表示制御手段」及び「第2表示制御手段」の1例に相当する。

【0048】

(マーカ生成部41)

マーカ生成部41は、演算部3から出力されたX線検出部12の検出面におけるスキャン範囲の形状及び位置を示すスキャン範囲情報に基づいて、スキャン範囲の形状を表すマーカ(以下、「スキャン範囲マーカ」と称する)を生成する。

【0049】

または、マーカ生成部 4 1 は、演算部 3 から出力された X 線検出部 1 2 の検出面における超音波プローブ 2 1 の形状及び位置を示すプローブ形状情報に基づいて、超音波プローブ 2 1 の形状を表すマーカ（以下、「プローブマーカ」と称する）を生成する。

【 0 0 5 0 】

または、マーカ生成部 4 1 は、演算部 3 から出力された X 線検出部 1 2 の検出面における注目領域の形状及び位置を示す注目領域情報に基づいて、注目領域の形状を表すマーカ（以下、「注目領域マーカ」と称する）を生成する。

【 0 0 5 1 】

（画像合成部 4 2 ）

画像合成部 4 2 は、X 線画像記憶部 1 6 から読み込んだ X 線画像データと、マーカ生成部 4 1 によって生成されたマーカとを合成する。表示制御部 4 は、画像合成部 4 2 によって合成された画像を表示部 5 1 に表示させる。これにより、X 線画像にマーカが重畳された状態で表示部 5 1 に表示される。

【 0 0 5 2 】

例えば、画像合成部 4 2 は、X 線画像データにおいてスキャン範囲情報が示す位置にスキャン範囲マーカを合成し、表示制御部 4 は、スキャン範囲マーカが合成された X 線画像を表示部 5 1 に表示させる。これにより、X 線画像においてスキャン範囲情報が示す位置に、スキャン範囲マーカが重畳された状態で表示部 5 1 に表示される。

【 0 0 5 3 】

または、画像合成部 4 2 は、X 線画像データにおいてプローブ形状情報が示す位置にプローブマーカを合成し、表示制御部 4 は、プローブマーカが合成された X 線画像を表示部 5 1 に表示させる。これにより、X 線画像においてプローブ形状情報が示す位置にプローブマーカが重畳された状態で表示部 5 1 に表示される。

【 0 0 5 4 】

または、画像合成部 4 2 は、X 線画像データにおいて注目領域情報が示す位置に注目領域マーカを合成し、表示制御部 4 は、注目領域マーカが合成された X 線画像を表示部 5 1 に表示させる。これにより、X 線画像において注目領域情報が示す位置に注目領域マーカが重畳された状態で表示部 5 1 に表示される。

【 0 0 5 5 】

また、表示制御部 4 は、X 線画像データに基づく X 線画像を表示部 5 1 に表示させ、その X 線画像に重ねてスキャン範囲マーカ、プローブマーカ、又は注目領域マーカを表示部 5 1 に表示させても良い。

【 0 0 5 6 】

ユーザインターフェース（UI）5 は、表示部 5 1 と操作部 5 2 とを備えている。表示部 5 1 は、CRT や液晶ディスプレイなどのモニターで構成されており、X 線画像や超音波画像を表示する。操作部 5 2 は、ジョイスティックやトラックボールなどのポインティングデバイス、スイッチ、各種ボタン、又はキーボードなどで構成されている。なお、図 1 においては、医用画像表示システムに対して 1 つのユーザインターフェース（UI）5 のみを示しているが、X 線診断装置 1 と超音波診断装置 2 とにそれぞれユーザインターフェース（UI）5 を設けても良い。この場合、表示制御部 4 は、X 線画像を X 線診断装置 1 に設置された表示部に表示させ、超音波画像を超音波診断装置 2 に設置された表示部に表示させる。

【 0 0 5 7 】

演算部 3 及び表示制御部 4 は、図示しない CPU と、ROM、RAM などの図示しない記憶装置とを備えている。記憶装置には、演算部 3 の機能を実行するための演算プログラムと、表示制御部 4 の機能を実行するための表示制御プログラムとが記憶されている。また、演算プログラムには、座標変換部 3 1 の機能を実行するための座標変換プログラムと、投影位置算出部 3 2 の機能を実行するための投影位置算出プログラムとが含まれている。CPU が、各プログラムを実行することにより、各部の機能を実行する。

【 0 0 5 8 】

10

20

30

40

50

〔動作〕

次に、この実施形態に係る医用画像表示システムの動作について説明する。この実施形態に係る医用画像表示システムは、スキャン範囲マーカ、プローブマーカ、又は注目領域マーカのいずれかをX線画像に重ねて表示部51に表示する。いずれのマーカを表示するかは操作者が選択することができる。例えば、表示制御部4が、マーカを選択するための選択画面を表示部51に表示させ、操作者が操作部52を用いて所望のマーカを選択すると、医用画像表示システムは、その選択に従ってマーカを生成してX線画像にマーカを重ねて表示する。以下、第1から第5の動作態様について説明する。

【0059】

(第1の動作態様)

第1の動作態様について図3を参照して説明する。図3は、スキャン範囲マーカが重畳されたX線画像と、超音波画像とを示す図である。第1の動作態様では、X線画像にスキャン範囲マーカを重ねて表示部51に表示する。

【0060】

まず、被検体Pを寝台天板13上に載置した状態で、X線画像取得部10が撮影を行うことでX線画像データを取得する。図3に示すように、表示制御部4は、X線画像取得部10によって取得されたX線画像データに基づくX線画像100を表示部51に表示させる。

【0061】

第1制御部17は、X線座標系におけるX線管の座標情報及びX線検出部12の座標情報(保持部14の座標情報)と、寝台天板13の座標情報とを演算部3に出力する。また、第1制御部17は、X線座標系の原点の座標情報(例えばアイソセンタの座標情報)を演算部3に出力する。

