

(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2020-44266

(P2020-44266A)

(43) 公開日 令和2年3月26日(2020.3.26)

|                               |                      |             |
|-------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int.Cl.                  | F I                  | テーマコード (参考) |
| <b>A 6 1 B 6/00 (2006.01)</b> | A 6 1 B 6/00 3 6 0 B | 4 C 0 9 3   |
| <b>A 6 1 B 6/12 (2006.01)</b> | A 6 1 B 6/12         | 4 C 6 0 1   |
| <b>A 6 1 B 8/12 (2006.01)</b> | A 6 1 B 8/12         |             |

審査請求 未請求 請求項の数 26 O L (全 40 頁)

|           |                              |          |                                                   |
|-----------|------------------------------|----------|---------------------------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2018-177260 (P2018-177260) | (71) 出願人 | 594164542                                         |
| (22) 出願日  | 平成30年9月21日 (2018.9.21)       | (74) 代理人 | 110001771                                         |
|           |                              |          | キヤノンメディカルシステムズ株式会社<br>栃木県大田原市下石上1385番地            |
|           |                              | (72) 発明者 | 竹元 久人<br>栃木県大田原市下石上1385番地 キヤ<br>ノンメディカルシステムズ株式会社内 |
|           |                              | (72) 発明者 | 藤戸 智生<br>栃木県大田原市下石上1385番地 キヤ<br>ノンメディカルシステムズ株式会社内 |
|           |                              | (72) 発明者 | 松永 智史<br>栃木県大田原市下石上1385番地 キヤ<br>ノンメディカルシステムズ株式会社内 |

最終頁に続く

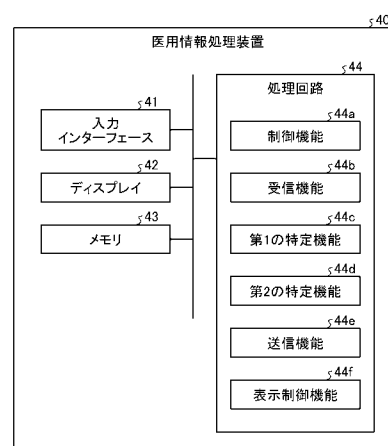
(54) 【発明の名称】 医用情報処理装置、X線診断装置及び医用情報処理プログラム

## (57) 【要約】

【課題】 X線画像と超音波画像との位置合わせを可能とすること。

【解決手段】 実施形態の医用情報処理装置は、第1の特定部と、第2の特定部とを備える。第1の特定部は、超音波プローブの位置を特定する。第2の特定部は、前記超音波プローブの構造を示す3次元データと、前記超音波プローブを撮像した2次元のX線画像とに基づいて、前記第1の特定部によって特定された位置における前記超音波プローブの向きを特定する。

【選択図】 図4



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波プローブの位置を特定する第 1 の特定部と、  
前記超音波プローブの構造を示す 3 次元データと、前記超音波プローブを撮像した 2 次元の X 線画像とに基づいて、前記第 1 の特定部によって特定された位置における前記超音波プローブの向きを特定する第 2 の特定部と  
を備える、医用情報処理装置。

**【請求項 2】**

前記第 1 の特定部は、所定の図形と前記 X 線画像とをマッチングすることにより、前記超音波プローブの前記 X 線画像上での位置を特定する、請求項 1 に記載の医用情報処理装置。

10

**【請求項 3】**

前記第 1 の特定部は、所定の図形と前記 X 線画像に基づく 2 値化画像とをマッチングすることにより、前記超音波プローブの前記 X 線画像上での位置を特定する、請求項 1 に記載の医用情報処理装置。

**【請求項 4】**

前記第 1 の特定部は、前記超音波プローブを撮像した 2 次元の X 線画像上で前記超音波プローブに対応する点又は領域を指定する操作を受け付け、当該 X 線画像の後に撮像された複数の X 線画像において前記点又は前記領域を追跡することにより、前記超音波プローブの前記複数の X 線画像上での位置を特定する、請求項 1 に記載の医用情報処理装置。

20

**【請求項 5】**

超音波プローブの位置を特定する第 1 の特定部と、  
前記超音波プローブの向きの操作に用いられるハンドル信号に基づいて、前記超音波プローブの向きを特定する第 2 の特定部と  
を備える、医用情報処理装置。

**【請求項 6】**

超音波プローブの位置を特定する第 1 の特定部と、  
前記超音波プローブが備えるジャイロセンサにより検出された回転情報に基づいて、前記超音波プローブの向きを特定する第 2 の特定部と  
を備える、医用情報処理装置。

30

**【請求項 7】**

前記第 2 の特定部は、更に、前記超音波プローブから送信される超音波ビームの向きの操作に用いられるビーム配向信号に基づいて、前記超音波プローブの向きを特定する、請求項 5 又は 6 に記載の医用情報処理装置。

**【請求項 8】**

前記第 1 の特定部は、前記超音波プローブが備える位置センサにより検出された位置情報に基づいて、前記超音波プローブの位置を特定する、請求項 1、5、6 及び 7 のいずれか一項に記載の医用情報処理装置。

**【請求項 9】**

前記第 1 の特定部は、前記超音波プローブを撮像した 2 次元の X 線画像、又は、当該 X 線画像に基づく 2 値化画像において、前記超音波プローブに接続されるケーブルを抽出することにより、前記超音波プローブの前記 X 線画像上での位置を特定する、請求項 1、5、6 及び 7 のいずれか一項に記載の医用情報処理装置。

40

**【請求項 10】**

異なる方向から超音波プローブを撮像した複数の画像を記憶する記憶部と、  
前記画像と、前記超音波プローブを撮像した 2 次元の X 線画像、又は、当該 X 線画像に基づく 2 値化画像とをマッチングすることにより、前記超音波プローブの前記 X 線画像上での位置及び向きを特定する特定部と  
を備える、医用情報処理装置。

**【請求項 11】**

50

前記画像は、前記超音波プローブを撮像したX線画像、又は、当該X線画像に基づく2値化画像である、請求項10に記載の医用情報処理装置。

【請求項12】

超音波プローブを撮像した2次元のX線画像の位置及び向きを3次元医用画像において特定し、前記超音波プローブを用いて撮像された超音波画像の位置及び向きを前記3次元医用画像において特定することで、前記超音波プローブの前記X線画像上での位置及び向きを特定する特定部

を備える、医用情報処理装置。

【請求項13】

超音波プローブを撮像した2次元のX線画像上で前記超音波プローブに対応する点を少なくとも3つ指定する操作を受け付け、当該X線画像の後に撮像された複数のX線画像において少なくとも3つの前記点を追跡することにより、前記超音波プローブの前記複数のX線画像上での位置及び向きを特定する特定部を備える、医用情報処理装置。

10

【請求項14】

前記超音波プローブの位置及び向きに応じて、前記超音波プローブを撮像した2次元のX線画像上に、前記超音波プローブを用いて撮像された超音波画像、又は、前記超音波プローブの撮像領域を表示させる表示制御部を更に備える、請求項1～13のいずれか一項に記載の医用情報処理装置。

【請求項15】

超音波プローブの位置を特定する第1の特定部と、

20

前記超音波プローブの構造を示す3次元データと、前記超音波プローブを撮像した2次元のX線画像とに基づいて、前記第1の特定部によって特定された位置における前記超音波プローブの向きを特定する第2の特定部と

を備える、X線診断装置。

【請求項16】

超音波プローブの位置を特定する第1の特定部と、

前記超音波プローブの向きの操作に用いられるハンドル信号に基づいて、前記超音波プローブの向きを特定する第2の特定部と

を備える、X線診断装置。

【請求項17】

超音波プローブの位置を特定する第1の特定部と、

30

前記超音波プローブが備えるジャイロセンサにより検出された回転情報に基づいて、前記超音波プローブの向きを特定する第2の特定部と

を備える、X線診断装置。

【請求項18】

異なる方向から超音波プローブを撮像した複数の画像を記憶する記憶部と、

前記画像と、前記超音波プローブを撮像した2次元のX線画像、又は、当該X線画像に基づく2値化画像とをマッチングすることにより、前記超音波プローブの前記X線画像上での位置及び向きを特定する特定部と

を備える、X線診断装置。

40

【請求項19】

超音波プローブを撮像した2次元のX線画像の位置及び向きを3次元医用画像において特定し、前記超音波プローブを用いて撮像された超音波画像の位置及び向きを前記3次元医用画像において特定することで、前記超音波プローブの前記X線画像上での位置及び向きを特定する特定部

を備える、X線診断装置。

【請求項20】

超音波プローブを撮像した2次元のX線画像上で前記超音波プローブに対応する点を少なくとも3つ指定する操作を受け付け、当該X線画像の後に撮像された複数のX線画像において少なくとも3つの前記点を追跡することにより、前記超音波プローブの前記複数の

50

X線画像上での位置及び向きを特定する特定部を備える、X線診断装置。

【請求項 2 1】

超音波プローブの位置を特定し、

特定した位置における前記超音波プローブの向きを、前記超音波プローブの構造を示す3次元データと前記超音波プローブを撮像した2次元のX線画像とに基づいて特定する、各処理をコンピュータに実行させる、医用情報処理プログラム。

【請求項 2 2】

超音波プローブの位置を特定し、

前記超音波プローブの向きの操作に用いられるハンドル信号に基づいて、前記超音波プローブの向きを特定する

各処理をコンピュータに実行させる、医用情報処理プログラム。

【請求項 2 3】

超音波プローブの位置を特定し、

前記超音波プローブが備えるジャイロセンサにより検出された回転情報に基づいて、前記超音波プローブの向きを特定する

各処理をコンピュータに実行させる、医用情報処理プログラム。

【請求項 2 4】

異なる方向から超音波プローブを撮像した複数の画像を記憶部から取得し、当該画像と、前記超音波プローブを撮像した2次元のX線画像、又は、当該X線画像に基づく2値化画像とをマッチングすることにより、前記超音波プローブの前記X線画像上での位置及び向きを特定する処理をコンピュータに実行させる、医用情報処理プログラム。

【請求項 2 5】

超音波プローブを撮像した2次元のX線画像の位置及び向きを3次元医用画像において特定し、前記超音波プローブを用いて撮像された超音波画像の位置及び向きを前記3次元医用画像において特定することで、前記超音波プローブの前記X線画像上での位置及び向きを特定する処理をコンピュータに実行させる、医用情報処理プログラム。

【請求項 2 6】

超音波プローブを撮像した2次元のX線画像上で前記超音波プローブに対応する点を少なくとも3つ指定する操作を受け付け、当該X線画像の後に撮像された複数のX線画像において少なくとも3つの前記点を追跡することにより、前記超音波プローブの前記複数のX線画像上での位置及び向きを特定する処理をコンピュータに実行させる、医用情報処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、医用情報処理装置、X線診断装置及び医用情報処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

X線画像と超音波画像とは互いに異なる性質を有することから、1つの検査において併用される場合がある。例えば、超音波画像は、X線画像と比較して、軟組織をより明瞭に描出することが可能である。また、X線画像は、超音波画像と比較して、高解像度かつ高フレームレートで収集することが可能である。

【0003】

ここで、X線画像と超音波画像とを位置合わせして表示することにより、医師等の操作者は、X線画像と超音波画像とをより効率的に利用することができる。しかしながら、X線画像と超音波画像との性質の違いから、各画像に描出された対象物を基準として位置合わせを行なうことは容易でない。例えば、超音波画像には軟組織が明瞭に描出されるものの、X線画像には軟組織が明瞭には描出されないため、軟組織を基準として位置合わせを行なうことは容易でない。

10

20

30

40

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第5795769号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、X線画像と超音波画像との位置合わせを可能とすることである。

【課題を解決するための手段】

10

【0006】

実施形態の医用情報処理装置は、第1の特定部と、第2の特定部とを備える。第1の特定部は、超音波プローブの位置を特定する。第2の特定部は、前記超音波プローブの構造を示す3次元データと、前記超音波プローブを撮像した2次元のX線画像とに基づいて、前記第1の特定部によって特定された位置における前記超音波プローブの向きを特定する。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る医用情報処理システムの構成の一例を示すブロック図である。

20

【図2】図2は、第1の実施形態に係るX線診断装置の構成の一例を示すブロック図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成の一例を示すブロック図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る医用情報処理装置の構成の一例を示すブロック図である。

【図5】図5は、第1の実施形態に係る医用情報処理システムの処理の一連の流れを説明するためのフローチャートである。

【図6】図6は、第1の実施形態に係る医用情報処理装置の処理の一連の流れを説明するためのフローチャートである。

30

【図7】図7は、第1の実施形態に係る超音波プローブの位置の特定について説明するための図である。

【図8】図8は、第1の実施形態に係るX線画像データ及び超音波画像データの表示の一例を示す図である。

【図9】図9は、第2の実施形態に係る医用情報処理装置の処理の一連の流れを説明するためのフローチャートである。

【図10】図10は、第3の実施形態に係る医用情報処理システムの処理の一連の流れを説明するためのフローチャートである。

【図11】図11は、第3の実施形態に係る医用情報処理装置の処理の一連の流れを説明するためのフローチャートである。

40

【図12】図12は、第4の実施形態に係る医用情報処理装置の処理の一連の流れを説明するためのフローチャートである。

【図13】図13は、第5の実施形態に係る医用情報処理システムの処理の一連の流れを説明するためのフローチャートである。

【図14】図14は、第5の実施形態に係る医用情報処理装置40の処理の一連の流れを説明するためのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、図面を参照して、医用情報処理装置、X線診断装置及び医用情報処理プログラムの実施形態について詳細に説明する。

50

**【 0 0 0 9 】****( 第 1 の実施形態 )**

まず、第 1 の実施形態について説明する。第 1 の実施形態では、X 線診断装置 1 0、超音波診断装置 2 0、画像保管装置 3 0 及び医用情報処理装置 4 0 を含んだ医用情報処理システム 1 を一例として説明する。

**【 0 0 1 0 】**

図 1 は、第 1 の実施形態に係る医用情報処理システム 1 の構成の一例を示すブロック図である。図 1 に示すように、第 1 の実施形態に係る医用情報処理システム 1 は、X 線診断装置 1 0 と、超音波診断装置 2 0 と、画像保管装置 3 0 と、医用情報処理装置 4 0 とを備える。X 線診断装置 1 0、超音波診断装置 2 0、画像保管装置 3 0 及び医用情報処理装置 4 0 は、ネットワーク NW を介して相互に接続される。

10

**【 0 0 1 1 】**

X 線診断装置 1 0 は、被検体から X 線画像を収集する装置である。例えば、X 線診断装置 1 0 は、被検体から X 線画像を収集し、収集した X 線画像を画像保管装置 3 0 及び医用情報処理装置 4 0 に送信する。なお、X 線診断装置 1 0 の構成については後述する。また、超音波診断装置 2 0 は、被検体から超音波画像を収集する装置である。例えば、超音波診断装置 2 0 は、被検体から超音波画像を収集し、収集した超音波画像を画像保管装置 3 0 及び医用情報処理装置 4 0 に送信する。なお、超音波診断装置 2 0 の構成については後述する。また、以下では、データとして処理される画像については、画像データとも記載する。

20

**【 0 0 1 2 】**

画像保管装置 3 0 は、X 線診断装置 1 0 や超音波診断装置 2 0 等の医用画像診断装置によって収集された医用画像データを保管する装置である。例えば、画像保管装置 3 0 は、ネットワーク NW を介して X 線診断装置 1 0 から X 線画像データを取得し、取得した X 線画像データを装置内又は装置外に設けられたメモリに記憶させる。また、例えば、画像保管装置 3 0 は、ネットワーク NW を介して超音波診断装置 2 0 から超音波画像データを取得し、取得した超音波画像データを装置内又は装置外に設けられたメモリに記憶させる。例えば、画像保管装置 3 0 は、サーバ装置等のコンピュータ機器によって実現される。

**【 0 0 1 3 】**

医用情報処理装置 4 0 は、ネットワーク NW を介して医用画像データを取得し、取得した医用画像データを用いた種々の処理を実行する。例えば、医用情報処理装置 4 0 は、ネットワーク NW を介して、X 線診断装置 1 0 又は画像保管装置 3 0 から X 線画像データを取得する。また、例えば、医用情報処理装置 4 0 は、ネットワーク NW を介して超音波診断装置 2 0 又は画像保管装置 3 0 から超音波画像データを取得する。また、例えば、医用情報処理装置 4 0 は、X 線画像データと超音波画像データとを位置合わせして操作者に提示する。具体的には、医用情報処理装置 4 0 は、超音波診断装置 2 0 が有する超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを特定することにより、X 線画像データと超音波画像データとを位置合わせして操作者に提示する。なお、医用情報処理装置 4 0 の構成については後述する。例えば、医用情報処理装置 4 0 は、ワークステーション等のコンピュータ機器によって実現される。

30

40

**【 0 0 1 4 】**

なお、ネットワーク NW を介して X 線診断装置 1 0 及び超音波診断装置 2 0 と接続可能であれば、医用情報処理装置 4 0 が設置される場所は任意である。例えば、医用情報処理装置 4 0 は、X 線診断装置 1 0 及び超音波診断装置 2 0 と異なる病院に設置されてもよい。即ち、ネットワーク NW は、院内で閉じたローカルネットワークにより構成されてもよいし、インターネットを介したネットワークでもよい。

**【 0 0 1 5 】**

次に、図 2 を用いて、X 線診断装置 1 0 について説明する。図 2 は、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 1 0 の構成の一例を示すブロック図である。図 2 に示すように、X 線診断装置 1 0 は、X 線高電圧装置 1 0 1 と、X 線管 1 0 2 と、X 線絞り器 1 0 3 と、天板 1

