

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6207819号  
(P6207819)

(45) 発行日 平成29年10月4日(2017.10.4)

(24) 登録日 平成29年9月15日(2017.9.15)

|                |             |                  |         |      |         |  |
|----------------|-------------|------------------|---------|------|---------|--|
| (51) Int. Cl.  | F 1         |                  |         |      |         |  |
| <b>A 6 1 B</b> | <b>6/00</b> | <b>(2006.01)</b> | A 6 1 B | 6/00 | 3 7 0   |  |
| <b>A 6 1 B</b> | <b>6/12</b> | <b>(2006.01)</b> | A 6 1 B | 6/00 | 3 5 0 P |  |
| <b>A 6 1 B</b> | <b>8/00</b> | <b>(2006.01)</b> | A 6 1 B | 6/12 |         |  |
| A 6 1 B        | 8/08        | (2006.01)        | A 6 1 B | 8/00 |         |  |
|                |             |                  | A 6 1 B | 8/08 |         |  |

請求項の数 10 (全 20 頁)

|           |                              |           |                     |
|-----------|------------------------------|-----------|---------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2012-206945 (P2012-206945) | (73) 特許権者 | 594164542           |
| (22) 出願日  | 平成24年9月20日(2012.9.20)        |           | 東芝メディカルシステムズ株式会社    |
| (65) 公開番号 | 特開2014-61061 (P2014-61061A)  |           | 栃木県大田原市下石上1385番地    |
| (43) 公開日  | 平成26年4月10日(2014.4.10)        | (74) 代理人  | 110001771           |
| 審査請求日     | 平成27年7月7日(2015.7.7)          |           | 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所    |
| 前置審査      |                              | (72) 発明者  | 淵上 航                |
|           |                              |           | 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  | 坂口 卓弥               |
|           |                              |           | 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  | 橋本 新一               |
|           |                              |           | 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】 画像処理装置、X線診断装置及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線診断装置によって被検体が撮影される撮影空間と、前記被検体に対して超音波プローブが走査される走査空間との相対位置の情報を取得する取得手段と、

前記取得手段によって取得された相対位置の情報に基づいて、前記撮影空間における前記超音波プローブによって走査された位置と略同一位置を特定する特定手段と、

を備え、

前記取得手段は、

前記X線診断装置の寝台上に載置され、1方向から撮影された超音波プローブのX線画像と、前記X線診断装置のジオメトリとに基づいて前記撮影空間における前記超音波プローブの位置情報を取得し、

前記走査空間において、前記X線画像が撮影された位置に対応する前記超音波プローブの位置情報を取得し、

前記撮影空間における前記超音波プローブの位置情報と、前記走査空間における前記超音波プローブの位置情報とに基づいて、前記相対位置の情報を取得することを特徴とする画像処理装置。

【請求項2】

X線診断装置によって被検体が撮影される撮影空間と、前記被検体に対して超音波プローブが走査される走査空間との相対位置の情報を取得する取得手段と、

前記取得手段によって取得された相対位置の情報に基づいて、前記撮影空間における前

記超音波プローブによって走査された位置と略同一位置を特定する特定手段と、  
を備え、

前記取得手段は、

前記 X 線診断装置の寝台の所定の位置に予め設置された前記超音波プローブによって走査可能な物体の前記撮影空間における位置情報を取得し、

前記物体を走査した際の超音波画像に含まれる当該物体に基づいて、前記走査空間における前記物体の位置情報を取得し、

前記撮影空間における前記物体の位置情報と、前記走査空間における前記物体の位置情報とに基づいて、前記相対位置の情報を取得することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 3】