【0062】

操作者は、超音波プローブ21を被検体Pの体表上に設置する。プローブ位置検出部24は、磁気センサや超音波センサを用いることで、超音波プローブ21の位置を検出する。例えば、第2制御部26は、超音波診断装置2の筐体の所定位置を原点とした超音波座標系を規定し、プローブ位置検出部24は、超音波座標系における超音波プローブ21の位置を検出する。また、プローブ位置検出部24は、同様の方法によって、X線座標系の原点の位置(例えばアイソセンタの位置)を検出する。そして、プローブ位置検出部24は、超音波座標系における超音波プローブ21の座標情報と、超音波座標系におけるX線座標系の原点の座標情報とを第2制御部26に出力する。第2制御部26は、超音波座標系における超音波プローブ21の位置を基準にして、超音波座標系におけるスキャン範囲の位置を求める。そして、第2制御部26は、超音波座標系における超音波プローブ21の座標情報と、超音波座標系におけるスキャン範囲の形状及び位置を示すスキャン範囲情報と、超音波座標系におけるX線座標系の原点の座標情報(例えばアイソセンタの座標情報)とを、演算部3に出力する。

【0063】

次に、演算部3の座標変換部31は、超音波座標系とX線座標系とで共通しているX線座標系の原点の位置を基準にして、超音波座標系で表わされている超音波プローブ21の座標を、X線座標系で表わされる座標に変換することで、X線座標系における超音波プローブ21の位置を求める。同様に、座標変換部31は、超音波座標系における超音波のスキャン範囲の座標を、X線座標系で表わされる座標に変換することで、X線座標系におけるスキャン範囲の位置を求める。

【0064】

次に、演算部3の投影位置算出部32は、X線座標系におけるX線管11A及びX線検出部12の位置と、X線座標系におけるスキャン範囲の形状及び位置とに基づいて、X線管11Aの焦点11Bの位置からスキャン範囲をX線検出部12の検出面に投影することで、検出面におけるスキャン範囲の形状及び位置を求める。演算部3は、X線検出部12の検出面におけるスキャン範囲の形状及び位置を示すスキャン範囲情報を表示制御部4に

10

20

30

40

50

出力する。

【 0 0 6 5 】

次に、マーカ生成部 4 1 は、X 線検出部 1 2 の検出面におけるスキャン範囲の形状及び位置を示すスキャン範囲情報に基づいて、スキャン範囲の形状を表すスキャン範囲マーカを生成する。画像合成部 4 2 は、X 線画像データにおいてスキャン範囲情報が示す位置にスキャン範囲マーカを合成する。そして、表示制御部 4 は、スキャン範囲マーカが合成された X 線画像を表示部 5 1 に表示させる。例えば図 3 に示すように、表示制御部 4 は、X 線画像 1 0 0 においてスキャン範囲情報が示す位置に、スキャン範囲マーカ 1 1 0 を重ねて表示部 5 1 に表示させる。

【 0 0 6 6 】

操作者は、表示部 5 1 に表示された X 線画像 1 0 0 とスキャン範囲マーカ 1 1 0 とを参照し、スキャン範囲マーカ 1 1 0 の位置を確認しながら超音波プローブ 2 1 を被検体 P の体表上において所望の位置に移動させる。そして、超音波画像取得部 2 0 によって、その所望の位置における超音波画像データを取得する。例えば図 3 に示すように、表示制御部 4 は、その所望の位置にて取得された超音波画像データに基づく超音波画像 2 0 0 を表示部 5 1 に表示させる。

【 0 0 6 7 】

以上のように、X 線画像が取得された位置と、超音波によるスキャン範囲の位置との相関をとり、超音波によるスキャン範囲を示すスキャン範囲マーカ 1 1 0 を X 線画像 1 0 0 に重ねて表示することで、操作者は、X 線画像 1 0 0 と超音波画像 2 0 0 との間の位置関係を容易に把握することが可能となる。そのことにより、操作者は、超音波画像 2 0 0 に表わされている部位が、X 線画像 1 0 0 のどの部位に相当するかを容易に把握することが可能となるため、X 線画像 1 0 0 を参照しながら、ガイドワイヤの先端が超音波画像 2 0 0 に表わされるように超音波プローブ 2 1 の位置を調整することが容易になる。

【 0 0 6 8 】

(第 2 の動作態様)

次に、第 2 の動作態様について図 4 を参照して説明する。図 4 は、プローブマーカが重畳された X 線画像と、超音波画像とを示す図である。第 2 の動作態様では、X 線画像にプローブマーカを重ねて表示部 5 1 に表示する。

【 0 0 6 9 】

上述した第 1 の動作態様と同様に、被検体 P を寝台天板 1 3 上に載置した状態で、X 線画像取得部 1 0 は撮影を行う。図 4 に示すように、表示制御部 4 は、X 線画像取得部 1 0 によって取得された X 線画像 1 0 0 を表示部 5 1 に表示させる。

【 0 0 7 0 】

第 1 制御部 1 7 は、X 線座標系における X 線管の座標情報及び X 線検出部 1 2 の座標情報 (保持部 1 4 の座標情報) と、寝台天板 1 3 の座標情報とを演算部 3 に出力する。また、第 1 制御部 1 7 は、X 線座標系の原点の座標情報 (例えばアイソセンタの座標情報) を演算部 3 に出力する。