50

０４と、Ｃアーム１０５と、Ｘ線検出器１０６と、メモリ１０７と、ディスプレイ１０８と、入力インターフェース１０９と、処理回路１１０とを備える。

【００１６】

Ｘ線高電圧装置１０１は、処理回路１１０による制御の下、Ｘ線管１０２に高電圧を供給する。例えば、Ｘ線高電圧装置１０１は、変圧器（トランス）及び整流器等の電気回路を有し、Ｘ線管１０２に印加する高電圧を発生する高電圧発生装置と、Ｘ線管１０２が照射するＸ線に応じた出力電圧の制御を行うＸ線制御装置とを有する。なお、高電圧発生装置は、変圧器方式であってもよいし、インバータ方式であってもよい。

【００１７】

Ｘ線管１０２は、熱電子を発生する陰極（フィラメント）と、熱電子の衝突を受けてＸ線を発生する陽極（ターゲット）とを有する真空管である。Ｘ線管１０２は、Ｘ線高電圧装置１０１から供給される高電圧を用いて、陰極から陽極に向けて熱電子を照射することにより、Ｘ線を発生する。

【００１８】

Ｘ線絞り器１０３は、Ｘ線管１０２により発生されたＸ線の照射範囲を絞り込むコリメータと、Ｘ線管１０２から曝射されたＸ線を調節するフィルタとを有する。

【００１９】

Ｘ線絞り器１０３におけるコリメータは、例えば、スライド可能な４枚の絞り羽根を有する。コリメータは、絞り羽根をスライドさせることで、Ｘ線管１０２が発生したＸ線を絞り込んで被検体Ｐに照射させる。ここで、絞り羽根は、鉛などで構成された板状部材であり、Ｘ線の照射範囲を調整するためにＸ線管１０２のＸ線照射口付近に設けられる。

【００２０】

Ｘ線絞り器１０３におけるフィルタは、被検体Ｐに対する被曝線量の低減とＸ線画像データの画質向上を目的として、その材質や厚みによって透過するＸ線の線質を変化させ、被検体Ｐに吸収されやすい軟線成分を低減したり、Ｘ線画像データのコントラスト低下を招く高エネルギー成分を低減したりする。また、フィルタは、その材質や厚み、位置などによってＸ線の線量及び照射範囲を変化させ、Ｘ線管１０２から被検体Ｐへ照射されるＸ線が予め定められた分布になるようにＸ線を減衰させる。

【００２１】

例えば、Ｘ線絞り器１０３は、モータ及びアクチュエータ等の駆動機構を有し、後述する処理回路１１０による制御の下、駆動機構を動作させることによりＸ線の照射を制御する。例えば、Ｘ線絞り器１０３は、処理回路１１０から受け付けた制御信号に応じて駆動電圧を駆動機構に付加することにより、コリメータの絞り羽根の開度を調整して、被検体Ｐに対して照射されるＸ線の照射範囲を制御する。また、例えば、Ｘ線絞り器１０３は、処理回路１１０から受け付けた制御信号に応じて駆動電圧を駆動機構に付加することにより、フィルタの位置を調整することで、被検体Ｐに対して照射されるＸ線の線量の分布を制御する。

【００２２】

天板１０４は、被検体Ｐを載せるベッドであり、図示しない寝台の上に配置される。なお、被検体Ｐは、Ｘ線診断装置１０に含まれない。例えば、寝台は、モータ及びアクチュエータ等の駆動機構を有し、後述する処理回路１１０による制御の下、駆動機構を動作させることにより、天板１０４の移動・傾斜を制御する。例えば、寝台は、処理回路１１０から受け付けた制御信号に応じて駆動電圧を駆動機構に付加することにより、天板１０４を移動させたり、傾斜させたりする。

【００２３】

Ｃアーム１０５は、Ｘ線管１０２及びＸ線絞り器１０３と、Ｘ線検出器１０６とを、被検体Ｐを挟んで対向するように保持する。例えば、Ｃアーム１０５は、モータ及びアクチュエータ等の駆動機構を有し、後述する処理回路１１０による制御の下、駆動機構を動作させることにより、回転したり移動したりする。例えば、Ｃアーム１０５は、処理回路１１０から受け付けた制御信号に応じて駆動電圧を駆動機構に付加することにより、Ｘ線管

10

20

30

40

50

１０２及びＸ線絞り器１０３と、Ｘ線検出器１０６とを被検体Ｐに対して回転・移動させ、Ｘ線の照射位置や照射角度を制御する。なお、図２では、Ｘ線診断装置１０がシングルプレーンの場合を例に挙げて説明しているが、実施形態はこれに限定されるものではなく、バイプレーンの場合であってもよい。

【００２４】

Ｘ線検出器１０６は、例えば、マトリクス状に配列された検出素子を有するＸ線平面検出器（Flat Panel Detector：FPD）である。Ｘ線検出器１０６は、Ｘ線管１０２から照射されて被検体Ｐを透過したＸ線を検出して、検出したＸ線量に対応した検出信号を処理回路１１０へと出力する。なお、Ｘ線検出器１０６は、グリッド、シンチレータアレイ及び光センサアレイを有する間接変換型の検出器であってもよいし、入射したＸ線を電気信号に変換する半導体素子を有する直接変換型の検出器であっても構わない。

10

【００２５】

メモリ１０７は、例えば、ＲＡＭ（Random Access Memory）、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子、ハードディスク、光ディスク等により実現される。例えば、メモリ１０７は、処理回路１１０によって収集されたＸ線画像データを受け付けて記憶する。また、メモリ１０７は、処理回路１１０によって読み出されて実行される各種機能に対応するプログラムを記憶する。なお、メモリ１０７は、Ｘ線診断装置１０とネットワークを介して接続されたサーバ群（クラウド）により実現されることとしてもよい。

【００２６】

ディスプレイ１０８は、各種の情報を表示する。例えば、ディスプレイ１０８は、処理回路１１０による制御の下、操作者の指示を受け付けるためのＧＵＩ（Graphical User Interface）や、各種のＸ線画像を表示する。例えば、ディスプレイ１０８は、液晶ディスプレイやＣＲＴ（Cathode Ray Tube）ディスプレイである。なお、ディスプレイ１０８はデスクトップ型でもよいし、処理回路１１０と無線通信可能なタブレット端末等で構成されることにしても構わない。

20

【００２７】

入力インターフェース１０９は、操作者からの各種の入力操作を受け付け、受け付けた入力操作を電気信号に変換して処理回路１１０に出力する。例えば、入力インターフェース１０９は、マウスやキーボード、トラックボール、スイッチ、ボタン、ジョイスティック、操作面へ触れることで入力操作を行うタッチパッド、表示画面とタッチパッドとが一体化されたタッチスクリーン、光学センサを用いた非接触入力回路、音声入力回路等により実現される。なお、入力インターフェース１０９は、処理回路１１０と無線通信可能なタブレット端末等で構成されることにしても構わない。また、入力インターフェース１０９は、マウスやキーボード等の物理的な操作部品を備えるものだけに限られない。例えば、Ｘ線診断装置１０とは別体に設けられた外部の入力機器から入力操作に対応する電気信号を受け取り、この電気信号を処理回路１１０へ出力する電気信号の処理回路も入力インターフェース１０９の例に含まれる。

30

【００２８】

処理回路１１０は、制御機能１１０ａ、収集機能１１０ｂ、送信機能１１０ｃ、受信機能１１０ｄ及び表示制御機能１１０ｅを実行することで、Ｘ線診断装置１０全体の動作を制御する。

40

【００２９】

例えば、処理回路１１０は、メモリ１０７から制御機能１１０ａに相当するプログラムを読み出して実行することにより、入力インターフェース１０９を介して操作者から受け付けた入力操作に基づいて、処理回路１１０の各種機能を制御する。また、例えば、処理回路１１０は、メモリ１０７から収集機能１１０ｂに相当するプログラムを読み出して実行することにより、２次元のＸ線画像データを収集する。

【００３０】

例えば、収集機能１１０ｂは、Ｘ線高電圧装置１０１を制御し、Ｘ線管１０２に供給する電圧を調整することで、被検体Ｐに対して照射されるＸ線量やオン／オフを制御する。

50

また、例えば、収集機能 110b は、X 線管 102、X 線絞り器 103、天板 104、C アーム 105 及び X 線検出器 106 の動作を制御することにより、X 線の照射範囲や X 線の線量の分布、X 線の照射角度等を制御する。なお、以下では、X 線診断装置 10 において撮像に用いられる機構（X 線管 102、X 線絞り器 103、天板 104、C アーム 105 及び X 線検出器 106）を、撮像部とも記載する。

#### 【0031】

具体的には、収集機能 110b は、X 線絞り器 103 の動作を制御し、コリメータが有する絞り羽根の開度を調整することで、被検体 P に対して照射される X 線の照射範囲を制御する。また、収集機能 110b は、X 線絞り器 103 の動作を制御し、フィルタの位置を調整することで、X 線の線量の分布を制御する。また、収集機能 110b は、C アーム 105 を回転させたり、移動させたりすることで、X 線の照射範囲及び照射角度を制御する。また、収集機能 110b は、天板 104 を移動させたり、傾斜させたりすることで、X 線の照射範囲及び照射角度を制御する。

#### 【0032】

また、収集機能 110b は、X 線検出器 106 から受信した検出信号に基づいて X 線画像データを生成し、生成した X 線画像データをメモリ 107 に格納する。ここで、収集機能 110b は、メモリ 107 が記憶する X 線画像データに対して各種画像処理を行なってもよい。例えば、収集機能 110b は、X 線画像データに対して、画像処理フィルタによるノイズ低減処理や、散乱線補正を実行する。

#### 【0033】

ここで、収集機能 110b は、被検体 P を超音波走査する超音波プローブ 201 を撮像した 2 次元の X 線画像データを収集する。例えば、収集機能 110b は、被検体 P 内に挿入された T E E（transesophageal echocardiography：経食道心エコー用超音波）プローブが撮像領域に含まれるように X 線の照射範囲及び照射角度を制御して、X 線画像データを収集する。なお、超音波プローブ 201 については後述する。

#### 【0034】

また、処理回路 110 は、メモリ 107 から送信機能 110c に相当するプログラムを読み出して実行することにより、X 線画像データを画像保管装置 30 及び医用情報処理装置 40 に送信する。また、処理回路 110 は、メモリ 107 から受信機能 110d に相当するプログラムを読み出して実行することにより、医用情報処理装置 40 から超音波プローブ 201 の位置及び向きを受信する。なお、超音波プローブ 201 の位置及び向きについては後述する。また、受信機能 110d は、超音波診断装置 20 から、超音波プローブ 201 を用いて撮像された超音波画像データを受信する。

#### 【0035】

また、処理回路 110 は、メモリ 107 から表示制御機能 110e に相当するプログラムを読み出して実行することにより、操作者から各種指示や各種設定等を受け付けるための GUI や、各種の画像データをディスプレイ 203 に表示させる。例えば、表示制御機能 110e は、超音波プローブ 201 の位置及び向きに応じて、X 線画像データ上に、超音波診断装置 20 から受信した超音波画像データを表示させる。なお、超音波プローブ 201 の位置及び向きに基づく表示画像については後述する。

#### 【0036】

図 2 に示す X 線診断装置 10 においては、各処理機能がコンピュータによって実行可能なプログラムの形態でメモリ 107 へ記憶されている。処理回路 110 は、メモリ 107 からプログラムを読み出して実行することで各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路 110 は、読み出したプログラムに対応する機能を有することとなる。

#### 【0037】

なお、図 2 においては、制御機能 110a、収集機能 110b、送信機能 110c、受信機能 110d 及び表示制御機能 110e の各処理機能が単一の処理回路 110 によって実現される場合を示したが、実施形態はこれに限られるものではない。例えば、処理回路

10

20

30

40

50

１１０は、複数の独立したプロセッサを組み合わせて構成され、各プロセッサが各プログラムを実行することにより各処理機能を実現するものとしても構わない。また、処理回路１１０が有する各処理機能は、単一又は複数の処理回路に適宜に分散又は統合されて実現されてもよい。

#### 【００３８】

次に、図３を用いて、超音波診断装置２０について説明する。図３は、第１の実施形態に係る超音波診断装置２０の構成の一例を示すブロック図である。図３に示すように、超音波診断装置２０は、装置本体２００と、超音波プローブ２０１と、入力インターフェース２０２と、ディスプレイ２０３とを備える。また、図３に示すように、超音波プローブ２０１、入力インターフェース２０２及びディスプレイ２０３は、それぞれ装置本体２００に接続される。なお、図３は、第１の実施形態に係る超音波診断装置２０の構成例を示すブロック図である。

10

#### 【００３９】

超音波プローブ２０１は、複数の振動素子（圧電振動子）を有する。超音波プローブ２０１は、被検体Ｐの体表面に接触され、超音波の送受信（超音波走査）を行う。複数の振動素子は、後述する送信回路２１０から供給される駆動信号に基づいて、超音波を発生させる。発生した超音波は、被検体Ｐ内の音響インピーダンスの不整合面で反射され、組織内の散乱体によって散乱された成分等を含む反射波信号（受信エコー）として複数の振動素子にて受信される。超音波プローブ２０１は、複数の振動素子にて受信した反射波信号を受信回路２２０へ送る。

20

#### 【００４０】

なお、超音波プローブ２０１は、マトリクス状（格子状）に配列された複数の振動素子を有する２次元超音波プローブ（２Ｄアレイプローブ）でもよいし、所定方向に１次元で配列された複数の振動素子を有する１次元超音波プローブ（１Ｄアレイプローブ）でもよい。例えば、超音波診断装置２０を備える病院等は、形状や送信する超音波の周波数が異なる複数種類の超音波プローブ２０１を備える。一例を挙げると、病院等は、リニアプローブやコンベックスプローブ、セクタプローブ、体腔内プローブ等の各種の超音波プローブ２０１を備える。ここで、体表血管や甲状腺の検査を行なう場合、操作者は、例えば、リニアプローブを装置本体２００に接続して、超音波走査を実行する。また、例えば、腹部の検査を行なう場合、操作者は、コンベックスプローブを装置本体２００に接続して、超音波走査を実行する。また、例えば、心臓の検査を行なう場合、操作者は、セクタプローブを装置本体２００に接続して、超音波走査を実行する。また、例えば、経食道で心臓の検査を行なう場合、操作者は、ＴＥＥプローブ等の体腔内プローブを装置本体２００に接続して、超音波走査を実行する。以下では、超音波プローブ２０１がＴＥＥプローブである場合を一例として説明する。

30

#### 【００４１】

入力インターフェース２０２は、操作者からの各種の入力操作を受け付け、受け付けた入力操作を電気信号に変換して処理回路２６０に出力する。例えば、入力インターフェース２０２は、マウスやキーボード、トラックボール、スイッチ、ボタン、ジョイスティック、操作面へ触れることで入力操作を行うタッチパッド、表示画面とタッチパッドとが一体化されたタッチスクリーン、光学センサを用いた非接触入力回路、音声入力回路等により実現される。なお、入力インターフェース２０２は、処理回路２６０と無線通信可能なタブレット端末等で構成されることにしても構わない。また、入力インターフェース２０２は、マウスやキーボード等の物理的な操作部品を備えるものだけに限られない。例えば、装置本体２００とは別体に設けられた外部の入力機器から入力操作に対応する電気信号を受け取り、この電気信号を処理回路２６０へ出力する電気信号の処理回路も入力インターフェース２０２の例に含まれる。

40

#### 【００４２】

ディスプレイ２０３は、超音波診断装置２０の操作者が入力インターフェース２０２を用いて各種設定要求を入力するためのＧＵＩを表示したり、装置本体２００において生成

50

された超音波画像データ等を表示したりする。例えば、ディスプレイ203は、液晶ディスプレイやCRTディスプレイ等によって構成される。ディスプレイ203は、デスクトップ型でもよいし、処理回路260と無線通信可能なタブレット端末等で構成されることにしても構わない。

#### 【0043】

装置本体200は、超音波プローブ201が受信した反射波信号に基づいて、超音波画像データを生成する。例えば、装置本体200は、図3に示すように、送信回路210と、受信回路220と、Bモード処理回路230と、ドブラ処理回路240と、メモリ250と、処理回路260とを有する。送信回路210、受信回路220、Bモード処理回路230、ドブラ処理回路240、メモリ250及び処理回路260は、互いに通信可能に接続される。

10

#### 【0044】

送信回路210は、パルサ回路等を有する。パルサ回路は、所定のレート周波数(PRF: Pulse Repetition Frequency)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し、発生したレートパルスを超音波プローブ201に出力する。また、パルサ回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ201に駆動信号(駆動パルス)を印加する。また、送信回路210は、処理回路260による制御を受けて、パルサ回路が出力する駆動信号の振幅の値を出力する。また、送信回路210は、処理回路260による制御を受けて、超音波プローブ201に、超音波プローブ201から送信される超音波に対する遅延量を送信する。

20

#### 【0045】

受信回路220は、A/D変換器及び受信ビームフォーマを有する。例えば、超音波プローブ201から反射波信号を受信した後、A/D変換器は、反射波信号をデジタルデータに変換する。次に、受信ビームフォーマは、これらの各チャンネルからのデジタルデータに対して整相加算処理を行なって、反射波データを生成する。そして、受信ビームフォーマは、生成した反射波データをBモード処理回路230及びドブラ処理回路240に送信する。

#### 【0046】

Bモード処理回路230は、受信回路220から出力された反射波データを受信し、受信した反射波データに対して対数増幅、包絡線検波処理等を行って、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。

30

#### 【0047】

ドブラ処理回路240は、受信回路220から出力された反射波データを受信し、受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドブ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、パワー等の移動体情報を多点について抽出したデータ(ドブラデータ)を生成する。

#### 【0048】

メモリ250は、例えば、RAM、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子、ハードディスク、光ディスク等により実現される。例えば、メモリ250は、Bモード処理回路230及びドブラ処理回路240が生成したデータ(Bモードデータ、ドブラデータ等)や、処理回路260が生成した画像データ(Bモード画像データ、ドブラ画像データ等)を記憶する。また、例えば、メモリ250は、超音波診断装置20に含まれる回路がその機能を実現するためのプログラムを記憶する。なお、メモリ250は、超音波診断装置20とネットワークを介して接続されたサーバ群(クラウド)により実現されることとしてもよい。