X 線診断装置によって被検体が撮影される撮影空間と、前記被検体に対して超音波プローブが走査される走査空間との相対位置の情報を取得する取得手段と、

前記取得手段によって取得された相対位置の情報に基づいて、前記撮影空間における前記超音波プローブによって走査された位置と略同一位置を特定する特定手段と、

を備え、

前記取得手段は、

前記 X 線診断装置の所定の位置に設けられた前記超音波プローブの固定場の前記撮影空間における位置情報を取得し、

前記固定場に前記超音波プローブを固定した際の前記走査空間における当該超音波プローブの位置情報を取得し、

前記撮影空間における前記固定場の位置情報と、前記走査空間における前記超音波プローブの位置情報とに基づいて、前記相対位置の情報を取得することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 4】

前記 X 線診断装置によって撮影された X 線画像における前記特定手段によって特定された前記略同一位置に、前記超音波プローブによって走査された位置の走査対象を重畳した重畳画像を所定の表示部にて表示させる表示制御手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の画像処理装置。

【請求項 5】

被検体を撮影する撮影空間と、前記被検体に対して超音波プローブが走査される走査空間との相対位置の情報を取得する取得手段と、

前記取得手段によって取得された相対位置の情報に基づいて、前記撮影空間における前記超音波プローブによって走査された位置と略同一位置を特定する特定手段と、

を備え、

前記取得手段は、

寝台上に載置され、1 方向から撮影された超音波プローブの X 線画像と、X 線診断装置のジオメトリとに基づいて前記撮影空間における前記超音波プローブの位置情報を取得し、

前記走査空間において、前記 X 線画像が撮影された位置に対応する前記超音波プローブの位置情報を取得し、

前記撮影空間における前記超音波プローブの位置情報と、前記走査空間における前記超音波プローブの位置情報とに基づいて、前記相対位置の情報を取得することを特徴とする X 線診断装置。

【請求項 6】

被検体を撮影する撮影空間と、前記被検体に対して超音波プローブが走査される走査空間との相対位置の情報を取得する取得手段と、

前記取得手段によって取得された相対位置の情報に基づいて、前記撮影空間における前記超音波プローブによって走査された位置と略同一位置を特定する特定手段と、

を備え、

前記取得手段は、

10

20

30

40

50

寝台の所定の位置に予め設置された前記超音波プローブによって走査可能な物体の前記撮影空間における位置情報を取得し、

前記物体を走査した際の超音波画像に含まれる当該物体に基づいて、前記走査空間における前記物体の位置情報を取得し、

前記撮影空間における前記物体の位置情報と、前記走査空間における前記物体の位置情報とに基づいて、前記相対位置の情報を取得することを特徴とするX線診断装置。

【請求項7】

被検体を撮影する撮影空間と、前記被検体に対して超音波プローブが走査される走査空間との相対位置の情報を取得する取得手段と、

前記取得手段によって取得された相対位置の情報に基づいて、前記撮影空間における前記超音波プローブによって走査された位置と略同一位置を特定する特定手段と、

を備え、

前記取得手段は、

X線診断装置の所定の位置に設けられた前記超音波プローブの固定場の前記撮影空間における位置情報を取得し、

前記固定場に前記超音波プローブを固定した際の前記走査空間における当該超音波プローブの位置情報を取得し、

前記撮影空間における前記固定場の位置情報と、前記走査空間における前記超音波プローブの位置情報とに基づいて、前記相対位置の情報を取得することを特徴とするX線診断装置。

【請求項8】

X線診断装置によって被検体が撮影される撮影空間と、前記被検体に対して超音波プローブが走査される走査空間との相対位置の情報を取得する取得手順と、

前記取得手順によって取得された相対位置の情報に基づいて、前記撮影空間における前記超音波プローブによって走査された位置と略同一位置を特定する特定手順と、

をコンピュータに実行させ、

前記取得手順は、

前記X線診断装置の寝台上に載置され、1方向から撮影された超音波プローブのX線画像と、前記X線診断装置のジオメトリとに基づいて前記撮影空間における前記超音波プローブの位置情報を取得し、

前記走査空間において、前記X線画像が撮影された位置に対応する前記超音波プローブの位置情報を取得し、

前記撮影空間における前記超音波プローブの位置情報と、前記走査空間における前記超音波プローブの位置情報とに基づいて、前記相対位置の情報を取得することを特徴とするプログラム。