【 0 0 7 1 】

操作者は、超音波プローブ 2 1 を被検体 P の体表上に設置し、プローブ位置検出部 2 4 は、超音波プローブ 2 1 の位置を検出する。第 2 の動作態様では、プローブ位置検出部 2 4 は、超音波プローブ 2 1 の複数個所の位置を検出する。また、プローブ位置検出部 2 4 は、X 線座標系の原点の位置 (例えばアイソセンタの位置) を検出する。そして、第 2 制御部 2 6 は、超音波座標系における超音波プローブ 2 1 の座標情報と、超音波座標系におけるプローブ形状情報と、超音波座標系における X 線座標系の原点の座標情報とを演算部 3 に出力する。

【 0 0 7 2 】

次に、演算部 3 の座標変換部 3 1 は、超音波座標系と X 線座標系とで共通している X 線座標系の原点の位置を基準にして、超音波座標系で表わされているプローブ形状情報を、X 線座標系で表わされる座標に変換することで、X 線座標系における超音波プローブ 2 1

10

20

30

40

50

の形状及び位置を求める。

【0073】

次に、演算部3の投影位置算出部32は、X線座標系におけるX線管11A及びX線検出部12の位置と、X線座標系における超音波プローブ21の形状及び位置とに基づいて、X線管11Aの焦点11Bの位置から超音波プローブ21をX線検出部12の検出面に投影することで、検出面における超音波プローブ21の形状及び位置を求める。演算部3は、X線検出部12の検出面における超音波プローブ21の形状及び位置を示すプローブ形状情報を表示制御部4に出力する。

【0074】

次に、マーカ生成部41は、X線検出部12の検出面における超音波プローブ21の形状及び位置を示すプローブ形状情報に基づいて、超音波プローブ21の形状を表すプローブマーカを生成する。画像合成部42は、X線画像データにおいてプローブ形状情報が示す位置にプローブマーカを合成する。そして、表示制御部4は、プローブマーカが合成されたX線画像を表示部51に表示させる。例えば図4に示すように、表示制御部4は、X線画像100においてプローブ形状情報が示す位置に、プローブマーカ120を重ねて表示部51に表示させる。

10

【0075】

第1の動作態様と同様に、操作者は、X線画像100上のプローブマーカ120の位置を確認しながら超音波プローブ21を被検体P上において所望の位置に移動させる。そして、超音波画像取得部20によって、その所望の位置における超音波画像データを取得する。例えば図4に示すように、表示制御部4は、その所望の位置において取得された超音波画像データに基づく超音波画像200を表示部51に表示させる。

20

【0076】

以上のように、X線画像が取得された位置と、超音波プローブ21の位置との相関を取り、超音波プローブ21を示すプローブマーカ120をX線画像100に重ねて表示することで、操作者は、X線画像100と超音波画像200との間の位置関係を容易に把握することが可能となる。

【0077】

(第3の動作態様)

次に、第3の動作態様について図5を参照して説明する。図5は、スキャン範囲マーカが重畳されたX線画像と、超音波画像とを示す図である。第3の動作態様では、X線画像にスキャン範囲マーカを重ね、過去に取得された超音波画像を表示部51に表示する。

30

【0078】

まず、被検体Pを寝台天板13上に載置した状態で、X線画像取得部10によって撮影を行うことでX線画像データを取得する。第1制御部17は、X線座標系におけるX線管の座標情報及びX線検出部12の座標情報(保持部14の座標情報)と、寝台天板13の座標情報と、X線座標系の原点の座標情報(例えばアイソセンタの座標情報)とをX線画像記憶部16に出力する。X線画像記憶部16は、X線画像取得部10によって取得されたX線画像データに、X線座標系におけるX線管の座標情報及びX線検出部12の座標情報(保持部14の座標情報)と、寝台天板13の座標情報と、X線座標系の原点の座標情報とを付帯させて記憶する。

40

【0079】

一方、操作者は、超音波プローブ21を被検体Pの体表上に設置する。超音波画像取得部20は、超音波による撮影を行うことで超音波画像データを取得する。そして、超音波画像取得部20は、超音波画像データを超音波画像記憶部25に出力する。

【0080】

プローブ位置検出部24は、超音波座標系における超音波プローブ21の位置と、超音波座標系におけるX線座標系の原点の位置(例えばアイソセンタの位置)とを検出する。プローブ位置検出部24は、超音波座標系における超音波プローブ21の座標情報と、超音波座標系におけるX線座標系の原点の座標情報とを、超音波画像記憶部25と第2制御

50

部 2 6 とに出力する。第 2 制御部 2 6 は、超音波座標系における超音波プローブ 2 1 の位置を基準にして、超音波座標系におけるスキャン範囲の位置を求める。そして、第 2 制御部 2 6 は、超音波座標系におけるスキャン範囲の形状及び位置を示すスキャン範囲情報を超音波画像記憶部 2 5 に出力する。超音波画像記憶部 2 5 は、超音波画像データに、超音波座標系における超音波プローブ 2 1 の座標情報と、超音波座標系におけるスキャン範囲情報と、超音波座標系における X 線座標系の原点の座標情報とを、付帯させて記憶する。

【 0 0 8 1 】

そして、過去に取得された X 線画像と超音波画像とを表示する場合、操作者は操作部 5 2 を用いて、所望の画像を指定する。例えば、X 線画像記憶部 1 6 は、患者 ID や検査 ID などの識別情報を X 線画像データに付帯させて記憶する。同様に、超音波画像記憶部 2 5 は、患者 ID や検査 ID などの識別情報を超音波画像データに付帯させて記憶する。操作者は、操作部 5 2 を用いて患者 ID や検査 ID などの識別情報を入力する。