40

#### 【0049】

処理回路260は、超音波診断装置20全体の動作を制御する。例えば、処理回路260は、制御機能261、収集機能262、表示制御機能263及び送信機能264を実行する。

#### 【0050】

50

例えば、処理回路 260 は、メモリ 250 から制御機能 261 に相当するプログラムを読み出して実行することにより、入力インターフェース 202 を介して操作者から受け付けた入力操作に基づいて、処理回路 260 の各種機能を制御する。また、例えば、処理回路 260 は、メモリ 250 から収集機能 262 に相当するプログラムを読み出して実行することにより、超音波画像データを収集する。

#### 【0051】

例えば、収集機能 262 は、操作者から受け付けた各種設定要求に基づいて、送信回路 210、受信回路 220、B モード処理回路 230 及びドブラ処理回路 240 の処理を制御して、B モードデータやドブラデータを収集する。また、例えば、収集機能 262 は、B モードデータやドブラデータから超音波画像データを生成する。例えば、収集機能 262 は、B モード処理回路 230 が生成した B モードデータから、反射波の強度を輝度で表した B モード画像データを生成する。また、例えば、収集機能 262 は、ドブラ処理回路 240 が生成したドブラデータから、移動体情報を表すドブラ画像データを生成する。ドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。

#### 【0052】

ここで、収集機能 262 は、生成した超音波画像データに対する種々の処理を更に行なうこととしてもよい。例えば、収集機能 262 は、超音波プローブ 201 による超音波の走査形態に応じて座標変換を行うことで、表示用の超音波画像データを生成する。一例を挙げると、収集機能 262 は、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）することで、表示用の超音波画像データを生成する。また、例えば、収集機能 262 は、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理（平滑化処理）や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理（エッジ強調処理）等を行う。また、例えば、収集機能 262 は、超音波画像データに、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマーク等を合成する。

#### 【0053】

また、例えば、処理回路 260 は、メモリ 250 から表示制御機能 263 に相当するプログラムを読み出して実行することにより、操作者から各種指示や各種設定等を受け付けるための GUI や、各種の画像データをディスプレイ 203 に表示させる。また、例えば、処理回路 260 は、メモリ 250 から送信機能 264 に相当するプログラムを読み出して実行することにより、超音波画像データを X 線診断装置 10 及び画像保管装置 30 に送信する。

#### 【0054】

図 3 に示す超音波診断装置 20 においては、各処理機能がコンピュータによって実行可能なプログラムの形態でメモリ 250 へ記憶されている。図 3 の各回路は、メモリ 250 からプログラムを読み出して実行することで、各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。換言すると、各プログラムを読み出した状態の各回路は、読み出したプログラムに対応する機能を有することとなる。

#### 【0055】

なお、図 3 においては、制御機能 261、収集機能 262、表示制御機能 263 及び送信機能 264 の各処理機能が単一の処理回路 260 によって実現される場合を示したが、実施形態はこれに限られるものではない。例えば、処理回路 260 は、複数の独立したプロセッサを組み合わせ構成され、各プロセッサが各プログラムを実行することにより、各処理機能を実現するものとしても構わない。また、処理回路 260 が有する各処理機能は、単一又は複数の回路に適宜に分散又は統合されて実現されてもよい。

#### 【0056】

次に、図 4 を用いて、医用情報処理装置 40 について説明する。図 4 は、第 1 の実施形態に係る医用情報処理装置 40 の構成の一例を示すブロック図である。図 4 に示すように、医用情報処理装置 40 は、入力インターフェース 41 と、ディスプレイ 42 と、メモリ

４３と、処理回路４４とを有する。なお、図４は、第１の実施形態に係る医用情報処理装置４０の構成例を示すブロック図である。

【００５７】

入力インターフェース４１は、操作者からの各種の入力操作を受け付け、受け付けた入力操作を電気信号に変換して処理回路４４に出力する。例えば、入力インターフェース４１は、マウスやキーボード、トラックボール、スイッチ、ボタン、ジョイスティック、操作面へ触れることで入力操作を行なうタッチパッド、表示画面とタッチパッドとが一体化されたタッチスクリーン、光学センサを用いた非接触入力回路、音声入力回路等により実現される。なお、入力インターフェース４１は、処理回路４４と無線通信可能なタブレット端末等で構成されることにしても構わない。また、入力インターフェース４１は、マウスやキーボード等の物理的な操作部品を備えるものだけに限られない。例えば、医用情報処理装置４０とは別体に設けられた外部の入力機器から入力操作に対応する電気信号を受け取り、この電気信号を処理回路４４へ出力する電気信号の処理回路も入力インターフェース４１の例に含まれる。

10

【００５８】

ディスプレイ４２は、各種の情報を表示する。例えば、ディスプレイ４２は、処理回路４４による制御の下、Ｘ線診断装置１０により収集されたＸ線画像データや、超音波診断装置２０により収集された超音波画像データを表示する。また、ディスプレイ４２は、入力インターフェース４１を介して操作者から各種指示や各種設定等を受け付けるためのＧＵＩを表示する。例えば、ディスプレイ４２は、液晶ディスプレイやＣＲＴディスプレイである。ディスプレイ４２は、デスクトップ型でもよいし、処理回路４４と無線通信可能なタブレット端末等で構成されることにしても構わない。

20

【００５９】

メモリ４３は、例えば、ＲＡＭ、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子、ハードディスク、光ディスク等により実現される。例えば、メモリ４３は、Ｘ線診断装置１０又は画像保管装置３０から取得したＸ線画像データを記憶する。また、例えば、メモリ４３は、医用情報処理装置４０に含まれる回路がその機能を実現するためのプログラムを記憶する。なお、メモリ４３は、医用情報処理装置４０とネットワークＮＷを介して接続されたサーバ群（クラウド）により実現されることとしてもよい。

【００６０】

処理回路４４は、制御機能４４ａ、受信機能４４ｂ、第１の特定機能４４ｃ、第２の特定機能４４ｄ、送信機能４４ｅ及び表示制御機能４４ｆを実行することで、医用情報処理装置４０全体の動作を制御する。ここで、第１の特定機能４４ｃは、第１の特定部の一例である。また、第２の特定機能４４ｄは、第２の特定部の一例である。

30

【００６１】

例えば、処理回路４４は、メモリ４３から制御機能４４ａに相当するプログラムを読み出して実行することにより、入力インターフェース４１を介して操作者から受け付けた入力操作に基づいて、処理回路４４の各種機能を制御する。また、例えば、処理回路４４は、メモリ４３から受信機能４４ｂに相当するプログラムを読み出して実行することにより、Ｘ線診断装置１０から、超音波プローブ２０１を撮像したＸ線画像データを受信する。

40

【００６２】

また、例えば、処理回路４４は、メモリ４３から第１の特定機能４４ｃに相当するプログラムを読み出して実行することにより、超音波プローブ２０１の位置を特定する。また、例えば、処理回路４４は、メモリ４３から第２の特定機能４４ｄに相当するプログラムを読み出して実行することにより、超音波プローブ２０１の向きを特定する。なお、超音波プローブ２０１の位置及び向きの特定については後述する。

【００６３】

また、例えば、処理回路４４は、メモリ４３から送信機能４４ｅに相当するプログラムを読み出して実行することにより、超音波プローブ２０１の位置及び向きをＸ線診断装置１０に送信する。また、例えば、処理回路４４は、メモリ４３から表示制御機能４４ｆに

50

相当するプログラムを読み出して実行することにより、操作者から各種指示や各種設定等を受け付けるための GUI や、各種の画像データをディスプレイ 4 2 に表示させる。

【 0 0 6 4 】

図 4 に示す医用情報処理装置 4 0 においては、各処理機能がコンピュータによって実行可能なプログラムの形態でメモリ 4 3 へ記憶されている。処理回路 4 4 は、メモリ 4 3 からプログラムを読み出して実行することで各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路 4 4 は、読み出したプログラムに対応する機能を有することとなる。

【 0 0 6 5 】

なお、図 4 においては単一の処理回路 4 4 にて、制御機能 4 4 a、受信機能 4 4 b、第 1 の特定機能 4 4 c、第 2 の特定機能 4 4 d、送信機能 4 4 e 及び表示制御機能 4 4 f が実現するものとして説明したが、複数の独立したプロセッサを組み合わせることで処理回路 4 4 を構成し、各プロセッサが各プログラムを実行することにより各処理機能を実現するものとしても構わない。また、処理回路 4 4 が有する各処理機能は、単一又は複数の処理回路に適宜に分散又は統合されて実現されてもよい。

【 0 0 6 6 】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU、GPU (Graphics Processing Unit)、あるいは、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、プログラマブル論理デバイス (例えば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: FPGA) ) 等の回路を意味する。プロセッサは、メモリ 1 0 7、メモリ 2 5 0 又はメモリ 4 3 に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。

【 0 0 6 7 】

なお、図 2、図 3 及び図 4 においては、単一のメモリ 1 0 7、メモリ 2 5 0 又はメモリ 4 3 が各処理機能に対応するプログラムを記憶するものとして説明した。しかしながら、複数のメモリ 1 0 7 を分散して配置し、処理回路 1 1 0 は、個別のメモリ 4 3 から対応するプログラムを読み出す構成としても構わない。同様に、複数のメモリ 2 5 0 を分散して配置し、処理回路 2 6 0 は、個別のメモリ 2 5 0 から対応するプログラムを読み出す構成としても構わない。同様に、複数のメモリ 4 3 を分散して配置し、処理回路 4 4 は、個別のメモリ 4 3 から対応するプログラムを読み出す構成としても構わない。また、メモリ 1 0 7、メモリ 2 5 0 又はメモリ 4 3 にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。

【 0 0 6 8 】

また、処理回路 1 1 0、処理回路 2 6 0 及び処理回路 4 4 は、ネットワーク NW を介して接続された外部装置のプロセッサを利用して、機能を実現することとしてもよい。例えば、処理回路 4 4 は、メモリ 4 3 から各機能に対応するプログラムを読み出して実行するとともに、医用情報処理装置 4 0 とネットワーク NW を介して接続されたサーバ群 (クラウド) を計算資源として利用することにより、図 4 に示す各機能を実現する。

【 0 0 6 9 】

以上、医用情報処理システム 1 の構成の一例について説明した。かかる構成の下、医用情報処理システム 1 における医用情報処理装置 4 0 は、超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを特定し、X 線画像データと超音波画像データとの位置合わせを可能とする。以下、第 1 の実施形態に係る医用情報処理装置 4 0 が行なう処理について詳細に説明する。

【 0 0 7 0 】

例えば、医用情報処理装置 4 0 は、図 5 に示すように、X 線診断装置 1 0 において生成された X 線画像データ I 1 1 を受信し、受信した X 線画像データ I 1 1 を用いて超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを特定し、特定した位置及び向きを X 線診断装置 1 0 に送信

する。ここで、図 5 は、第 1 の実施形態に係る医用情報処理システム 1 の処理の一連の流れを説明するためのフローチャートである。

【0071】

具体的には、まず、X 線診断装置 10 における収集機能 110b は、TEE プロブである超音波プロブ 201 が挿入された被検体 P に対して、X 線管 102 から X 線を照射する（ステップ S11）。この際、収集機能 110b は、X 線診断装置 10 の撮像部を制御することによって、超音波プロブ 201 が撮像領域に含まれるように X 線の照射範囲及び照射角度を制御する。また、この際、X 線検出器 106 は、X 線管 102 から照射されて被検体 P を透過した X 線を検出して、検出した X 線量に対応した検出信号を処理回路 110 へと出力する。

10

【0072】

次に、収集機能 110b は、X 線検出器 106 から受信した検出信号に基づいて X 線画像データ I11 を生成し、生成した X 線画像データ I11 をメモリ 107 に格納する（ステップ S12）。次に、X 線診断装置 10 における送信機能 110c は、図 5 に示すように、生成された X 線画像データ I11 を医用情報処理装置 40 に対して送信する（ステップ S13）。

【0073】

図 5 に示すように、医用情報処理装置 40 における受信機能 44b は、X 線診断装置 10 から送信された X 線画像データ I11 を受信し、受信した X 線画像データ I11 をメモリ 43 に格納する（ステップ S14）。次に、医用情報処理装置 40 における第 1 の特定機能 44c 及び第 2 の特定機能 44d は、超音波プロブ 201 の位置及び向きを特定する（ステップ S15）。次に、医用情報処理装置 40 における送信機能 44e は、超音波プロブ 201 の位置及び向きを X 線診断装置 10 に対して送信する（ステップ S16）。

20

【0074】

ここで、医用情報処理装置 40 における処理について、図 6 を用いてより詳細に説明する。図 6 は、第 1 の実施形態に係る医用情報処理装置 40 の処理の一連の流れを説明するためのフローチャートである。

【0075】

図 6 において、ステップ S101 は、受信機能 44b に対応するステップである。また、ステップ S102 及びステップ S103 は、第 1 の特定機能 44c に対応するステップである。また、ステップ S104 及びステップ S105 は、第 2 の特定機能 44d に対応するステップである。また、ステップ S106 は、送信機能 44e に対応するステップである。

30

【0076】

まず、受信機能 44b は、X 線診断装置 10 から X 線画像データ I11 を受信したか否かを判定する（ステップ S101）。X 線画像データ I11 を受信した場合（ステップ S101 肯定）、受信機能 44b は、受信した X 線画像データ I11 をメモリ 43 に格納する。

【0077】

ここで、X 線画像データ I11 は、図 7 に示すように、超音波プロブ 201 を含む 2 次元の X 線画像データである。超音波プロブ 201 は、通常、図 7 に示すように、ケーブルと接続された状態で使用される。また、超音波プロブ 201 及びケーブルは、通常、被検体 P よりも暗く描出される。即ち、超音波プロブ 201 及びケーブルは、図 7 に示すように、X 線画像データ I11 において被検体 P よりも小さい画素値で描出される。なお、図 7 は、第 1 の実施形態に係る超音波プロブ 201 の位置の特定について説明するための図である。

40

【0078】

次に、第 1 の特定機能 44c は、メモリ 43 に格納された X 線画像データ I11 を読み出し、X 線画像データ I11 に基づいて超音波プロブ 201 の位置を特定する。具体的

50

には、第1の特定機能44cは、X線画像データI11に対する2値化処理を実行して、図7に示す画像データI21を生成する(ステップS102)。より具体的には、第1の特定機能44cは、X線画像データI11の各画素について、画素値が閾値を超える場合には白、画素値が閾値を超えない場合には黒に変換することで、画像データI21を生成する。なお、画像データI21は、2値化画像の一例である。

【0079】

例えば、第1の特定機能44cは、2値化処理における閾値を、超音波プローブ201及びケーブルに相当する画素の画素値のうちの最大値に設定する。そして、第1の特定機能44cは、X線画像データI11の各画素について、画素値が閾値より大きい画素は白、画素値が閾値以下である画素は黒に変換する。これにより、第1の特定機能44cは、超音波プローブ201及びケーブルに相当する画素を黒で表し、他の画素を白で表した画像データI21を生成する。

【0080】

次に、第1の特定機能44cは、図7に示す図形データG1を用いて、超音波プローブ201の位置を特定する(ステップS103)。具体的には、第1の特定機能44cは、図形データG1と画像データI21とをマッチングすることにより、超音波プローブ201のX線画像データI11上での位置を特定する。ここで、図形データG1は、超音波プローブ201に類似した形状の図形であり、例えば、メモリ43に事前に記憶される。なお、図形データG1は、所定の図形の一例である。

【0081】

一例を挙げると、第1の特定機能44cは、画像データI21において、図形データG1に類似するパターンの位置を検索することにより、超音波プローブ201の画像データI21上での位置を特定する。ここで、画像データI21はX線画像データI11を2値化したものであり、X線画像データI11上での位置と画像データI21上での位置との対応関係は明らかである。従って、第1の特定機能44cは、超音波プローブ201の画像データI21上での位置を特定することにより、超音波プローブ201のX線画像データI11上での位置を特定することができる。

【0082】

次に、第2の特定機能44dは、第1の特定機能44cにより特定された超音波プローブ201の画像データI21上での位置に基づいて、図7に示す特定領域R1を切り出す(ステップS104)。即ち、第2の特定機能44dは、画像データI21のうち、超音波プローブ201の位置を含む特定領域R1を切り出す。なお、図7においては特定領域R1を矩形で示すが、特定領域R1の形状は任意である。

【0083】

次に、第2の特定機能44dは、超音波プローブ201の構造を示す3次元データM1を用いて、特定領域R1において超音波プローブ201の向きを特定する(ステップS105)。具体的には、第2の特定機能44dは、3次元データM1と特定領域R1とをマッチングすることにより、特定領域R1における超音波プローブ201の向きを特定する。

【0084】

例えば、第2の特定機能44dは、まず、3次元データM1を回転させながら、3次元データM1と特定領域R1とを比較する。一例を挙げると、第2の特定機能44dは、3次元データM1に対して複数の投影方向からレンダリング処理を実行することで、複数のレンダリング画像を生成する。そして、第2の特定機能44dは、複数のレンダリング画像と特定領域R1とでパターンを比較し、パターンが類似するレンダリング画像の投影方向を、特定領域R1における超音波プローブ201の向きとして特定する。ここで、3次元データM1は超音波プローブ201のモデルデータであり、例えば、メモリ43に事前に記憶される。3次元データM1は、超音波プローブ201の設計情報(CAD(computer-aided design)データ等)であってもよいし、超音波プローブ201を光学カメラ等により複数方向から撮影してモデリングしたものであってもよい。或いは、3次元データ

10

20

30

40

50

M 1 は、超音波プローブ 2 0 1 を X 線診断装置 1 0 等の医用画像診断装置により複数方向から撮影してモデリングしたものであってもよい。なお、3次元データ M 1 は、超音波プローブ 2 0 1 の構造を示す 3 次元データの一例である。