【請求項9】

X線診断装置によって被検体が撮影される撮影空間と、前記被検体に対して超音波プローブが走査される走査空間との相対位置の情報を取得する取得手順と、

前記取得手順によって取得された相対位置の情報に基づいて、前記撮影空間における前記超音波プローブによって走査された位置と略同一位置を特定する特定手順と、

をコンピュータに実行させ、

前記取得手順は、

前記X線診断装置の寝台の所定の位置に予め設置された前記超音波プローブによって走査可能な物体の前記撮影空間における位置情報を取得し、

前記物体を走査した際の超音波画像に含まれる当該物体に基づいて、前記走査空間における前記物体の位置情報を取得し、

前記撮影空間における前記物体の位置情報と、前記走査空間における前記物体の位置情報とに基づいて、前記相対位置の情報を取得することを特徴とするプログラム。

【請求項10】

X線診断装置によって被検体が撮影される撮影空間と、前記被検体に対して超音波プロ

10

20

30

40

50

ープが走査される走査空間との相対位置の情報を取得する取得手順と、

前記取得手順によって取得された相対位置の情報に基づいて、前記撮影空間における前記超音波プローブによって走査された位置と略同一位置を特定する特定手順と、

をコンピュータに実行させ、

前記取得手順は、

前記X線診断装置の所定の位置に設けられた前記超音波プローブの固定場の前記撮影空間における位置情報を取得し、

前記固定場に前記超音波プローブを固定した際の前記走査空間における当該超音波プローブの位置情報を取得し、

前記撮影空間における前記固定場の位置情報と、前記走査空間における前記超音波プローブの位置情報とに基づいて、前記相対位置の情報を取得することを特徴とするプログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、画像処理装置、X線診断装置及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、心不全治療のひとつとして心臓再同期医療法(Cardiac Resynchronization Therapy, CRT)が知られている。この方法は、例えば、刺激伝導系の異常により、心室を取り巻く心筋へのタイミングが異常になってしまい、左右の心壁が同時に動かず、心室がタイミングよく収縮できず、血液の拍出が不十分になってしまう疾患などの治療に用いられる。

20

【0003】

CRTは、心臓が同期して収縮するようにするために、心臓の動きが悪い部位(非同期部位: Latest Activation)に電極を留置する治療法である。具体的には、CRTは、超音波診断装置によるストレイン解析により非同期部位を特定し、X線診断装置によって撮影されたX線画像を参照しながら非同期部位に最も近い静脈に電極が留置される。

【0004】

このように留置された電極が、タイミングよく刺激電位を流すことにより、心筋がタイミングよく収縮して、心室の動きをコントロールする。しかしながら、上述した従来技術においては、X線画像における非同期部位の正確な位置情報を容易に得ることができない場合があった。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2009-039429号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

40

本発明が解決しようとする課題は、X線画像における非同期部位の正確な位置情報を容易に得ることを可能にする画像処理装置、X線診断装置及びプログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

一実施形態の画像処理装置は、取得手段と、特定手段とを備える。取得手段は、X線診断装置によって被検体が撮影される撮影空間と、前記被検体に対して超音波プローブが走査される走査空間との相対位置の情報を取得する。特定手段は、前記取得手段によって取得された相対位置の情報に基づいて、前記撮影空間における前記超音波プローブによって走査された位置と略同一位置を特定する。前記取得手段は、前記X線診断装置の寝台上に

50

載置され、1方向から撮影された超音波プローブのX線画像と、前記X線診断装置のジオメトリとに基づいて前記撮影空間における前記超音波プローブの位置情報を取得し、前記走査空間において、前記X線画像が撮影された位置に対応する前記超音波プローブの位置情報を取得し、前記撮影空間における前記超音波プローブの位置情報と、前記走査空間における前記超音波プローブの位置情報とに基づいて、前記相対位置の情報を取得する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る画像処理システムの構成の一例を示す図である。