10

【 0 0 8 2 】

第 1 制御部 1 7 は、X 線画像記憶部 1 6 に記憶されている X 線画像データのうち、操作者によって指定された X 線画像データに付帯されている X 線座標系における X 線管の座標情報及び X 線検出部 1 2 の座標情報（保持部 1 4 の座標情報）と、寝台天板 1 3 の座標情報とを演算部 3 に出力する。また、第 1 制御部 1 7 は、その X 線画像データに付帯されている X 線座標系の原点の座標情報（例えばアイソセンタの座標情報）を演算部 3 に出力する。また、第 2 制御部 2 6 は、超音波画像記憶部 2 5 に記憶されている超音波画像データのうち、操作者によって指定された超音波画像データに付帯されている超音波座標系における超音波プローブ 2 1 の座標情報と、超音波座標系におけるスキャン範囲情報と、超音波座標系における X 線座標系の原点の座標情報（例えばアイソセンタの座標情報）とを演算部 3 に出力する。

20

【 0 0 8 3 】

上述した第 1 の動作態様と同様に、座標変換部 3 1 は、超音波座標系で表わされている超音波プローブ 2 1 の座標を、X 線座標系で表わされている座標に変換することで、X 線座標系における超音波プローブ 2 1 の位置を求める。同様に、座標変換部 3 1 は、超音波座標系における超音波のスキャン範囲の座標を、X 線座標系で表わされる座標に変換することで、X 線座標系におけるスキャン範囲の位置を求める。次に、投影位置算出部 3 2 は、スキャン範囲を X 線検出部 1 2 の検出面に投影することで、検出面におけるスキャン範囲の形状及び位置を求める。演算部 3 は、X 線検出部 1 2 の検出面におけるスキャン範囲の形状及び位置を示すスキャン範囲情報を表示制御部 4 に出力する。

30

【 0 0 8 4 】

上述した第 1 の動作態様と同様に、マーカ生成部 4 1 は、X 線検出部 1 2 の検出面におけるスキャン範囲の形状及び位置を示すスキャン範囲情報に基づいて、スキャン範囲の形状を表すスキャン範囲マーカを生成する。

【 0 0 8 5 】

一方、表示制御部 4 は、操作者によって指定された X 線画像データを X 線画像記憶部 1 6 から読み込む。また、表示制御部 4 は、操作者によって指定された超音波画像データを超音波画像記憶部 2 5 から読み込む。

40

【 0 0 8 6 】

そして、画像合成部 4 2 は、X 線画像データにおいてスキャン範囲情報が示す位置にスキャン範囲マーカを合成する。表示制御部 4 は、スキャン範囲マーカが合成された X 線画像を表示部 5 1 に表示させる。例えば図 5 に示すように、表示制御部 4 は、X 線画像 1 0 0 においてスキャン範囲情報が示す位置に、スキャン範囲マーカ 1 1 0 を重ねて表示部 5 1 に表示させる。さらに、表示制御部 4 は、超音波画像データに基づく超音波画像 2 1 0 を表示部 5 1 に表示させる。この超音波画像 2 1 0 は、スキャン範囲マーカ 1 1 0 が示す位置にて過去に取得された画像である。

【 0 0 8 7 】

以上のように、X 線画像が取得された位置と、過去に実施された走査におけるスキャン

50

範囲の位置との相関をとり、過去のスキャン範囲を示すスキャン範囲マーカ 1 1 0 を X 線画像 1 0 0 に重ねて表示することで、操作者は、X 線画像 1 0 0 と過去に取得された超音波画像 2 1 0 との間の位置関係を容易に把握することが可能となる。そのことにより、操作者は、過去に取得された超音波画像 2 1 0 に表わされている部位が、X 線画像 1 0 0 のどの部位に相当するかを容易に把握することが可能となる。

【0088】

(第4の動作態様)

次に、第4の動作態様について図6を参照して説明する。図6は、プローブマーカが重畳されたX線画像と、超音波画像とを示す図である。第4の動作態様では、X線画像にプローブマーカを重ね、過去に取得された超音波画像を表示部51に表示する。

10

【0089】

まず、被検体Pを寝台天板13上に載置した状態で、X線画像取得部10によって撮影を行うことでX線画像データを取得する。第1制御部17は、X線座標系におけるX線管の座標情報及びX線検出部12の座標情報(保持部14の座標情報)と、寝台天板13の座標情報と、X線座標系の原点の座標情報(例えばアイソセンタの座標情報)とをX線画像記憶部16に出力する。X線画像記憶部16は、X線画像取得部10によって取得されたX線画像データに、X線座標系におけるX線管の座標情報及びX線検出部12の座標情報(保持部14の座標情報)と、寝台天板13の座標情報と、X線座標系の原点の座標情報とを付帯させて記憶する。

20

【0090】

一方、操作者は、超音波プローブ21を被検体Pの体表上に設置する。超音波画像取得部20は、超音波による撮影を行うことで超音波画像データを取得する。そして、超音波画像取得部20は、超音波画像データを超音波画像記憶部25に出力する。

【0091】

プローブ位置検出部24は、超音波プローブ21の複数個所の位置を検出する。また、プローブ位置検出部24は、X線座標系の原点の位置(例えばアイソセンタの位置)を検出する。そして、プローブ位置検出部24は、超音波座標系における超音波プローブ21の座標情報と、超音波座標系におけるプローブ形状情報と、超音波座標系におけるX線座標系の原点の座標情報とを、超音波画像記憶部25に出力する。超音波画像記憶部25は、超音波画像データに、超音波座標系における超音波プローブ21の座標情報と、超音波座標系におけるプローブ形状情報と、超音波座標系におけるX線座標系の原点の座標情報とを付帯させて記憶する。