【0085】

次に、送信機能 4 4 e は、第 1 の特定機能 4 4 c により特定された超音波プローブ 2 0 1 の位置、及び、第 2 の特定機能 4 4 d により特定された超音波プローブ 2 0 1 の向きを X 線診断装置 1 0 に対して送信する（ステップ S 1 0 6）。その後、処理回路 4 4 は、再度ステップ S 1 0 1 に移行し、X 線診断装置 1 0 から更に X 線画像データ I 1 1 を受信したか否かを判定する。即ち、収集機能 1 1 0 b が X 線画像データ I 1 1 を時系列的に収集する場合、第 1 の特定機能 4 4 c 及び第 2 の特定機能 4 4 d は、時系列の X 線画像データ I 1 1 のそれぞれについて超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを順次特定する。ここで、X 線診断装置 1 0 から X 線画像データ I 1 1 を受信しない場合（ステップ S 1 0 1 否定）、処理回路 4 4 は、処理を終了する。

【0086】

なお、図 6 及び図 7 では、所定の図形として図形データ G 1 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、第 1 の特定機能 4 4 c は、楕円形状の図形データ G 1 に代えて、他の形状の図形（例えば、棒状の図形）を用いてもよい。即ち、第 1 の特定機能 4 4 c は、超音波プローブ 2 0 1 に類似した形状の所定の図形と、画像データ I 2 1 とをマッチングすることにより、超音波プローブ 2 0 1 の位置を特定する。また、所定の図形をメモリ 4 3 が複数記憶する場合、第 1 の特定機能 4 4 c は、超音波プローブ 2 0 1 の種類等に応じて選択した所定の図形と、画像データ I 2 1 とをマッチングすることにより、超音波プローブ 2 0 1 の位置を特定することとしてもよい。

【0087】

また、図 6 及び図 7 では、所定の図形と、X 線画像データ I 1 1 に基づく画像データ I 2 1（2 値化画像）とをマッチングすることにより、超音波プローブ 2 0 1 の X 線画像データ I 1 1 上での位置を特定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、第 1 の特定機能 4 4 c は、所定の図形と X 線画像データ I 1 1 とをマッチングすることにより、超音波プローブ 2 0 1 の X 線画像データ I 1 1 上での位置を特定してもよい。

【0088】

また、図 6 及び図 7 では、3次元データ M 1 と、画像データ I 2 1（2 値化画像）から切り出した特定領域 R 1 とをマッチングすることにより、超音波プローブ 2 0 1 の X 線画像データ I 1 1 上での向きを特定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、第 1 の特定機能 4 4 c は、X 線画像データ I 1 1 から超音波プローブ 2 0 1 の位置を含む領域を切り出し、切り出した領域と 3 次元データ M 1 とをマッチングすることにより、超音波プローブ 2 0 1 の X 線画像データ I 1 1 上での向きを特定してもよい。

【0089】

図 5 の説明に戻る。X 線診断装置 1 0 における受信機能 1 1 0 d は、医用情報処理装置 4 0 から送信された超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを受信し、メモリ 1 0 7 に格納する（ステップ S 1 7）。また、受信機能 1 1 0 d は、超音波診断装置 2 0 から、超音波プローブ 2 0 1 を用いて撮像された超音波画像データ I 3 1 を受信し、メモリ 1 0 7 に格納する。なお、超音波画像データ I 3 1 は、ステップ S 1 1 と略同時に行われた超音波走査に基づく超音波画像データである。即ち、X 線画像データ I 1 1 と超音波画像データ I 3 1 とは、略同時に撮像された画像データである。

【0090】

そして、表示制御機能 1 1 0 e は、超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きに応じて、超音波プローブ 2 0 1 を用いて撮像された超音波画像データ I 3 1 を X 線画像データ I 1 1 上に表示させる（ステップ S 1 8）。例えば、表示制御機能 1 1 0 e は、図 8 に示すように、X 線画像データ I 1 1 をディスプレイ 1 0 8 に表示させ、超音波画像データ I 3 1 を

X線画像データI 1 1上に表示させる。なお、図8は、第1の実施形態に係るX線画像データ及び超音波画像データの表示の一例を示す図である。

【0091】

具体的には、表示制御機能110eは、X線画像データI 1 1上で特定された超音波プローブ201の位置及び向きに基づいて、X線画像データI 1 1が撮像された撮像空間における座標系(X線座標系)と、超音波画像データI 3 1が撮像された撮像空間における座標系(超音波座標系)とを関連付ける。これにより、表示制御機能110eは、X線画像データI 1 1に対する超音波画像データI 3 1の位置及び向きを特定し、特定した位置及び向きで、超音波画像データI 3 1をX線画像データI 1 1上に表示させる。

【0092】

なお、収集機能110bがX線画像データI 1 1を時系列的に収集する場合、表示制御機能110eは、収集されたX線画像データI 1 1を順次表示させる。同様に、収集機能262が超音波画像データI 3 1を時系列的に収集する場合、表示制御機能110eは、収集された超音波画像データI 3 1を順次表示させる。即ち、表示制御機能110eは、超音波プローブ201の位置及び向きに応じてX線画像データI 1 1と超音波画像データI 3 1とを位置合わせしつつ、X線画像データI 1 1及び超音波画像データI 3 1をリアルタイム表示する。

【0093】

また、図8においては、超音波画像データI 3 1をX線画像データI 1 1上に表示させる場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、表示制御機能110eは、超音波画像データI 3 1に代えて、超音波プローブ201の撮像領域を表示させる場合であってもよい。一例を挙げると、表示制御機能110eは、X線画像データI 1 1をディスプレイ108に表示させ、超音波プローブ201の位置及び向きに応じて、超音波プローブ201の撮像領域を示す輪郭線をX線画像データI 1 1上に表示させる。

【0094】

また、図5においては、X線診断装置10における表示制御機能110eが、超音波プローブ201の位置及び向きに応じて、X線画像データI 1 1上に超音波画像データI 3 1を表示させる場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、医用情報処理装置40における表示制御機能44fが、超音波プローブ201の位置及び向きに応じて、X線画像データI 1 1上に超音波画像データI 3 1又は超音波プローブ201の撮像領域を表示させる場合であってもよい。

【0095】

具体的には、医用情報処理装置40における受信機能44bは、X線診断装置10からX線画像データI 1 1を受信し、メモリ43に格納する。また、受信機能44bは、超音波診断装置20から超音波画像データI 3 1を受信し、メモリ43に格納する。また、第1の特定機能44cは、所定の図形(図形データG 1等)と、X線画像データI 1 1又は画像データI 2 1とをマッチングすることにより、超音波プローブ201のX線画像データI 1 1上での位置を特定する。また、第2の特定機能44dは、3次元データM 1とX線画像データI 1 1とに基づいて、第1の特定機能44cによって特定された位置における超音波プローブ201の向きを特定する。そして、表示制御機能44fは、超音波プローブ201の位置及び向きに応じて、X線画像データI 1 1上に超音波画像データI 3 1又は超音波プローブ201の撮像領域を表示させる。一例を挙げると、表示制御機能44fは、X線画像データI 1 1をディスプレイ42に表示させ、超音波プローブ201の位置及び向きに応じて、超音波画像データI 3 1又は超音波プローブ201の撮像領域をX線画像データI 1 1上に表示させる。

【0096】

上述したように、第1の実施形態によれば、第1の特定機能44cは、所定の図形とX線画像データI 1 1とをマッチングすることにより、超音波プローブ201のX線画像データI 1 1上での位置を特定する。また、第2の特定機能44dは、3次元データM 1と

10

20

30

40

50

X線画像データI 1 1とに基づいて、第1の特定機能4 4 cによって特定された位置における超音波プローブ2 0 1の向きを特定する。従って、第1の実施形態に係る医用情報処理装置4 0は、X線画像データI 1 1と、超音波プローブ2 0 1を用いて撮像された超音波画像データI 3 1との位置合わせを可能とすることができる。

【0 0 9 7】

また、医用情報処理装置4 0は、超音波プローブ2 0 1の位置の特定と、超音波プローブ2 0 1の向きの特定とを切り離して実行することにより、計算量を低減して処理時間を短縮することができる。例えば、3次元データM 1を用いて超音波プローブ2 0 1の位置及び向きを特定する場合には、3次元データM 1に基づいて生成した複数のレンダリング画像を用いたパターンマッチングを、X線画像データI 1 1上の各位置において実行する必要がある。即ち、3次元データM 1を用いて超音波プローブ2 0 1の位置及び向きを特定する場合、位置と向きとの2つの自由度があるため、位置と向きとを繰り返し検出する必要がある、計算量が増大する。これに対し、医用情報処理装置4 0は、超音波プローブ2 0 1の位置を特定した後、特定した位置における超音波プローブ2 0 1の向きを特定することにより、処理ごとの自由度を1つとして、計算量を低減することができる。

【0 0 9 8】

また、医用情報処理装置4 0は、超音波プローブ2 0 1が小型であり、形状特徴が少ない場合であっても、超音波プローブ2 0 1の位置及び向きを特定することができる。例えば、3次元データM 1を用いて超音波プローブ2 0 1の位置及び向きを特定する場合、位置と向きとの2つの自由度があるため、位置と向きとを繰り返し検出して精度を上げる必要がある。この場合、計算量の制約に起因して精度にも限界が生じるため、超音波プローブ2 0 1が小型である場合、超音波プローブ2 0 1の位置及び向きを特定できない場合がある。これに対し、医用情報処理装置4 0は、超音波プローブ2 0 1の位置を特定した後、特定した位置における超音波プローブ2 0 1の向きを特定することによって、計算量を低減することができる。即ち、医用情報処理装置4 0は、超音波プローブ2 0 1の位置の特定と、超音波プローブ2 0 1の向きの特定とを切り離して、それぞれをより高い精度で実行することができる。従って、医用情報処理装置4 0は、超音波プローブ2 0 1が小型であり、形状特徴が少ない場合においても、超音波プローブ2 0 1の位置及び向きを特定することができる。

【0 0 9 9】

(第2の実施形態)

上述した第1の実施形態では、所定の図形と、X線画像データI 1 1又は画像データI 2 1とをマッチングすることにより、超音波プローブ2 0 1のX線画像データI 1 1上での位置を特定する場合について説明した。これに対し、第2の実施形態では、X線画像データI 1 2上で超音波プローブ2 0 1に対応する点又は領域を指定する操作を受け付け、X線画像データI 1 2の後に撮像された複数のX線画像データにおいて、指定された点又は領域を追跡することにより、超音波プローブ2 0 1の複数のX線画像データ上での位置を特定する場合について説明する。

【0 1 0 0】

第2の実施形態に係る医用情報処理装置4 0は、図4に示した第1の実施形態に係る医用情報処理装置4 0と同様の構成を有し、第1の特定機能4 4 c及び第2の特定機能4 4 dにおける処理の一部が相違する。第1の実施形態において説明した構成と同様の構成を有する点については、図1～図4と同一の符号を付し、説明を省略する。

【0 1 0 1】

まず、X線診断装置1 0は、X線画像データI 1 2を含む複数のX線画像データを時系列的に撮像する。例えば、収集機能1 1 0 bは、超音波プローブ2 0 1が挿入された被検体Pに対してX線パルスを繰り返し照射させる。この際、X線検出器1 0 6は、各X線パルスを検出して、検出信号を処理回路1 1 0へと出力する。そして、収集機能1 1 0 bは、X線検出器1 0 6から出力された検出信号に基づいて、X線パルスごとにX線画像データを生成する。また、送信機能1 1 0 cは、X線画像データが撮像されるごとに、X線画

10

20

30

40

50

像データを医用情報処理装置 40 に対して順次送信する。

【0102】

以下では、X線画像データ I 1 2 が撮像された後、X線画像データ I 1 m から X線画像データ I 1 n までの複数の X線画像データが時系列的に撮像される場合について説明する。即ち、以下では、所定の X線パルス（最初の X線パルス等）に基づいて X線画像データ I 1 2 が生成され、所定の X線パルスの後に照射される複数の X線パルスに基づいて、X線画像データ I 1 m から X線画像データ I 1 n までの複数の X線画像データが時系列的に生成される場合について説明する。

【0103】

また、以下では、図 9 を用いて、医用情報処理装置 40 における処理について説明する。図 9 は、第 2 の実施形態に係る医用情報処理装置 40 の処理の一連の流れを説明するためのフローチャートである。図 9 において、ステップ S 2 0 1 は、受信機能 4 4 b に対応するステップである。また、ステップ S 2 0 2、ステップ S 2 0 3、ステップ S 2 0 4、ステップ S 2 0 5、ステップ S 2 0 6 及びステップ S 2 0 7 は、第 1 の特定機能 4 4 c に対応するステップである。また、ステップ S 2 0 8 及びステップ S 2 0 9 は、第 2 の特定機能 4 4 d に対応するステップである。また、ステップ S 2 1 0 は、送信機能 4 4 e に対応するステップである。

10

【0104】

まず、受信機能 4 4 b は、X線診断装置 10 から X線画像データを受信したか否かを判定する（ステップ S 2 0 1）。X線画像データを受信した場合（ステップ S 2 0 1 肯定）、受信機能 4 4 b は、受信した X線画像データをメモリ 4 3 に格納する。次に、第 1 の特定機能 4 4 c は、後述のテンプレート T 1 を生成済みであるか否かを判定する（ステップ S 2 0 2）。

20

【0105】

テンプレート T 1 を生成済みでない場合（ステップ S 2 0 2 否定）、第 1 の特定機能 4 4 c は、ステップ S 2 0 3 に移行する。一方で、テンプレート T 1 を生成済みである場合（ステップ S 2 0 2 肯定）、第 1 の特定機能 4 4 c は、ステップ S 2 0 6 に移行する。ここで、テンプレート T 1 は、後述する指定領域 R 2 の指定操作を受け付けた X線画像データから生成される画像データである。以下では一例として、X線画像データ I 1 2 に基づいてテンプレート T 1 が生成される場合について説明する。この場合、第 1 の特定機能 4 4 c は、ステップ S 2 0 1 において受信した X線画像データが X線画像データ I 1 2 である場合にはステップ S 2 0 3 に移行し、ステップ S 2 0 1 において受信した X線画像データが X線画像データ I 1 m・・・X線画像データ I 1 n のうちのいずれかである場合にはステップ S 2 0 6 に移行する。

30

【0106】

ステップ S 2 0 2 においてテンプレート T 1 を生成済みでないと判定した場合、第 1 の特定機能 4 4 c は、ステップ S 2 0 1 において受信した X線画像データ（X線画像データ I 1 2）において、超音波プローブ 2 0 1 に対応する領域（指定領域 R 2）の指定操作を受け付ける（ステップ S 2 0 3）。これにより、第 1 の特定機能 4 4 c は、超音波プローブ 2 0 1 の X線画像データ I 1 2 上での位置を特定する。

40

【0107】

例えば、表示制御機能 4 4 f は、ディスプレイ 4 2 に X線画像データ I 1 2 を表示させ、第 1 の特定機能 4 4 c は、X線画像データ I 1 2 を参照した操作者から、入力インターフェース 4 1 を介して指定領域 R 2 の指定操作を受け付ける。一例を挙げると、操作者はマウスを操作して、超音波プローブ 2 0 1 に対応する領域の中心位置においてクリック操作を行なう。そして、第 1 の特定機能 4 4 c は、クリックされた位置を中心とする領域であって、所定の形状及び大きさを有する領域を指定領域 R 2 として受け付ける。

【0108】

次に、第 1 の特定機能 4 4 c は、X線画像データ I 1 2 の指定領域 R 2 を切り出す（ステップ S 2 0 4）。また、第 1 の特定機能 4 4 c は、X線画像データ I 1 2 から切り出し

50

た指定領域 R 2 に対する 2 値化処理により、テンプレート T 1 を生成する。即ち、テンプレート T 1 は、X 線画像データ I 1 2 に描出された超音波プローブ 2 0 1 を 2 諧調で表した画像データである。

【0109】

一方で、ステップ S 2 0 2 においてテンプレート T 1 を生成済みであると判定した場合、第 1 の特定機能 4 4 c は、ステップ S 2 0 1 において受信した X 線画像データ ( X 線画像データ I 1 m . . . X 線画像データ I 1 n ) に対する 2 値化処理を実行して画像データを生成する。例えば、ステップ S 2 0 1 において X 線画像データ I 1 m を受信した場合、第 1 の特定機能 4 4 c は、X 線画像データ I 1 m に対する 2 値化処理を実行して、画像データ I 2 m を生成する。

10

【0110】

次に、第 1 の特定機能 4 4 c は、テンプレート T 1 を用いて、超音波プローブ 2 0 1 の位置を特定する ( ステップ S 2 0 7 ) 。例えば、ステップ S 2 0 1 において X 線画像データ I 1 m を受信した場合、第 1 の特定機能 4 4 c は、テンプレート T 1 と画像データ I 2 m とをマッチングすることにより、超音波プローブ 2 0 1 の X 線画像データ I 1 m 上での位置を特定する。一例を挙げると、第 1 の特定機能 4 4 c は、画像データ I 2 m においてテンプレート T 1 に類似するパターンの位置を検索することにより、超音波プローブ 2 0 1 の X 線画像データ I 1 m 上での位置を特定する。

【0111】

上述したように、第 1 の特定機能 4 4 c は、X 線画像データ I 1 2 については、X 線画像データ I 1 2 上で超音波プローブ 2 0 1 に対応する指定領域 R 2 を指定する操作を受け付けることにより、超音波プローブ 2 0 1 の位置を特定する。また、第 1 の特定機能 4 4 c は、X 線画像データ I 1 2 の後に撮像された複数の X 線画像データ ( X 線画像データ I 1 m . . . X 線画像データ I 1 n ) については、指定領域 R 2 に基づくテンプレート T 1 とのマッチングにより、超音波プローブ 2 0 1 の位置を特定する。即ち、第 1 の特定機能 4 4 c は、X 線画像データ I 1 2 の後に撮像された複数の X 線画像データ ( X 線画像データ I 1 m . . . X 線画像データ I 1 n ) については、X 線画像データ I 1 2 上で指定された指定領域 R 2 を追跡することにより、超音波プローブ 2 0 1 の位置を特定する。

20

【0112】

次に、第 2 の特定機能 4 4 d は、特定領域 R 1 を切り出す ( ステップ S 2 0 8 ) 。例えば、第 2 の特定機能 4 4 d は、X 線画像データ I 1 2 に対する 2 値化処理によって画像データ I 2 2 を生成し、画像データ I 2 2 から、超音波プローブ 2 0 1 の位置を含む特定領域 R 1 を切り出す。なお、第 2 の特定機能 4 4 d は、指定領域 R 2 を特定領域 R 1 として用いることとしてもよい。また、例えば、第 2 の特定機能 4 4 d は、ステップ S 2 0 6 において生成された画像データから、超音波プローブ 2 0 1 の位置を含む特定領域 R 1 を切り出す。

30

【0113】

次に、第 2 の特定機能 4 4 d は、超音波プローブ 2 0 1 の構造を示す 3 次元データ M 1 を用いて、特定領域 R 1 における超音波プローブ 2 0 1 の向きを特定する ( ステップ S 2 0 9 ) 。具体的には、第 2 の特定機能 4 4 d は、3 次元データ M 1 と特定領域 R 1 とをマッチングすることにより、特定領域 R 1 における超音波プローブ 2 0 1 の向きを特定する。そして、送信機能 4 4 e は、第 1 の特定機能 4 4 c により特定された超音波プローブ 2 0 1 の位置、及び、第 2 の特定機能 4 4 d により特定された超音波プローブ 2 0 1 の向きを X 線診断装置 1 0 に対して送信する ( ステップ S 2 1 0 ) 。その後、処理回路 4 4 は、再度ステップ S 2 0 1 に移行し、X 線診断装置 1 0 から更に X 線画像データを受信したか否かを判定する。ここで、X 線診断装置 1 0 から X 線画像データを受信しない場合 ( ステップ S 2 0 1 否定 ) 、処理回路 4 4 は、処理を終了する。

40

【0114】

X 線診断装置 1 0 における受信機能 1 1 0 d は、医用情報処理装置 4 0 から送信された超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを受信し、メモリ 1 0 7 に格納する。また、受信機

50

能 1 1 0 d は、超音波診断装置 2 0 から、超音波プローブ 2 0 1 を用いて撮像された超音波画像データを受信し、メモリ 1 0 7 に格納する。そして、表示制御機能 1 1 0 e は、超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きに応じて、超音波プローブ 2 0 1 を用いて撮像された超音波画像データを X 線画像データ上に表示させる。ここで、表示制御機能 1 1 0 e は、時系列的に収集された X 線画像データ及び超音波画像データを順次表示させる。即ち、表示制御機能 1 1 0 e は、超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きに応じて X 線画像データと超音波画像データとを位置合わせしつつ、X 線画像データ及び超音波画像データをリアルタイム表示する。

【 0 1 1 5 】

或いは、表示制御機能 1 1 0 e は、超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きに応じて、超音波プローブ 2 0 1 の撮像領域を X 線画像データ上に表示させる。或いは、医用情報処理装置 4 0 における表示制御機能 4 4 f が、超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きに応じて、X 線画像データ上に超音波画像データ又は超音波プローブ 2 0 1 の撮像領域を表示させる場合であってもよい。

10

【 0 1 1 6 】

なお、図 9 においては、X 線画像データ I 1 2 上で、超音波プローブ 2 0 1 に対応する領域（指定領域 R 2 ）を指定する操作を受け付ける場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、第 1 の特定機能 4 4 c は、X 線画像データ I 1 2 上で、超音波プローブ 2 0 1 に対応する 1 又は複数の点（指定点）を指定する操作を受け付ける場合であってもよい。

20

【 0 1 1 7 】

この場合、第 1 の特定機能 4 4 c は、X 線画像データ I 1 2 の後に撮像された複数の X 線画像データ（X 線画像データ I 1 m ・ ・ ・ X 線画像データ I 1 n ）において、指定点を追跡することにより、超音波プローブ 2 0 1 の複数の X 線画像データ上での位置を特定する。例えば、第 1 の特定機能 4 4 c は、X 線画像データ I 1 2 において、指定点に対応する画素の画素値や周辺画素との画素値の差を、指定点の特徴情報として取得する。そして、第 1 の特定機能 4 4 c は、複数の X 線画像データ（X 線画像データ I 1 m ・ ・ ・ X 線画像データ I 1 n ）において、同様の特征情報を有する画素の位置を特定することにより、超音波プローブ 2 0 1 の複数の X 線画像データ上での位置を特定する。

30

【 0 1 1 8 】

上述したように、第 2 の実施形態によれば、第 1 の特定機能 4 4 c は、X 線画像データ I 1 2 上で超音波プローブ 2 0 1 に対応する点又は領域を指定する操作を受け付け、X 線画像データ I 1 2 の後に撮像された複数の X 線画像データ（X 線画像データ I 1 m ・ ・ ・ X 線画像データ I 1 n ）において、指定された点又は領域を追跡することにより、超音波プローブ 2 0 1 の複数の X 線画像データ上での位置を特定する。従って、第 2 の実施形態に係る医用情報処理装置 4 0 は、X 線画像データと、超音波プローブ 2 0 1 を用いて撮像された超音波画像データとの位置合わせを可能とすることができる。

40

【 0 1 1 9 】

また、医用情報処理装置 4 0 は、超音波プローブ 2 0 1 の位置の特定と超音波プローブ 2 0 1 の向きの特定とを切り離して実行することにより、計算量を低減して処理時間を短縮することができる。また、医用情報処理装置 4 0 は、超音波プローブ 2 0 1 の位置の特定と超音波プローブ 2 0 1 の向きの特定とを切り離して、それぞれをより高い精度で実行することにより、超音波プローブ 2 0 1 が小型であり、形状特徴が少ない場合においても、超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを特定することができる。

【 0 1 2 0 】

なお、これまで、3 次元データ M 1 を用いて超音波プローブ 2 0 1 の向きを特定する場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、第 1 の特定機能 4 4 c 及び第 2 の特定機能 4 4 d は、X 線画像データ I 1 2 の後に撮像された複数の X 線画像データ（X 線画像データ I 1 m ・ ・ ・ X 線画像データ I 1 n ）において、指定された点又は領域を追跡することにより、超音波プローブ 2 0 1 の複数の X 線

50

画像データ上での位置及び向きを特定する場合であってもよい。

【0121】

具体的には、まず、第1の特定機能44cは、X線画像データI12上で、超音波プローブ201に対応する点(指定点)を少なくとも3つ指定する操作を受け付ける。次に、第1の特定機能44cは、複数のX線画像データ(X線画像データI1m・・・X線画像データI1n)において、少なくとも3つの指定点を追跡する。これにより、第1の特定機能44cは、複数のX線画像データにおいて、超音波プローブ201の位置を特定する。更に、第2の特定機能44dは、少なくとも3つの指定点の相対的な位置関係に基づいて、第1の特定機能44cによって特定された位置における超音波プローブ201の向きを特定する。

10

【0122】

(第3の実施形態)

上述した第1～第2の実施形態では、超音波プローブ201を撮像した2次元のX線画像データを用いて、超音波プローブ201のX線画像データ上での位置を特定する場合について説明した。これに対し、第3の実施形態では、超音波プローブ201を撮像した2次元のX線画像データを用いずに、超音波プローブ201の位置を特定する場合について説明する。

【0123】

第3の実施形態に係る医用情報処理装置40は、図4に示した第1の実施形態に係る医用情報処理装置40と同様の構成を有し、第1の特定機能44c及び第2の特定機能44dにおける処理の一部が相違する。第1の実施形態において説明した構成と同様の構成を有する点については、図1～図4と同一の符号を付し、説明を省略する。

20

【0124】

例えば、医用情報処理装置40は、図10に示すように、X線診断装置10からの通知に応じて超音波プローブ201の位置及び向きを特定し、特定した位置及び向きをX線診断装置10に送信する。ここで、図10は、第3の実施形態に係る医用情報処理システム1の処理の一連の流れを説明するためのフローチャートである。

【0125】

具体的には、まず、X線診断装置10における収集機能110bは、TEEプローブである超音波プローブ201が挿入された被検体Pに対して、X線管102からX線を照射する(ステップS21)。この際、収集機能110bは、X線診断装置10の撮像部を制御することによって、超音波プローブ201が撮像領域に含まれるようにX線の照射範囲及び照射角度を制御する。また、この際、X線検出器106は、X線管102から照射されて被検体Pを透過したX線を検出して、検出したX線量に対応した検出信号を処理回路110へと出力する。

30

【0126】

また、X線診断装置10における送信機能110cは、医用情報処理装置40への通知を行なう。例えば、送信機能110cは、X線が照射された時刻を医用情報処理装置40に通知する。即ち、送信機能110cは、X線画像データI11の撮像時間を医用情報処理装置40に通知する。また、医用情報処理装置40における第1の特定機能44c及び第2の特定機能44dは、X線診断装置10からの通知に基づいて、X線照射が照射された時刻における超音波プローブ201の位置及び向きを特定する(ステップS22)。また、X線診断装置10における収集機能110bは、X線検出器106から受信した検出信号に基づいてX線画像データI11を生成し、生成したX線画像データI11をメモリ107に格納する(ステップS23)。また、医用情報処理装置40における送信機能44eは、超音波プローブ201の位置及び向きをX線診断装置10に対して送信する(ステップS24)。

40

【0127】

ここで、医用情報処理装置40における処理について、図11を用いてより詳細に説明する。図11は、第3の実施形態に係る医用情報処理装置40の処理の一連の流れを説明

50

するためのフローチャートである。図 11において、ステップ S 301は、受信機能 44b に対応するステップである。また、ステップ S 302は、第 1の特定機能 44c に対応するステップである。また、ステップ S 303は、第 2の特定機能 44d に対応するステップである。また、ステップ S 304は、送信機能 44e に対応するステップである。

【0128】

まず、受信機能 44b は、X 線診断装置 10 から撮像時間の通知を受けたか否かを判定する（ステップ S 301）。ここで、通知を受けた場合（ステップ S 301 肯定）、第 1の特定機能 44c は、磁気センサ等の位置センサを用いて、通知された撮像時間における超音波プローブ 201 の位置を特定する（ステップ S 302）。

【0129】

例えば、第 1の特定機能 44c は、超音波プローブ 201 が備える位置センサにより検出された位置情報に基づいて、超音波プローブ 201 の位置を特定する。この場合、第 1の特定機能 44c は、事前に X 線診断装置 10 に対する位置センサの位置校正を行なう。例えば、第 1の特定機能 44c は、超音波プローブ 201 が被検体 P に挿入されるより前に位置校正を行なう。

【0130】

一例を挙げると、まず、位置センサを備える超音波プローブ 201 が X 線診断装置 10 により撮像される。次に、第 1の特定機能 44c は、撮像された X 線画像データに含まれる超音波プローブ 201 の位置に基づいて、X 線座標系における超音波プローブ 201 の座標を算出する。より具体的には、第 1の特定機能 44c は、超音波プローブ 201 が備える位置センサの X 線座標系における座標を算出する。ここで、位置センサが X 線画像データに描出される場合、第 1の特定機能 44c は、X 線画像データに基づいて、位置センサの X 線座標系における座標を算出することができる。また、位置センサが X 線画像データに描出されない場合、第 1の特定機能 44c は、超音波プローブ 201 の設計情報等に基づいて、位置センサの超音波プローブ 201 上での位置を取得することにより、位置センサの X 線座標系における座標を算出することができる。更に、受信機能 44b は、X 線画像データの撮像時における位置センサの位置情報を超音波診断装置 20 から受信する。これにより、第 1の特定機能 44c は、位置センサにより検出される位置情報を X 線座標系に対応付ける。

【0131】

校正が完了した後、被検体 P に超音波プローブ 201 が挿入される。ここで、メモリ 250 は、位置センサにより検出される超音波プローブ 201 の位置情報を時刻に対応付けて順次記憶する。更に、X 線診断装置 10 から撮像時間の通知を受けた場合、第 1の特定機能 44c は、超音波プローブ 201 が備える位置センサにより検出された位置情報を取得する。例えば、第 1の特定機能 44c は、メモリ 250 に記憶された位置情報の中から、通知された撮像時間に対応付いた位置情報を取得する。そして、第 1の特定機能 44c は、取得した位置情報に基づいて、X 線画像データ I 11 の撮像時間における超音波プローブ 201 の位置を X 線座標系において特定する。

【0132】

更に、第 2の特定機能 44d は、ハンドル信号を用いて、通知された撮像時間における超音波プローブ 201 の向きを特定する（ステップ S 303）。ここで、ハンドル信号は、超音波プローブ 201 の向きを操作するために用いられる信号である。例えば、超音波プローブ 201 は、ケーブルを介してハンドル部に接続され、操作者は、ハンドル部を操作してハンドル信号を入力することにより、超音波プローブ 201 の向きを操作する。ここで、ハンドル部は、超音波プローブ 201 の回転及び移動を検出する第 1センサ（ポテンショメータ等）を備える。

【0133】

例えば、第 2の特定機能 44d は、事前にハンドル部が備えるセンサの校正を行なう。一例を挙げると、ハンドル部は、超音波プローブ 201 の回転及び移動を検出する第 1センサに加えて、位置センサ（以下、第 2センサ）を複数備える。この場合、まず、ハンド

10

20

30

40

50

ル部がX線診断装置100により撮像され、第2の特定機能44dは、X線画像データに基づいて、ハンドル部が備える複数の第2センサのX線座標系における座標を算出する。これにより、第2の特定機能44dは、ハンドル部の位置及び向きをX線座標系に対応付ける。ここで、ハンドル部に対する超音波プローブ201の向きはハンドル信号により制御されるため、ハンドル部の位置及び向きをX線座標系に対応付けることで、超音波プローブ201の回転及び移動を検出する第1センサを校正することが可能となる。例えば、第2の特定機能44dは、超音波プローブ201が被検体Pに挿入されるより前に、天井方向（鉛直方向）を「0」とするように、第1センサの校正を行なう。これにより、第2の特定機能44dは、ハンドル部が備える第1センサにより検出される超音波プローブ201の配向情報をX線座標系に対応付ける。

10

#### 【0134】

校正が完了した後、被検体Pに超音波プローブ201が挿入される。ここで、X線座標系に対してハンドル部の位置及び向きが対応付いており、かつ、ハンドル部に対する超音波プローブ201の向きはハンドル信号により制御されるものであることから、ハンドル信号に基づいて、超音波プローブ201の配向情報をX線座標系において算出することが可能である。例えば、メモリ250は、ハンドル信号に基づく配向情報を時刻に対応付けて順次記憶する。更に、X線診断装置10から撮像時間の通知を受けた場合、第2の特定機能44dは、ハンドル信号に基づく配向情報を取得する。例えば、第2の特定機能44dは、メモリ250に記憶された配向情報の中から、通知された撮像時間に対応付いた配向情報を取得する。そして、第2の特定機能44dは、取得した配向情報に基づいて、X線画像データI11の撮像時間における超音波プローブ201の向きをX線座標系において特定する。

20

#### 【0135】

なお、ハンドル部の位置及び向きをX線座標系に対応付けることで超音波プローブ201の回転及び移動を検出する第1センサを校正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、ハンドル部と超音波プローブ201とを接続するケーブルにおいて屈曲等しない部分（非可動部）がある場合、第2の特定機能44dは、ケーブルの非可動部の位置及び向きをX線座標系に対応付けることで、第1センサを校正してもよい。

#### 【0136】

次に、送信機能44eは、第1の特定機能44cにより特定された超音波プローブ201の位置、及び、第2の特定機能44dにより特定された超音波プローブ201の向きをX線診断装置10に対して送信する（ステップS304）。その後、処理回路44は、再度ステップS301に移行し、X線診断装置10から更に通知を受けたか否かを判定する。ここで、X線診断装置10から通知を受けない場合（ステップS301否定）、処理回路44は、処理を終了する。

30

#### 【0137】

図10の説明に戻る。X線診断装置10における受信機能110dは、医用情報処理装置40から送信された超音波プローブ201の位置及び向きを受信し、メモリ107に格納する（ステップS25）。また、受信機能110dは、超音波診断装置20から、超音波プローブ201を用いて撮像された超音波画像データI31を受信し、メモリ107に格納する。そして、表示制御機能110eは、超音波プローブ201の位置及び向きに応じて、超音波プローブ201を用いて撮像された超音波画像データI31をX線画像データI11上に表示させる（ステップS26）。

40

#### 【0138】

なお、図11においては、ハンドル信号に基づいて超音波プローブ201の向きを特定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、超音波プローブ201がジャイロセンサを備える場合、第2の特定機能44dは、ジャイロセンサにより検出された回転情報に基づいて、超音波プローブ201の向きを特定してもよい。

50

## 【 0 1 3 9 】

一例を挙げると、第2の特定機能44dは、超音波プローブ201が被検体Pに挿入されるより前に、天井方向（鉛直方向）を「0」とするようにジャイロセンサの校正を行なう。これにより、第2の特定機能44dは、ジャイロセンサにより検出される回転情報をX線座標系に対応付ける。そして、校正が完了した後、被検体Pに超音波プローブ201が挿入される。更に、X線診断装置10から撮像時間の通知を受けた場合、第2の特定機能44dは、ジャイロセンサにより検出された回転情報に基づいて、X線画像データI11の撮像時間における超音波プローブ201の向きをX線座標系において特定する。

## 【 0 1 4 0 】

また、第2の特定機能44dは、超音波プローブ201の回転及び移動のみならず、超音波プローブ201が超音波ビームを送信する方向を考慮して、超音波プローブ201の向きを特定してもよい。即ち、第2の特定機能44dは、超音波プローブ201から送信される超音波がビーム状に集束される超音波ビームの向きを、超音波プローブ201の向きとして特定してもよい。