30

【0092】

そして、過去に取得されたX線画像と超音波画像とを表示する場合、操作者は操作部52を用いて患者IDや検査IDなどの識別情報を入力する。

【0093】

第1制御部17は、X線画像記憶部16に記憶されているX線画像データのうち、操作者によって指定されたX線画像データに付帯されているX線座標系におけるX線管の座標情報及びX線検出部12の座標情報(保持部14の座標情報)と、寝台天板13の座標情報とを演算部3に出力する。また、第1制御部17は、そのX線画像データに付帯されているX線座標系の原点の座標情報(例えばアイソセンタの座標情報)を演算部3に出力する。また、第2制御部26は、超音波画像記憶部25に記憶されている超音波画像データのうち、操作者によって指定された超音波画像データに付帯されている超音波座標系における超音波プローブ21の座標情報と、超音波座標系におけるプローブ形状情報と、超音波座標系におけるX線座標系の原点の座標情報(例えばアイソセンタの座標情報)とを演算部3に出力する。

40

【0094】

上述した第2の動作態様と同様に、座標変換部31は、超音波座標系で表わされているプローブ形状情報を、X線座標系で表わされる座標に変換することで、X線座標系における超音波プローブ21の形状及び位置を求める。次に、投影位置算出部32は、超音波プ

50

プローブ 21 を X 線検出部 12 の検出面に投影することで、検出面における超音波プローブ 21 の形状及び位置を示すプローブ形状情報を求める。演算部 3 は、X 線検出部 12 の検出面における超音波プローブ 21 の形状及び位置を示すプローブ形状情報を表示制御部 4 に出力する。

【0095】

上述した第 2 の動作態様と同様に、マーカ生成部 41 は、X 線検出部 12 の検出面における超音波プローブ 21 の形状及び位置を示すプローブ形状情報に基づいて、超音波プローブ 21 の形状を表すプローブマーカを生成する。

【0096】

一方、表示制御部 4 は、操作者によって指定された X 線画像データを X 線画像記憶部 16 から読み込む。また、表示制御部 4 は、操作者によって指定された超音波画像データを超音波画像記憶部 25 から読み込む。

【0097】

そして、画像合成部 42 は、X 線画像データにおいてプローブ形状情報が示す位置にプローブマーカを合成する。表示制御部 4 は、プローブマーカが合成された X 線画像を表示部 51 に表示させる。例えば図 6 に示すように、表示制御部 4 は、X 線画像 100 においてプローブ形状情報が示す位置に、プローブマーカ 120 を重ねて表示部 51 に表示させる。さらに、表示制御部 4 は、超音波画像データに基づく超音波画像 210 を表示部 51 に表示させる。この超音波画像 210 は、プローブマーカ 120 が示す位置にて過去に取得された画像である。

【0098】

以上のように、X 線画像が取得された位置と、過去に実施された走査における超音波プローブ 21 の位置との相関をとり、過去に設置された超音波プローブ 21 の形状を示すプローブマーカ 120 を X 線画像 100 に重ねて表示することで、操作者は、X 線画像 100 と過去に取得された超音波画像 210 との間の位置関係を容易に把握することが可能となる。そのことにより、操作者は、過去に取得された超音波画像 210 に表わされている部位が、X 線画像 100 のどの部位に相当するかを容易に把握することが可能となる。

【0099】

(第 5 の動作態様)

次に、第 5 の動作態様について図 7 を参照して説明する。図 7 は、注目領域マーカが重畳された X 線画像と、超音波画像とを示す図である。第 5 の動作態様では、過去に取得された X 線画像に注目領域マーカを重ねて表示部 51 に表示する。

【0100】

まず、被検体 P を寝台天板 13 上に載置した状態で、X 線画像取得部 10 によって撮影を行うことで X 線画像データを取得する。第 1 制御部 17 は、X 線座標系における X 線管の座標情報及び X 線検出部 12 の座標情報 (保持部 14 の座標情報) と、寝台天板 13 の座標情報と、X 線座標系の原点の座標情報 (例えばアイソセンタの座標情報) とを X 線画像記憶部 16 に出力する。X 線画像記憶部 16 は、X 線画像取得部 10 によって取得された X 線画像データに、X 線座標系における X 線管の座標情報及び X 線検出部 12 の座標情報 (保持部 14 の座標情報) と、寝台天板 13 の座標情報と、X 線座標系の原点の座標情報とを付帯させて記憶する。

【0101】

一方、操作者は、超音波プローブ 21 を被検体 P の体表上に設置する。超音波画像取得部 20 は、超音波による撮影を行うことで超音波画像データを取得する。そして、超音波画像取得部 20 は、超音波画像データを超音波画像記憶部 25 に出力する。

【0102】

プローブ位置検出部 24 は、超音波座標系における超音波プローブ 21 の位置と、超音波座標系における X 線座標系の原点の位置 (例えばアイソセンタの位置) とを検出する。プローブ位置検出部 24 は、超音波座標系における超音波プローブ 21 の座標情報と、超音波座標系における X 線座標系の原点の座標情報とを、超音波画像記憶部 25 と第 2 制御

10

20

30

40

50

部 2 6 とに出力する。第 2 制御部 2 6 は、超音波座標系における超音波プローブ 2 1 の位置を基準にして、超音波座標系におけるスキャン範囲の位置を求める。そして、第 2 制御部 2 6 は、超音波座標系におけるスキャン範囲の形状及び位置を示すスキャン範囲情報を超音波画像記憶部 2 5 に出力する。超音波画像記憶部 2 5 は、超音波画像データに、超音波座標系における超音波プローブ 2 1 の座標情報と、超音波座標系におけるスキャン範囲情報と、超音波座標系における X 線座標系の原点の座標情報とを、付帯させて記憶する。

【 0 1 0 3 】

そして、過去に取得された X 線画像と超音波画像とを表示する場合、操作者は操作部 5 2 を用いて患者 ID や検査 ID などの識別情報を入力する。

【 0 1 0 4 】

表示制御部 4 は、操作者によって指定された X 線画像データを X 線画像記憶部 1 6 から読み込み、その X 線画像データに基づく X 線画像を表示部 5 1 に表示させる。また、表示制御部 4 は、操作者によって指定された超音波画像データを超音波画像記憶部 2 5 から読み込み、その超音波画像データに基づく超音波画像を表示部 5 1 に表示させる。例えば図 7 に示すように、表示制御部 4 は、超音波画像 3 0 0 を表示部 5 1 に表示させ、X 線画像 4 0 0 を表示部 5 1 に表示させる。なお、表示制御部 4 は、超音波画像 3 0 0 と X 線画像 4 0 0 とをそれぞれ別のモニタ（表示部 5 1）に表示させても良いし、同じモニタに両画像を表示させても良い。

【 0 1 0 5 】

表示部 5 1 に超音波画像 3 0 0 が表示されている状態で、操作者が操作部 5 2 を用いて超音波画像上の所望領域（注目領域）を指定する。例えば図 7 に示すように、操作者は操作部 5 2 を用いて、矩形状の注目領域 3 1 0 と、別の矩形状の注目領域 3 2 0 とを指定する。例えば、表示制御部 4 は、注目領域を指定するためのマーカを超音波画像 3 0 0 に重ねて表示部 5 1 に表示させ、操作者が操作部 5 2 を用いてそのマーカを超音波画像 3 0 0 上で移動させたり、形状を変えたりすることで、注目領域 3 1 0、3 2 0 を指定する。

【 0 1 0 6 】

超音波画像 3 0 0 上で注目領域 3 1 0、3 2 0 が指定されると、領域特定部 2 8 は、操作者によって指定された注目領域 3 1 0、3 2 0 の座標情報をユーザインターフェース（UI）5 から受けて、超音波座標系における注目領域 3 1 0、3 2 0 の位置を特定する。まず、領域特定部 2 8 は、表示部 5 1 に表示されている超音波画像データを超音波画像記憶部 2 5 から読み込む。そして、領域特定部 2 8 は、超音波画像データに付帯されているスキャン範囲の形状及び位置を示すスキャン範囲情報と、操作者によって指定された注目領域 3 1 0、3 2 0 の超音波画像 3 0 0 上での座標情報とに基づいて、スキャン範囲内における指定された注目領域 3 1 0、3 2 0 の位置を特定する。つまり、領域特定部 2 8 は、スキャン範囲と、そのスキャン範囲を走査することで取得された超音波画像 3 0 0 との位置関係に基づいて、スキャン範囲内における超音波画像 3 0 0 上で指定された注目領域 3 1 0、3 2 0 の位置を特定する。そして、領域特定部 2 8 は、超音波座標系における注目領域 3 1 0、3 2 0 の形状及び位置をそれぞれ示す注目領域情報を第 2 制御部 2 6 に出力する。

【 0 1 0 7 】

第 1 制御部 1 7 は、X 線画像記憶部 1 6 に記憶されている X 線画像データのうち、操作者によって指定された X 線画像データに付帯されている X 線座標系における X 線管の座標情報及び X 線検出部 1 2 の座標情報（保持部 1 4 の座標情報）と、寝台天板 1 3 の座標情報とを演算部 3 に出力する。また、第 1 制御部 1 7 は、その X 線画像データに付帯されている X 線座標系の原点の座標情報（例えばアイソセンタの座標情報）を演算部 3 に出力する。また、第 2 制御部 2 6 は、超音波座標系における注目領域 3 1 0、3 2 0 の形状及び位置をそれぞれ示す注目領域情報と、超音波座標系における X 線座標系の原点の座標情報（例えばアイソセンタの座標情報）とを、演算部 3 に出力する。

【 0 1 0 8 】

上述した動作態様と同様に、座標変換部 3 1 は、超音波座標系で表わされる注目領域 3

10

20

30

40

50

10、320を、X線座標系で表わされる座標に変換することで、X線座標系における注目領域310、320の形状及び位置をそれぞれ求める。次に、投影位置算出部32は、注目領域310、320をX線検出部12の検出面に投影することで、検出面における注目領域310、320の形状及び位置を求める。演算部3は、X線検出部12の検出面における注目領域310、320の形状及び位置をそれぞれ示す注目領域情報を表示制御部4に出力する。

【0109】

上述した動作態様と同様に、マーカ生成部41は、X線検出部12の検出面における注目領域310の形状及び位置を示す注目領域情報に基づいて、注目領域310に対応する領域の形状を表す注目領域マーカを生成する。また、マーカ生成部41は、X線検出部12の検出面における注目領域320の形状及び位置を示す注目領域情報に基づいて、注目領域320に対応する領域の形状を表す注目領域マーカを生成する。

【0110】

そして、画像合成部42は、X線画像データにおいて注目領域310の注目領域情報が示す位置に、注目領域310を表す注目領域マーカを合成する。また、画像合成部42は、X線画像データにおいて注目領域320の注目領域情報が示す位置に、注目領域320を表す注目領域マーカを合成する。表示制御部4は、注目領域マーカが合成されたX線画像を表示部51に表示させる。例えば図7に示すように、表示制御部4は、X線画像400において注目領域310の注目領域情報が示す位置に、注目領域310を表す注目領域マーカ410を重ねて表示部51に表示させる。また、表示制御部4は、X線画像400において注目領域320の注目領域情報が示す位置に、注目領域320を表す注目領域マーカ420を重ねて表示部51に表示させる。

【0111】

以上のように、X線画像400が取得された位置と、超音波画像300において指定された注目領域310、320の位置との相関を取り、注目領域を示す注目領域マーカ410、420をX線画像400に重ねて表示することで、操作者は、X線画像400と超音波画像300における注目領域310、320との間の位置関係を容易に把握することが可能となる。そのことにより、超音波画像300における注目領域310、320に含まれる部位が、X線画像400のどの部位に相当するかを容易に把握することが可能となる。