## 【 0 1 4 1 】

具体的には、まず、操作者は、入力インターフェース202を介して、ビーム配向信号を入力する。次に、送信回路210のパルサ回路は、ビーム配向信号に基づいて、圧電振動子ごとの送信遅延時間を各レートパルスに付与し、超音波プローブ201に出力する。これにより、操作者は、各レートパルスに与える送信遅延時間を変化させて、圧電振動子面からの超音波ビームの送信方向を任意に調整することができる。ここで、送信機能264は、操作者により入力されたビーム配向信号を医用情報処理装置40に対して送信し、受信機能44bは、ビーム配向信号を受信する。次に、第2の特定機能44dは、ハンドル信号や、ジャイロセンサにより検出された回転情報に基づいて超音波プローブ201の送受信面の向きを算出する。そして、第2の特定機能44dは、算出した超音波プローブ201の送受信面の向きとビーム配向信号とに基づいて超音波ビームの向きを算出し、算出した超音波ビームの向きを超音波プローブ201の向きとして特定する。

## 【 0 1 4 2 】

上述したように、第3の実施形態によれば、第1の特定機能44cは、超音波プローブ201が備える位置センサにより検出された位置情報に基づいて、超音波プローブ201の位置を特定する。また、第2の特定機能44dは、超音波プローブ201の向きの操作に用いられるハンドル信号に基づいて、超音波プローブ201の向きを特定する。或いは、第2の特定機能44dは、超音波プローブ201が備えるジャイロセンサにより検出された回転情報に基づいて、超音波プローブ201の向きを特定する。従って、第3の実施形態に係る医用情報処理装置40は、超音波プローブ201の位置及び向きを特定して、X線画像データと、超音波プローブ201を用いて撮像された超音波画像データとの位置合わせを可能とすることができる。

## 【 0 1 4 3 】

また、第2の特定機能44dは、更に、超音波プローブ201から送信される超音波ビームの向きの操作に用いられるビーム配向信号に基づいて、超音波プローブ201の向きを特定する。従って、第3の実施形態に係る医用情報処理装置40は、超音波プローブ201の向きをより高い精度で特定して、X線画像データと超音波画像データとの位置合わせの精度を向上させることができる。

## 【 0 1 4 4 】

また、第2の特定機能44dは、超音波プローブ201を撮像したX線画像データを用いずとも、超音波プローブ201の位置及び向きを特定することができる。従って、第3の実施形態に係る医用情報処理装置40は、超音波プローブ201が小型であり、X線画像データに形状特徴が描出されにくい場合においても、超音波プローブ201の位置及び向きを特定することができる。また、第3の実施形態に係る医用情報処理装置40は、X線診断装置10と医用情報処理装置40との間で送受信されるデータのサイズを低減することができる。

## 【 0 1 4 5 】

また、上述したように、第 3 の実施形態によれば、第 1 の特定機能 4 4 c 及び第 2 の特定機能 4 4 d は、3 次元データ M 1 を用いずとも、超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを特定することができる。従って、第 3 の実施形態に係る医用情報処理装置 4 0 は、超音波プローブ 2 0 1 が他のメーカの製品であり、超音波プローブ 2 0 1 の設計情報を保持しない場合においても、超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを特定することができる。

## 【 0 1 4 6 】

なお、位置センサを用いて超音波プローブ 2 0 1 の位置を特定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、第 1 の特定機能 4 4 c は、所定の図形と、超音波プローブ 2 0 1 を撮像した 2 次元の X 線画像データ、又は、X 線画像データに基づく 2 値化画像とをマッチングすることにより、超音波プローブ 2 0 1 の位置を特定してもよい。また、例えば、第 1 の特定機能 4 4 c は、超音波プローブ 2 0 1 を撮像した 2 次元の X 線画像データ上で超音波プローブ 2 0 1 に対応する指定点又は指定領域を指定する操作を受け付け、後に撮像された複数の X 線画像データにおいて指定点又は指定領域を追跡することにより、超音波プローブ 2 0 1 の複数の X 線画像データ上での位置を特定してもよい。

## 【 0 1 4 7 】

また、ハンドル信号又はジャイロセンサにより検出された回転情報に基づいて超音波プローブ 2 0 1 の向きを特定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、第 2 の特定機能 4 4 d は、超音波プローブ 2 0 1 の構造を示す 3 D データと、超音波プローブ 2 0 1 を撮像した 2 次元の X 線画像データとに基づいて、超音波プローブ 2 0 1 の向きを特定してもよい。

## 【 0 1 4 8 】

( 第 4 の実施形態 )

第 4 の実施形態では、異なる方向から超音波プローブ 2 0 1 を撮像した複数の画像データと、超音波プローブ 2 0 1 を撮像した 2 次元の X 線画像データ I 1 1 とをマッチングすることにより、超音波プローブ 2 0 1 の X 線画像データ I 1 1 上での位置及び向きを特定する場合について説明する。

## 【 0 1 4 9 】

第 4 の実施形態に係る医用情報処理装置 4 0 は、図 4 に示した第 1 の実施形態に係る医用情報処理装置 4 0 と同様の構成を有し、第 1 の特定機能 4 4 c 及び第 2 の特定機能 4 4 d における処理の一部が相違する。第 1 の実施形態において説明した構成と同様の構成を有する点については、図 1 ~ 図 4 と同一の符号を付し、説明を省略する。

## 【 0 1 5 0 】

医用情報処理装置 4 0 は、図 5 と同様に、X 線診断装置 1 0 において生成された X 線画像データ I 1 1 を受信し、受信した X 線画像データ I 1 1 を用いて超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを特定し、特定した位置及び向きを X 線診断装置 1 0 に送信する。以下、図 1 2 を用いて、医用情報処理装置 4 0 における処理について詳細に説明する。図 1 2 は、第 4 の実施形態に係る医用情報処理装置 4 0 の処理の一連の流れを説明するためのフローチャートである。

## 【 0 1 5 1 】

図 1 2 において、ステップ S 4 0 1 は、受信機能 4 4 b に対応するステップである。また、ステップ S 4 0 2、ステップ S 4 0 3、ステップ S 4 0 4、ステップ S 4 0 5 及びステップ S 4 0 6 は、第 1 の特定機能 4 4 c 及び第 2 の特定機能 4 4 d に対応するステップである。なお、本実施形態では、第 1 の特定機能 4 4 c と第 2 の特定機能 4 4 d とを総称して、特定機能 4 4 g と記載する。特定機能 4 4 g は、特定部の一例である。また、ステップ S 4 0 7 は、送信機能 4 4 e に対応するステップである。

## 【 0 1 5 2 】

まず、受信機能 4 4 b は、X 線診断装置 1 0 から X 線画像データ I 1 1 を受信したか否かを判定する ( ステップ S 4 0 1 )。X 線画像データ I 1 1 を受信した場合 ( ステップ S

10

20

30

40

50

4 0 1 肯定)、受信機能 4 4 b は、受信した X 線画像データ I 1 1 をメモリ 4 3 に格納する。また、特定機能 4 4 g は、X 線画像データ I 1 1 に対する 2 値化処理を実行して、画像データ I 2 1 を生成する(ステップ S 4 0 2)。

【0 1 5 3】

次に、特定機能 4 4 g は、メモリ 4 3 から、テンプレート T 2 を取得する(ステップ S 4 0 3)。ここで、テンプレート T 2 は、超音波プローブ 2 0 1 を撮像した画像データ(X 線画像データや、X 線画像データに基づく 2 値化画像等)である。例えば、メモリ 4 3 は、異なる方向から超音波プローブ 2 0 1 を撮像した複数のテンプレート T 2 を事前に記憶し、特定機能 4 4 g は、メモリ 4 3 に記憶された複数のテンプレート T 2 のうちいずれかを取得する。

10

【0 1 5 4】

例えば、X 線診断装置 1 0 は、被検体 P に超音波プローブ 2 0 1 を挿入するよりも前に、複数方向から超音波プローブ 2 0 1 を撮像する。次に X 線診断装置 1 0 は、撮像した複数の X 線画像データのそれぞれを 2 値化し、複数の 2 値化画像を医用情報処理装置 4 0 に送信する。この場合、メモリ 4 3 は、X 線診断装置 1 0 から送信された複数の 2 値化画像を、複数のテンプレート T 2 として記憶する。或いは、X 線診断装置 1 0 は、撮像した複数の X 線画像データを医用情報処理装置 4 0 に送信する。この場合、特定機能 4 4 g は、複数の X 線画像データのそれぞれを 2 値化し、メモリ 4 3 は、特定機能 4 4 g により生成された複数の 2 値化画像を、複数のテンプレート T 2 として記憶する。

【0 1 5 5】

20

例えば、超音波プローブ 2 0 1 が経食道で心臓の検査に用いられる T E E プローブである場合、メモリ 4 3 は、L A O (左前斜位: left anterior oblique)、R A O (右前斜位: right anterior oblique)、C R A (頭部方向: cranial)、C A U (尾部方向: caudal)等の各臨床角に対応付けて、複数のテンプレート T 2 を記憶する。一例を挙げると、メモリ 4 3 は、異なる方向を向いた超音波プローブ 2 0 1 を L A O 方向から複数撮像し、撮像した複数の X 線画像データに基づく複数のテンプレート T 2 を、L A O 方向に対応付けて記憶する。

【0 1 5 6】

次に、特定機能 4 4 g は、テンプレート T 2 を用いてマッチング処理を実行する(ステップ S 4 0 4)。即ち、特定機能 4 4 g は、テンプレート T 2 と画像データ I 2 1 とをマ

30

【0 1 5 7】

次に、特定機能 4 4 g は、超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを特定したか否かを判定する(ステップ S 4 0 5)。ここで、超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを特定しなかったと判定した場合(ステップ S 4 0 5 否定)、特定機能 4 4 g は、新たなテンプレート T 2 を取得して(ステップ S 4 0 6)、再度ステップ S 4 0 6 に移行する。例えば、第 1 方向を向いた超音波プローブ 2 0 1 を L A O 方向から撮像した X 線画像データに基づくテンプレート T 2 1 を用いてマッチング処理を実行して、超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを特定しなかったと判定した場合、特定機能 4 4 g は、第 1 方向と異なる第 2 方向を向いた超音波プローブ 2 0 1 を L A O 方向から撮像した X 線画像データに基づくテンプレート T 2 2 を用いて、マッチング処理を再度実行する。なお、テンプレート T 2 1 及びテンプレート T 2 2 は、テンプレート T 2 の一例である。

40

【0 1 5 8】

一方で、超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを特定したと判定した場合(ステップ S 4 0 5 肯定)、特定機能 4 4 g は、特定した超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを X 線診断装置 1 0 に送信して(ステップ S 4 0 7)、再度ステップ S 4 0 1 に移行する。例えば、画像データ I 2 1 において、第 1 方向を向いた超音波プローブ 2 0 1 を撮像した X 線画像データに基づくテンプレート T 2 1 に類似するパターンの位置を検出した場合、特定機能 4 4 g は、検出した位置を、超音波プローブ 2 0 1 の X 線画像データ I 1 1 上での位

50

置として特定する。更に、特定機能 44g は、第 1 方向を、超音波プローブ 201 の向きとして特定する。また、ステップ S401 において X 線診断装置 10 から X 線画像データ I11 を受信しない場合（ステップ S401 否定）、処理回路 44 は、処理を終了する。

【0159】

医用情報処理装置 40 から超音波プローブ 201 の位置及び向きが送信された場合、X 線診断装置 10 における受信機能 110d は、超音波プローブ 201 の位置及び向きを受信して、メモリ 107 に格納する。また、受信機能 110d は、超音波診断装置 20 から、超音波プローブ 201 を用いて撮像された超音波画像データ I31 を受信し、メモリ 107 に格納する。そして、表示制御機能 110e は、超音波プローブ 201 の位置及び向きに応じて、超音波プローブ 201 を用いて撮像された超音波画像データ I31 を X 線画像データ I11 上に表示させる。

10

【0160】

なお、テンプレート T2 が X 線画像データに基づく 2 値化画像であ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、テンプレート T2 は、X 線画像データであってもよい。即ち、テンプレート T2 の生成に当たって、2 値化処理は行われない場合であってもよい。この場合、特定機能 44g は、図 12 のステップ S402 を省略し、テンプレート T2 と X 線画像データ I11 とをマッチングすることにより、超音波プローブ 201 の位置及び向きを特定する。

【0161】

また、例えば、テンプレート T2 は、超音波プローブ 201 を光学カメラにより撮像した画像データ、又は、この画像データに基づく 2 値化画像であってもよい。また、例えば、テンプレート T2 は、超音波プローブ 201 を X 線診断装置 10 以外の医用画像診断装置により撮像した医用画像データ、又は、この医用画像データに基づく 2 値化画像であってもよい。一例を挙げると、テンプレート T2 は、超音波プローブ 201 を X 線 CT 装置により撮像した画像データ（投影データ、CT 画像データに基づくレンダリング画像等）であってもよい。

20

【0162】

上述したように、第 4 の実施形態によれば、メモリ 43 は、異なる方向から超音波プローブ 201 を撮像した複数の画像データ（テンプレート T2）を記憶する。また、特定機能 44g は、テンプレート T2 と、超音波プローブ 201 を撮像した 2 次元の X 線画像データとをマッチングすることにより、超音波プローブ 201 の X 線画像データ上での位置及び向きを特定する。従って、第 4 の実施形態に係る医用情報処理装置 40 は、超音波プローブ 201 の位置及び向きを特定して、X 線画像データと、超音波プローブ 201 を用いて撮像された超音波画像データとの位置合わせを可能とすることができる。

30

【0163】

また、上述したように、特定機能 44g は、2 次元の画像データであるテンプレート T2 を用いて、マッチング処理を実行する。従って、第 4 の実施形態に係る医用情報処理装置 40 は、3 次元データ M1 に基づくレンダリング画像を用いてマッチング処理を実行する場合と比較して、レンダリング画像を生成する処理を省略し、計算量を低減することができる。

40

【0164】

また、上述したように、第 4 の実施形態によれば、第 1 の特定機能 44c 及び第 2 の特定機能 44d は、3 次元データ M1 を用いずとも、超音波プローブ 201 の位置及び向きを特定することができる。従って、第 4 の実施形態に係る医用情報処理装置 40 は、超音波プローブ 201 が他のメーカーの製品であり、超音波プローブ 201 の設計情報を保持しない場合においても、超音波プローブ 201 の位置及び向きを特定することができる。

【0165】

（第 5 の実施形態）

第 5 の実施形態では、超音波プローブ 201 を撮像した 2 次元の X 線画像データ I11 の位置及び向きを 3 次元の医用画像データにおいて特定し、超音波プローブ 201 を用い

50

て撮像された超音波画像データ I 3 1 の位置及び向きを 3 次元の医用画像データにおいて特定することで、超音波プローブ 2 0 1 の X 線画像データ I 1 1 上での位置及び向きを特定する場合について説明する。

【0166】

第 5 の実施形態に係る医用情報処理装置 4 0 は、図 4 に示した第 1 の実施形態に係る医用情報処理装置 4 0 と同様の構成を有し、第 1 の特定機能 4 4 c 及び第 2 の特定機能 4 4 d における処理の一部が相違する。また、第 5 の実施形態に係る医用情報処理システム 1 は、図 1 に示した医用情報処理システム 1 と比較して、X 線 CT 装置 5 0 (図示せず) を更に含む点で相違する。以下、第 1 の実施形態において説明した構成と同様の構成を有する点については、図 1 ~ 図 4 と同一の符号を付し、説明を省略する。

10

【0167】

例えば、医用情報処理装置 4 0 は、図 1 3 に示すように、X 線診断装置 1 0、超音波診断装置 2 0 及び画像保管装置 3 0 から X 線画像データ I 1 1、超音波画像データ I 3 1 及び CT 画像データ I 4 1 を受信し、超音波プローブ 2 0 1 の X 線画像データ I 1 1 上での位置及び向きを特定し、特定した位置及び向きを X 線診断装置 1 0 に送信する。ここで、図 1 3 は、第 5 の実施形態に係る医用情報処理システム 1 の処理の一連の流れを説明するためのフローチャートである。

【0168】

具体的には、まず、X 線診断装置 1 0 における収集機能 1 1 0 b は、TEE プローブである超音波プローブ 2 0 1 が挿入された被検体 P に対して、X 線管 1 0 2 から X 線を照射する (ステップ S 3 1)。この際、収集機能 1 1 0 b は、X 線診断装置 1 0 の撮像部を制御することによって、超音波プローブ 2 0 1 が撮像領域に含まれるように X 線の照射範囲及び照射角度を制御する。また、この際、X 線検出器 1 0 6 は、X 線管 1 0 2 から照射されて被検体 P を透過した X 線を検出して、検出した X 線量に対応した検出信号を処理回路 1 1 0 へと出力する。次に、収集機能 1 1 0 b は、X 線検出器 1 0 6 から受信した検出信号に基づいて X 線画像データ I 1 1 を生成し、生成した X 線画像データ I 1 1 をメモリ 1 0 7 に格納する (ステップ S 3 2)。次に、X 線診断装置 1 0 における送信機能 1 1 0 c は、図 1 3 に示すように、生成された X 線画像データ I 1 1 を医用情報処理装置 4 0 に対して送信する (ステップ S 3 3)。

20

【0169】

また、超音波診断装置 2 0 における収集機能 2 6 2 は、被検体 P に挿入された超音波プローブ 2 0 1 を用いて超音波走査を実行し、B モードデータやドプラデータを収集する (ステップ S 3 4)。また、収集機能 2 6 2 は、超音波走査により収集したデータから超音波画像データ I 3 1 を生成し、生成した超音波画像データ I 3 1 をメモリ 2 5 0 に格納する (ステップ S 3 5)。なお、本実施形態では、超音波画像データ I 3 1 が 3 次元の超音波画像データである場合について説明する。次に、超音波診断装置 2 0 における送信機能 2 6 4 は、図 1 3 に示すように、生成された超音波画像データ I 3 1 を医用情報処理装置 4 0 に対して送信する (ステップ S 3 6)。なお、ステップ S 3 1 とステップ S 3 4 とは略同時に行われる。即ち、X 線画像データ I 1 1 と超音波画像データ I 3 1 とは、略同時に撮像される。