【0112】

以上のように、この発明の実施形態に係る医用画像表示システムによると、超音波画像と組織（血管、骨、軟部）との位置関係の把握が容易になるため、超音波診断装置2を利用したPPI時の時間を短縮することが可能となる。このようにPPIに要する時間が短縮されるため、X線診断装置1による撮影の時間も短縮することが可能となり、その結果、被検体Pの被曝を低減させることが可能となる。また、超音波診断装置2によって撮影したい組織（血管、骨、軟部）やガイドワイヤの先端部に、超音波プローブ21を容易に移動させることが可能となる。そのことにより、超音波診断装置2を利用したPPIにおいて、完全閉塞などの患部にガイドワイヤを通す時間を短縮させることが可能となる。また、PPIに限らず、X線診断装置1と超音波診断装置2とを使用して行う検査及び治療においても、同様の効果を奏することが可能となる。

【符号の説明】

【0113】

- 1 X線診断装置
- 2 超音波診断装置
- 3 演算部
- 4 表示制御部
- 5 ユーザーインターフェース（UI）
- 10 X線画像取得部
- 11 X線発生部

10

20

30

40

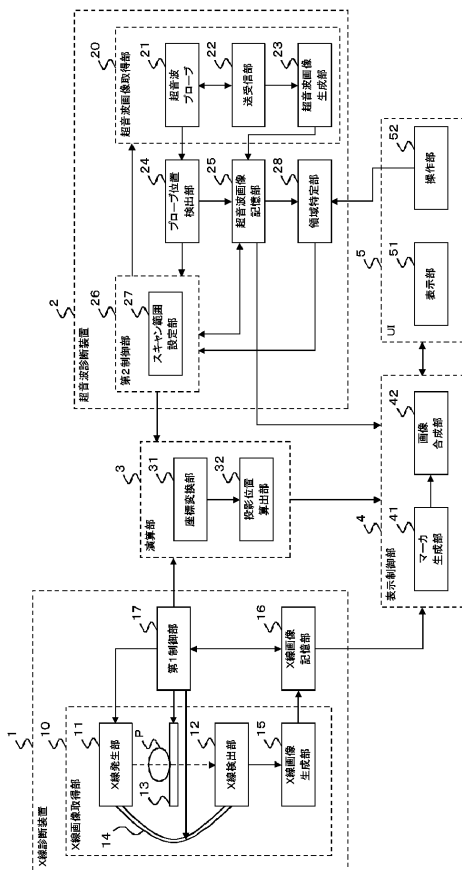
50

- 1 2 X線検出部
- 1 3 寝台天板
- 1 4 保持部 (Cアーム)
- 1 5 X線画像生成部
- 1 6 X線画像記憶部
- 1 7 第1制御部
- 2 0 超音波画像取得部
- 2 1 超音波プローブ
- 2 2 送受信部
- 2 3 超音波画像生成部
- 2 4 プローブ位置検出部
- 2 5 超音波画像記憶部
- 2 6 第2制御部
- 2 7 スキャン範囲設定部
- 2 8 領域特定部
- 3 1 座標変換部
- 3 2 投影位置算出部
- 4 1 マーカ生成部
- 4 2 画像合成部
- 5 1 表示部
- 5 2 操作部

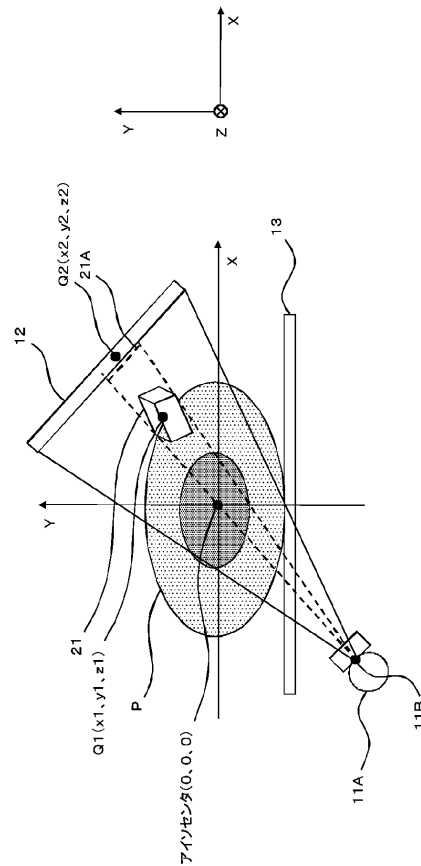
10

20

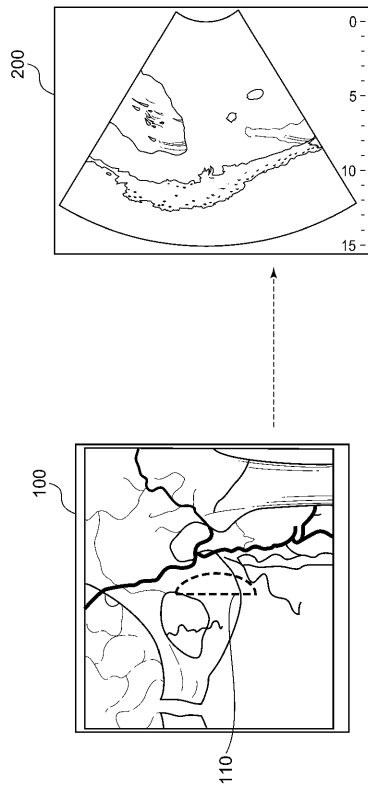
【図1】



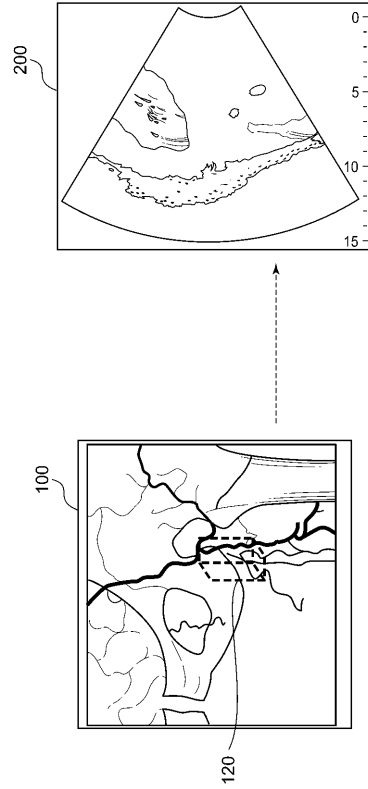
【図2】



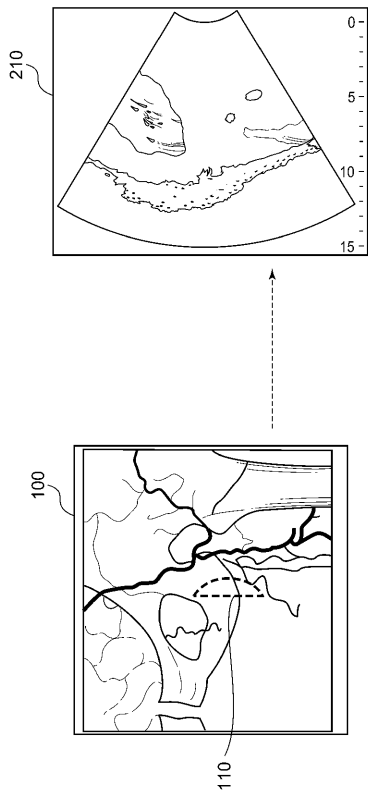
【図 3】



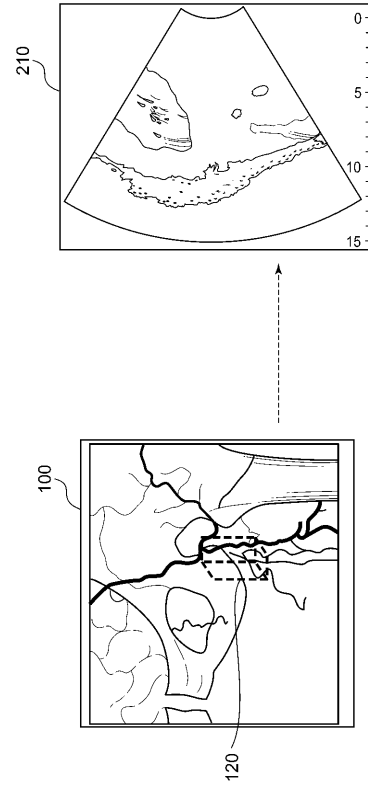
【図 4】



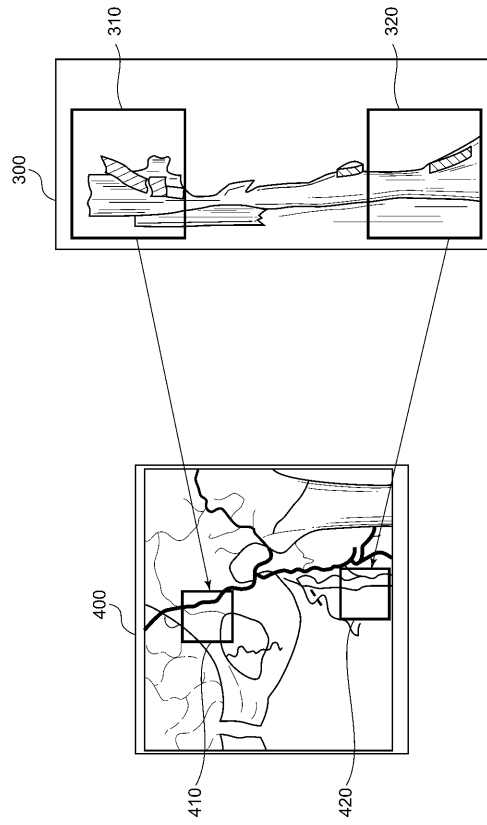
【図 5】



【図 6】



【 図 7 】



フロントページの続き

(72)発明者 坂口 卓弥

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

Fターム(参考) 4C093 AA07 CA21 DA02 EC16 EC28 FF37 FG13

4C601 EE11 GA18 GA25 JC21 JC37 KK34 LL33

专利名称(译)	医学图像显示系统		
公开(公告)号	JP2010162058A	公开(公告)日	2010-07-29
申请号	JP2009004463	申请日	2009-01-13
[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 郡司輝臣 坂口卓弥		
发明人	上原 久幸 郡司 輝臣 坂口 卓弥		
IPC分类号	A61B6/00 A61B6/12 A61B8/00		
FI分类号	A61B6/00.370 A61B6/12 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C093/AA07 4C093/CA21 4C093/DA02 4C093/EC16 4C093/EC28 4C093/FF37 4C093/FG13 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK34 4C601/LL33		
其他公开文献	JP2010162058A5 JP5404066B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种医学图像显示系统，其允许操作者容易地识别由X射线诊断设备获取的X射线图像与由超声诊断设备获取的超声图像之间的位置关系。解决方案：探头位置检测部分24检测超声波探头21的位置。算术运算部件3基于位置获得超声波探头21在X射线检测部件12的检测表面上的位置。X射线产生部11，X射线检测部12的位置和超声波探头21的检测位置。显示控制部4使显示部51显示由X射线图像获取的X射线图像。获取部分10使得显示部分51在X射线图像上与由算术运算装置获得的检测表面上的位置相对应的位置处的检测表面上显示指示超声波探头的标记。Ž