30

40

【0170】

図 1 3 に示すように、医用情報処理装置 4 0 における受信機能 4 4 b は、X 線診断装置 1 0 から X 線画像データ I 1 1 を受信し、超音波診断装置 2 0 から超音波画像データ I 3 1 を受信し、画像保管装置 3 0 から CT 画像データ I 4 1 を受信して、受信した画像データをメモリ 4 3 に格納する (ステップ S 3 7)。

【0171】

ここで、CT 画像データ I 4 1 は、X 線 CT 装置 5 0 によって、被検体 P から事前に収集される。例えば、X 線 CT 装置 5 0 は、図 1 3 のステップ S 3 1 及びステップ S 3 4 よりも前に、被検体 P に対する CT スキャンを実行する。即ち、X 線 CT 装置 5 0 は、被検体 P に対して複数方向から X 線を照射し、被検体 P を透過した X 線を X 線検出器により検

50

出して、検出データを収集する。また、X線CT装置50は、検出データに基づいて再構成処理を実行し、CT画像データ（ボリュームデータ）を生成する。そして、X線CT装置50は、ネットワークNWを介して、生成したCT画像データを画像保管装置30に送信する。なお、CT画像データは、3次元医用画像の一例である。

【0172】

次に、第1の特定機能44c及び第2の特定機能44dは、CT画像データI41を用いて、X線画像データI11に対する超音波プローブ201の位置及び向きを特定し（ステップS38）、送信機能44eは、特定された位置及び向きをX線診断装置10に対して送信する（ステップS39）。

【0173】

ここで、医用情報処理装置40における処理について、図14を用いてより詳細に説明する。図14は、第5の実施形態に係る医用情報処理装置40の処理の一連の流れを説明するためのフローチャートである。図14において、ステップS501及びステップS502は、受信機能44bに対応するステップである。また、ステップS503、ステップS504、ステップS505、ステップS506及びステップS507は、第1の特定機能44c及び第2の特定機能44dに対応するステップである。なお、本実施形態では、第1の特定機能44cと第2の特定機能44dとを総称して、特定機能44gとも記載する。特定機能44gは、特定部の一例である。また、ステップS508は、送信機能44eに対応するステップである。

【0174】

まず、受信機能44bは、画像保管装置30から被検体PのCT画像データI41を受信して、CT画像データI41をメモリ43に格納する（ステップS501）。また、受信機能44bは、X線画像データI11及び超音波画像データI31を受信したか否かを判定する（ステップS502）。ここで、X線画像データI11及び超音波画像データI31を受信した場合（ステップS502肯定）、受信機能44bは、受信した画像データをメモリ43に格納する。

【0175】

次に、特定機能44gは、CT画像データI41に基づくレンダリング画像と、X線画像データI11とでマッチング処理を実行し（ステップS503）、CT画像データI41に対するX線画像データI11の位置及び向きを特定する（ステップS504）。

【0176】

例えば、特定機能44gは、CT画像データI41に対して複数の投影方向からレンダリング処理を実行することで、複数のレンダリング画像を生成する。ここで、特定機能44gは、所定の範囲内の投影方向についてレンダリング処理を実行することとしてもよい。例えば、特定機能44gは、X線画像データI11の撮像時における撮像部（Cアーム105や天板104等）の配置に基づいて、CT画像データI41に対してX線画像データI11が取り得る向きの範囲を設定し、設定した範囲内における複数の投影方向についてレンダリング処理を実行する。

【0177】

次に、特定機能44gは、複数のレンダリング画像とX線画像データI11とでパターンを比較して、複数のレンダリング画像のうちX線画像データI11とパターンが類似するレンダリング画像を特定する。これにより、特定機能44gは、特定したレンダリング画像のレンダリング方向を、CT画像データI41に対するX線画像データI11の向きとして特定する。また、特定機能44gは、特定したレンダリング画像においてX線画像データI11とパターンが類似する位置に基づいて、CT画像データI41に対するX線画像データI11の位置を特定する。

【0178】

次に、特定機能44gは、CT画像データI41と超音波画像データI31とで、レジストレーション処理（位置合わせ）を実行し（ステップS505）、CT画像データI41に対する超音波画像データI31の位置及び向きを特定する（ステップS506）。こ

10

20

30

40

50

ここで、特定機能 4 4 g は、任意の方法により、C T 画像データ I 4 1 と超音波画像データ I 3 1 とのレジストレーションを実行することができる。

【0179】

例えば、特定機能 4 4 g は、C T 画像データ I 4 1 及び超音波画像データ I 3 1 のそれぞれから複数の特徴点（ランドマーク）を検出する。一例を挙げると、超音波プローブ 2 0 1 が経食道で心臓の検査に用いられる T E E プローブである場合、特定機能 4 4 g は、C T 画像データ I 4 1 及び超音波画像データ I 3 1 のそれぞれから、特徴点として、血管の分岐点や弁（僧帽弁、大動脈弁等）を検出する。そして、特定機能 4 4 g は、検出した特徴点を基準として、C T 画像データ I 4 1 と超音波画像データ I 3 1 とのレジストレーション処理を実行する。なお、ステップ S 5 0 3 及びステップ S 5 0 4 と、ステップ S 5 0 5 及びステップ S 5 0 6 とを行なう順序は任意であり、並行して行なう場合であってもよい。

10

【0180】

次に、特定機能 4 4 g は、C T 画像データ I 4 1 に対する X 線画像データ I 1 1 の位置及び向きと、C T 画像データ I 4 1 に対する超音波画像データ I 3 1 の位置及び向きとに基づいて、X 線画像データ I 1 1 に対する超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを特定する（ステップ S 5 0 7）。例えば、特定機能 4 4 g は、C T 画像データ I 4 1 に対する X 線画像データ I 1 1 の位置及び向きと、C T 画像データ I 4 1 に対する超音波画像データ I 3 1 の位置及び向きとに基づいて、X 線画像データ I 1 1 に対する超音波画像データ I 3 1 の位置及び向きを特定する。ここで、超音波画像データ I 3 1 に対する超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きは明らかであるから、特定機能 4 4 g は、X 線画像データ I 1 1 に対する超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを特定することができる。即ち、特定機能 4 4 g は、C T 画像データ I 4 1 を介して、X 線座標系と超音波座標系とを対応付けることができる。そして、送信機能 4 4 e は、超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを、X 線診断装置 1 0 に対して送信する（ステップ S 5 0 8）。

20

【0181】

図 1 3 の説明に戻る。X 線診断装置 1 0 における受信機能 1 1 0 d は、医用情報処理装置 4 0 から送信された超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを受信し、メモリ 1 0 7 に格納する（ステップ S 4 0）。また、受信機能 1 1 0 d は、超音波診断装置 2 0 から、超音波プローブ 2 0 1 を用いて撮像された超音波画像データ I 3 1 を受信し、メモリ 1 0 7 に格納する。そして、表示制御機能 1 1 0 e は、超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きに応じて、超音波プローブ 2 0 1 を用いて撮像された超音波画像データ I 3 1 を X 線画像データ I 1 1 上に表示させる（ステップ S 4 1）。

30

【0182】

上述したように、第 5 の実施形態によれば、特定機能 4 4 g は、超音波プローブ 2 0 1 を撮像した 2 次元の X 線画像データ I 1 1 の位置及び向きを C T 画像データ I 4 1 において特定し、超音波プローブ 2 0 1 を用いて撮像された超音波画像データ I 3 1 の位置及び向きを C T 画像データ I 4 1 において特定することで、超音波プローブ 2 0 1 の X 線画像データ I 1 1 上での位置及び向きを特定する。従って、第 5 の実施形態に係る医用情報処理装置 4 0 は、超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを特定して、X 線画像データと、超音波プローブ 2 0 1 を用いて撮像された超音波画像データとの位置合わせを可能とすることができる。

40

【0183】

また、上述したように、第 5 の実施形態によれば、第 1 の特定機能 4 4 c 及び第 2 の特定機能 4 4 d は、3 次元データ M 1 を用いずとも、超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを特定することができる。従って、第 5 の実施形態に係る医用情報処理装置 4 0 は、超音波プローブ 2 0 1 が他のメーカの製品であり、超音波プローブ 2 0 1 の設計情報を保持しない場合においても、超音波プローブ 2 0 1 の位置及び向きを特定することができる。

【0184】

なお、図 1 3 及び図 1 4 においては、3 次元医用画像の一例として、C T 画像データ I

50

4 1 について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、特定機能 4 4 g は、C T 画像データ I 4 1 に代えて、M R I (Magnetic Resonance Imaging) 装置等の他の医用画像診断装置によって収集された 3 次元画像データを用いてもよいし、X 線診断装置 1 0 によって収集された 3 次元 X 線画像データを用いてもよい。

#### 【0185】

例えば、X 線診断装置 1 0 は、図 1 3 のステップ S 3 1 及びステップ S 3 4 よりも前に、被検体 P に対する回転撮影を実行する。即ち、X 線診断装置 1 0 は、C アーム 1 0 5 を被検体 P の周囲で回転させながら所定のフレームレートで投影データを収集し、収集した投影データから 3 次元 X 線画像データを再構成して、画像保管装置 3 0 に送信する。そして、特定機能 4 4 g は、超音波プローブ 2 0 1 を撮像した 2 次元の X 線画像データ I 1 1 の位置及び向きを 3 次元 X 線画像データにおいて特定し、超音波プローブ 2 0 1 を用いて撮像された超音波画像データ I 3 1 の位置及び向きを 3 次元 X 線画像データにおいて特定することで、超音波プローブ 2 0 1 の X 線画像データ I 1 1 上での位置及び向きを特定する。

#### 【0186】

(第 6 の実施形態)

さて、これまで第 1 ~ 第 5 の実施形態について説明したが、上述した第 1 ~ 第 5 の実施形態以外にも、種々の異なる形態にて実施されてよいものである。

#### 【0187】

図 7 においては、X 線画像データ I 1 1 又は画像データ I 2 1 において超音波プローブ 2 0 1 を検出することにより、超音波プローブ 2 0 1 の X 線画像データ I 1 1 上での位置を特定する場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではない。

#### 【0188】

例えば、第 1 の特定機能 4 4 c は、X 線画像データ I 1 1 又は画像データ I 2 1 において、超音波プローブ 2 0 1 に接続されるケーブルを抽出することにより、超音波プローブ 2 0 1 の X 線画像データ I 1 1 上での位置を特定してもよい。一例を挙げると、第 1 の特定機能 4 4 c は、まず、X 線画像データ I 1 1 の端部においてケーブルを抽出する。次に、第 1 の特定機能 4 4 c は、抽出したケーブルの位置 (X 線画像データ I 1 1 の端部) を始点として、画素値の連続性に基づいてケーブルをトレースする。そして、第 1 の特定機能 4 4 c は、トレースしたケーブルの終点の位置を、超音波プローブ 2 0 1 の X 線画像データ I 1 1 上での位置として特定する。

#### 【0189】

また、例えば、第 1 の特定機能 4 4 c は、X 線画像データ I 1 1 において、超音波プローブ 2 0 1 が有する部品 (例えば、トランジスタ等) を抽出することにより、超音波プローブ 2 0 1 の X 線画像データ I 1 1 上での位置を特定してもよい。また、例えば、第 1 の特定機能 4 4 c は、X 線画像データ I 1 1 において、超音波プローブ 2 0 1 に付されたマーカ (例えば、星形の金属等) を抽出することにより、超音波プローブ 2 0 1 の X 線画像データ I 1 1 上での位置を特定してもよい。

#### 【0190】

また、上述した実施形態では、X 線診断装置 1 0 における表示制御機能 1 1 0 e、又は、医用情報処理装置 4 0 における表示制御機能 4 4 f が、超音波プローブ 2 0 1 を撮像した 2 次元の X 線画像データ上に、超音波プローブ 2 0 1 を用いて撮像された超音波画像データ、又は、超音波プローブ 2 0 1 の撮像領域を表示させる場合について説明した。しかしながら、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 2 0 における表示制御機能 2 6 3 が、超音波プローブ 2 0 1 を撮像した 2 次元の X 線画像データ上に、超音波プローブ 2 0 1 を用いて撮像された超音波画像データ、又は、超音波プローブ 2 0 1 の撮像領域を表示させる場合であってもよい。

#### 【0191】

また、上述した実施形態では、医用情報処理装置 40 の処理回路 44 が、第 1 の特定機能 44 c 及び第 2 の特定機能 44 d を有するものとして説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、X 線診断装置 10 や超音波診断装置 20 等の他の装置が、第 1 の特定機能 44 c 及び第 2 の特定機能 44 d に相当する機能を有する場合であってもよい。

#### 【0192】

一例を挙げると、X 線診断装置 10 の処理回路 110 は、図 2 に示した各機能に加えて、第 1 の特定機能 110 f 及び第 2 の特定機能 110 g を有する。この場合、収集機能 110 b は、超音波プローブ 201 を撮像した 2 次元の X 線画像データを収集する。また、第 1 の特定機能 110 f は、例えば、所定の図形と、収集機能 110 b により収集された 2 次元の X 線画像データとをマッチングすることにより、超音波プローブ 201 の X 線画像データ上での位置を特定する。或いは、第 1 の特定機能 110 f は、所定の図形と、収集機能 110 b により収集された 2 次元の X 線画像データに基づく 2 値化画像とをマッチングすることにより、超音波プローブ 201 の X 線画像データ上での位置を特定する。或いは、第 1 の特定機能 110 f は、収集機能 110 b により収集された 2 次元の X 線画像データにおいて、超音波プローブ 201 に接続されるケーブルを抽出することにより、超音波プローブ 201 の X 線画像データ上での位置を特定する。

#### 【0193】

或いは、第 1 の特定機能 110 f は、収集機能 110 b により収集された 2 次元の X 線画像データ上で、超音波プローブ 201 に対応する点又は領域を指定する操作を受け付ける。更に、第 1 の特定機能 110 f は、収集機能 110 b により後に収集された複数の X 線画像データにおいて、指定された点又は領域を追跡することにより、超音波プローブ 201 の複数の X 線画像データ上での位置を特定する。ここで、第 1 の特定機能 110 f 及び第 2 の特定機能 110 g は、超音波プローブ 201 に対応する点を少なくとも 3 つ指定する操作を受け付けて、これら少なくとも 3 つの点を追跡することにより、超音波プローブ 201 の複数の X 線画像データ上での位置及び向きを特定してもよい。或いは、第 1 の特定機能 110 f は、超音波プローブ 201 が備える位置センサにより検出された位置情報に基づいて、超音波プローブ 201 の位置を特定する。

#### 【0194】

また、第 2 の特定機能 110 g は、超音波プローブ 201 の向きを特定する。例えば、第 2 の特定機能 110 g は、超音波プローブ 201 の構造を示す 3 次元データ M1 と、超音波プローブ 201 を撮像した 2 次元の X 線画像データとに基づいて、第 1 の特定機能 110 f によって特定された位置における超音波プローブ 201 の向きを特定する。

#### 【0195】

また、例えば、第 2 の特定機能 110 g は、超音波プローブ 201 の向きの操作に用いられるハンドル信号に基づいて、超音波プローブ 201 の向きを特定する。また、例えば、第 2 の特定機能 110 g は、超音波プローブ 201 が備えるジャイロセンサにより検出された回転情報に基づいて、超音波プローブ 201 の向きを特定する。ここで、第 2 の特定機能 110 g は、超音波プローブ 201 から送信される超音波ビームの向きの操作に用いられるビーム配向信号を更に用いて、超音波プローブ 201 の向きを特定してもよい。

#### 【0196】

別の例を挙げると、X 線診断装置 10 の処理回路 110 は、図 2 に示した各機能に加えて、特定機能 110 h を有する。この場合、例えば、X 線診断装置 10 のメモリ 107 は、異なる方向から超音波プローブ 201 を撮像した複数の画像データを記憶する。ここで、メモリ 107 が記憶する複数の画像データは、X 線画像データであってもよいし、X 線診断装置 10 以外の医用画像診断装置により撮像される医用画像データであってもよいし、光学カメラにより撮像される画像データであってもよいし、これらの 2 値化画像であってもよい。また、特定機能 110 h は、メモリ 107 が記憶する複数の画像データと、超音波プローブ 201 を撮像した 2 次元の X 線画像データとをマッチングすることにより、超音波プローブ 201 の X 線画像データ上での位置及び向きを特定する。或いは、特定機

能 1 1 0 h は、超音波プローブ 2 0 1 を撮像した 2 次元の X 線画像データの位置及び向きを 3 次元医用画像において特定し、超音波プローブ 2 0 1 を用いて撮像された超音波画像データの位置及び向きを 3 次元医用画像において特定することで、超音波プローブ 2 0 1 の X 線画像データ上での位置及び向きを特定する。

【 0 1 9 7 】

上述した実施形態に係る各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。即ち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的又は物理的に分散・統合して構成することができる。更に、各装置にて行われる各処理機能は、その全部又は任意の一部が、CPU 及び当該 CPU にて解析実行されるプログラムにて実現され、あるいは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現されうる。

10

【 0 1 9 8 】

また、上述した実施形態で説明した超音波プローブの位置及び向きの特定方法は、予め用意された医用情報処理プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータで実行することによって実現することができる。このプログラムは、インターネット等のネットワークを介して配布することができる。また、この医用情報処理プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク (FD)、CD-ROM、MO、DVD 等のコンピュータで読み取り可能な非一過性の記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

20

【 0 1 9 9 】

以上説明した少なくとも 1 つの実施形態によれば、X 線画像と超音波画像との位置合わせを可能とすることができる。

【 0 2 0 0 】

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、変更を行なうことができる。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。

30

【符号の説明】

【 0 2 0 1 】

- 1 医用情報処理システム
  - 1 0 X 線診断装置
    - 1 0 7 メモリ
    - 1 0 8 ディスプレイ
    - 1 0 9 入力インターフェース
    - 1 1 0 処理回路
      - 1 1 0 a 制御機能
      - 1 1 0 b 収集機能
      - 1 1 0 c 送信機能
      - 1 1 0 d 受信機能
      - 1 1 0 e 表示制御機能
  - 2 0 超音波診断装置
    - 2 0 0 装置本体
    - 2 0 1 超音波プローブ
    - 2 0 2 入力インターフェース
    - 2 0 3 ディスプレイ
    - 2 5 0 メモリ
    - 2 6 0 処理回路

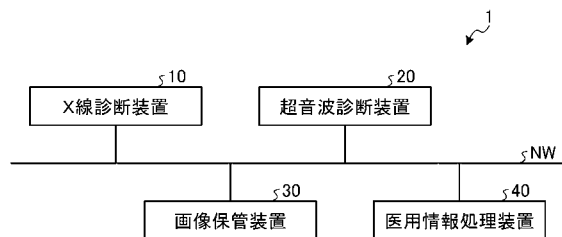
40

50

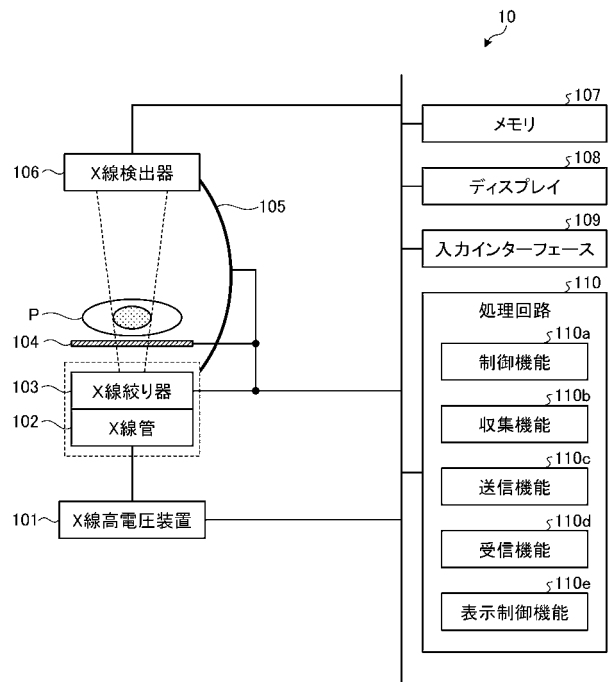
- 2 6 1 制御機能
- 2 6 2 収集機能
- 2 6 3 表示制御機能
- 2 6 4 送信機能
- 3 0 画像保管装置
- 4 0 医用情報処理装置
- 4 1 入力インターフェース
- 4 2 ディスプレイ
- 4 3 メモリ
- 4 4 処理回路
- 4 4 a 制御機能
- 4 4 b 受信機能
- 4 4 c 第 1 の特定機能
- 4 4 d 第 2 の特定機能
- 4 4 e 送信機能
- 4 4 f 表示制御機能

10

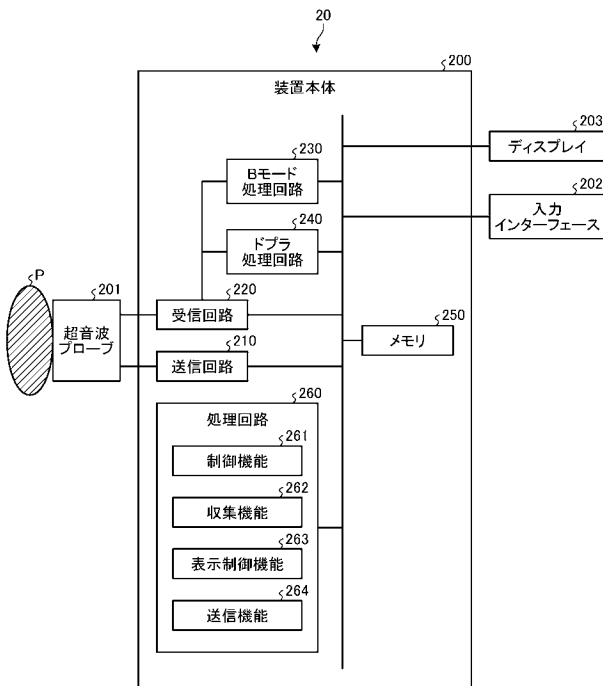
【 図 1 】



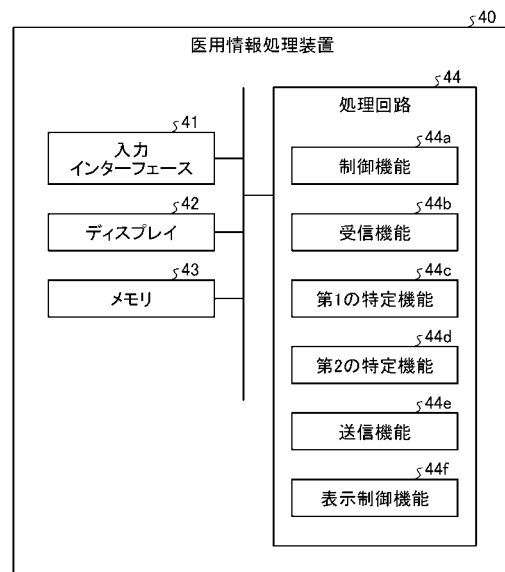
【 図 2 】



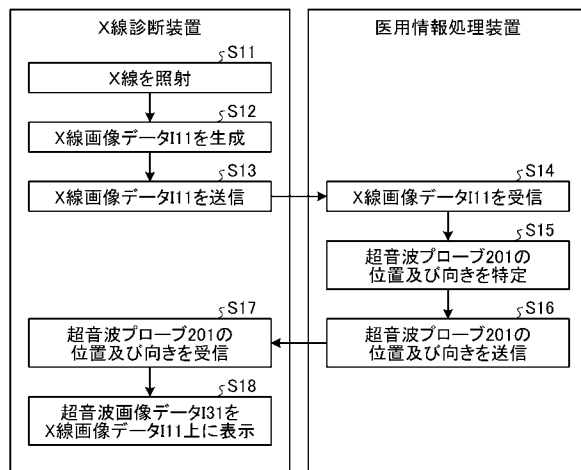
【図3】



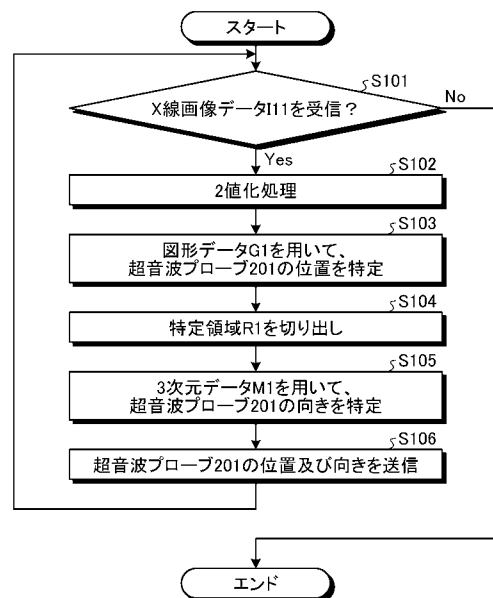
【図4】



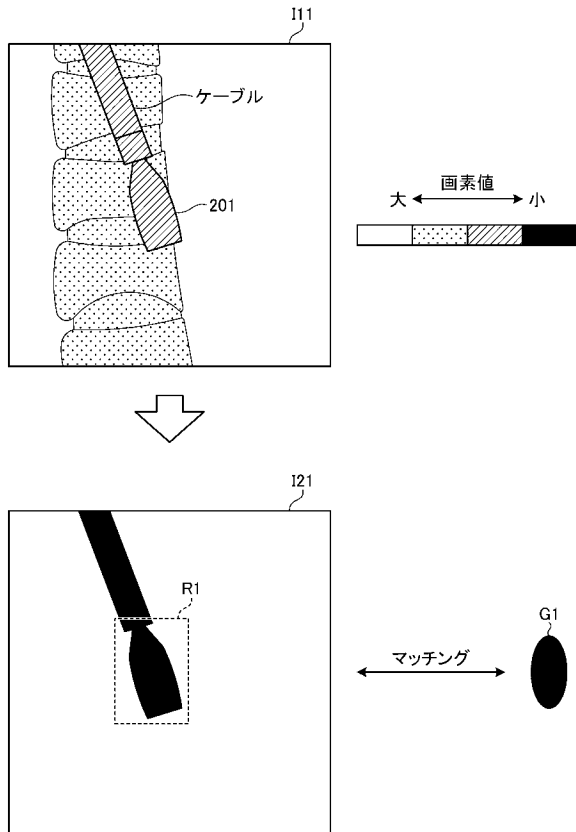
【図5】



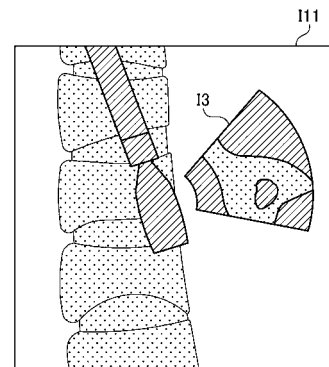
【図6】



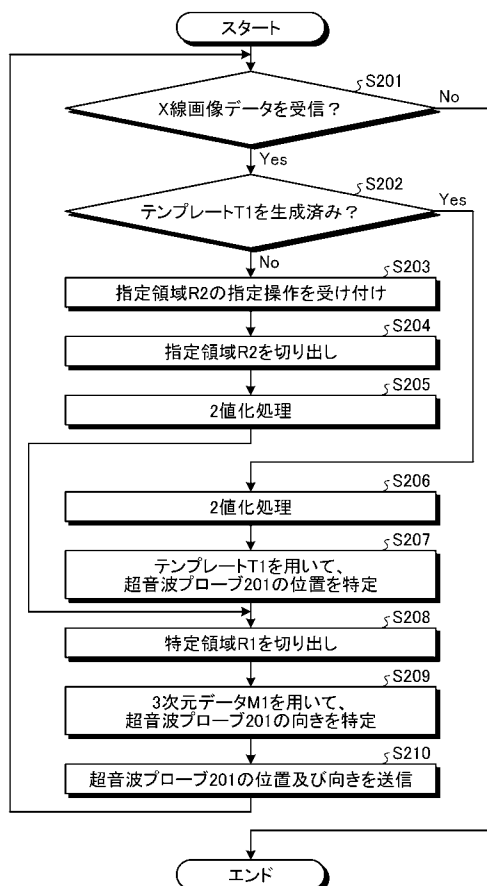
【図 7】



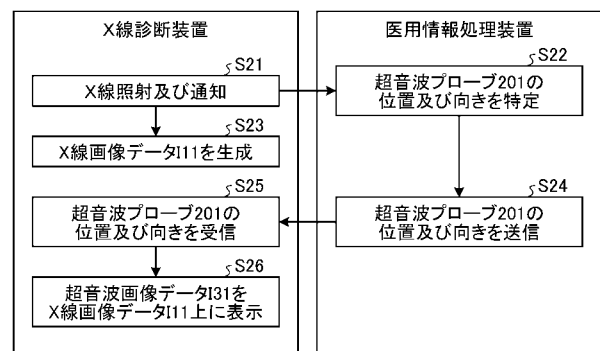
【図 8】



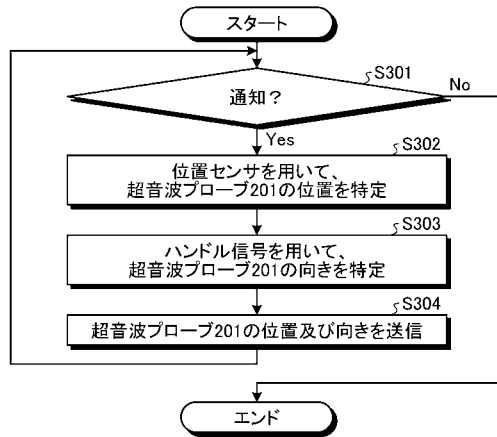
【図 9】



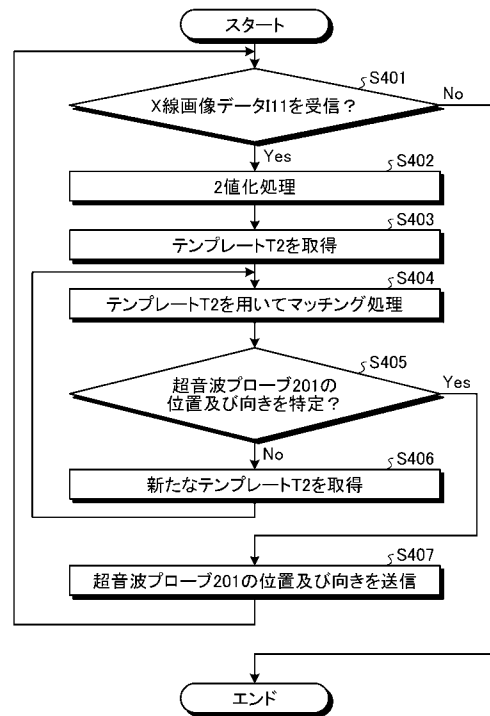
【図 10】



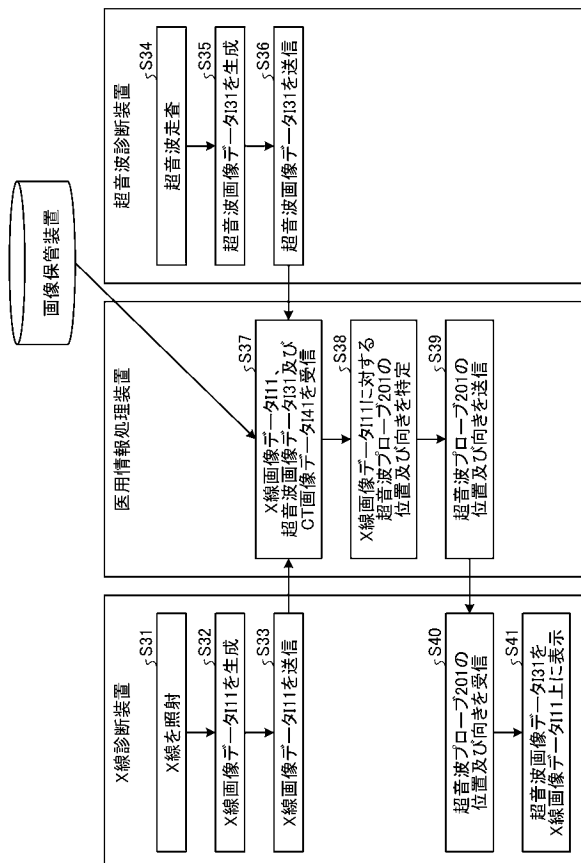
【図 1 1】



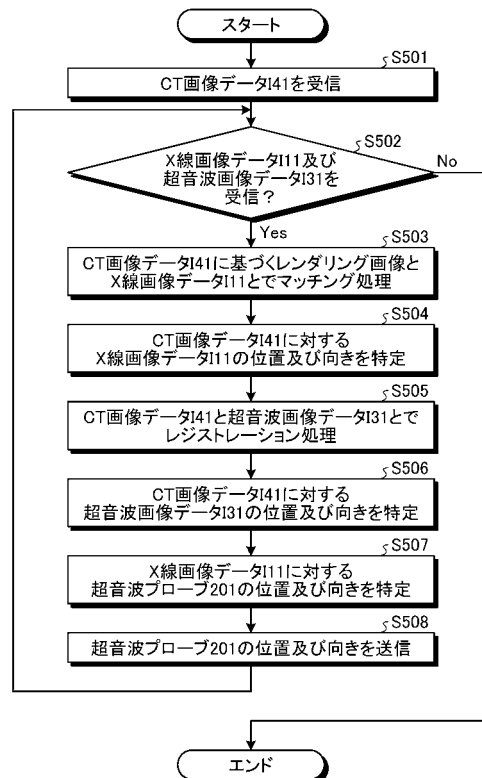
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



---

フロントページの続き

(72)発明者 福田 省吾

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 米森 啓太

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 坂口 卓弥

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C093 AA01 CA18 EA12 FA16 FA42 FF16 FF28 FF35 FF37 FG13

4C601 FE01 GA19 GA21 GA23 GA25 GB04 GB06 JC21 LL33

|           |                                                                                                                                                                                                                  |         |            |
|-----------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)   | 医疗信息处理装置,X射线诊断装置以及医疗信息处理程序                                                                                                                                                                                       |         |            |
| 公开(公告)号   | <a href="#">JP2020044266A</a>                                                                                                                                                                                    | 公开(公告)日 | 2020-03-26 |
| 申请号       | JP2018177260                                                                                                                                                                                                     | 申请日     | 2018-09-21 |
| [标]发明人    | 竹元久人<br>藤戸智生<br>松永智史<br>福田省吾<br>米森啓太<br>坂口卓弥                                                                                                                                                                     |         |            |
| 发明人       | 竹元 久人<br>藤戸 智生<br>松永 智史<br>福田 省吾<br>米森 啓太<br>坂口 卓弥                                                                                                                                                               |         |            |
| IPC分类号    | A61B6/00 A61B6/12 A61B8/12                                                                                                                                                                                       |         |            |
| FI分类号     | A61B6/00.360.B A61B6/12 A61B8/12                                                                                                                                                                                 |         |            |
| F-TERM分类号 | 4C093/AA01 4C093/CA18 4C093/EA12 4C093/FA16 4C093/FA42 4C093/FF16 4C093/FF28 4C093/FF35 4C093/FF37 4C093/FG13 4C601/FE01 4C601/GA19 4C601/GA21 4C601/GA23 4C601/GA25 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JC21 4C601/LL33 |         |            |
| 外部链接      | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                        |         |            |

# 摘要(译)

要解决的问题:使X射线图像和超声图像对齐。根据实施例的医疗信息处理设备包括第一指定单元和第二指定单元。第一确定单元确定超声探头的位置。第二指定单元基于由第一指定单元指定的位置处的示出超声波探头的结构的三维数据和超声波探头的二维X射线图像。指定了超声波探头的方向。[选择图]图4