【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図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係るボリュームデータ処理部による処理結果の一例を示す図である。

【図5A】図5Aは、第1の実施形態に係るボリュームデータ処理部による処理の一例を説明するための図である。

【図5B】図5Bは、第1の実施形態に係るボリュームデータ処理部によって生成される画像の一例を示す図である。

【図6】図6は、第1の実施形態に係る画像処理装置の構成の一例を示す図である。

【図7A】図7Aは、第1の実施形態に係る取得部による処理の一例を説明するための図である。

【図7B】図7Bは、第1の実施形態に係る特定部による処理の一例を説明するための図である。

【図7C】図7Cは、第1の実施形態に係る特定部による処理の一例を説明するための図である。

【図8】図8は、第1の実施形態に係る表示制御部の制御によって表示される表示画像の一例を示す図である。

【図9】図9は、第1の実施形態に係る画像処理装置による処理の手順を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0009】

(第1の実施形態)

以下、本願に係る画像処理装置の詳細について説明する。なお、第1の実施形態では、本願に係る画像処理装置を含む画像処理システムを一例に挙げて説明する。図1は、第1の実施形態に係る画像処理システムの構成の一例を示す図である。

【0010】

図1に示すように、第1の実施形態に係る画像処理システム1は、画像処理装置100と、X線診断装置200と、超音波診断装置300と、画像保管装置400とを有する。図1に例示する各装置は、例えば、病院内に設置された院内LAN(Local Area Network)により、直接的、又は間接的に相互に通信可能な状態となっている。例えば、画像処理システム1にPACS(Picture Archiving and Communication System)が導入されている場合、各装置は、DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)規格に則って、医用画像等を相互に送受信する。

【0011】

かかる画像処理システム1においては、X線診断装置200及び超音波診断装置300が、それぞれの技師の操作に応じてX線画像及び超音波画像を収集する。そして、画像処理装置100が、X線画像に位置合わせされた超音波画像を表示することで、医師は、CRTにおいて、超音波診断装置で計画した留置位置に正確に電極をおくことが可能となる。

【0012】

画像保管装置400は、医用画像を保管するデータベースである。具体的には、第1の実施形態に係る画像保管装置400は、X線診断装置200から送信されたX線画像や、

10

20

30

40

50

超音波診断装置 300 から送信された超音波画像などを記憶部に格納し、これを保管する。すなわち、第 1 の実施形態に係る画像処理装置 100 は、X 線診断装置 200 及び超音波診断装置 300 から直接画像データを受信する場合でもよく、或いは、画像保管装置 400 に一旦保管された画像を取得する場合でもよい。

【0013】

まず、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 200 の構成について説明する。図 2 は、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 200 の構成の一例を示す図である。図 2 に示すように、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 200 は、X 線高電圧装置 211 と、X 線管 212 と、X 線絞り装置 213 と、天板 214 と、C アーム 215 と、X 線検出器 216 とを備える。また、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 200 は、C アーム回転・移動機構 217 と、天板移動機構 218 と、C アーム・天板機構制御部 219 と、絞り制御部 220 と、システム制御部 221 と、入力部 222 と、表示部 223 とを備える。また、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 200 は、画像データ生成部 224 と、画像データ記憶部 225 と、画像処理部 226 とを備える。

10

【0014】

X 線高電圧装置 211 は、システム制御部 221 による制御の下、高電圧を発生し、発生した高電圧を X 線管 212 に供給する。X 線管 212 は、X 線高電圧装置 211 から供給される高電圧を用いて、X 線を発生する。

【0015】

X 線絞り装置 213 は、絞り制御部 220 による制御の下、X 線管 212 が発生した X 線を、被検体 P の関心領域に対して選択的に照射されるように絞り込む。例えば、X 線絞り装置 213 は、スライド可能な 4 枚の絞り羽根を有する。X 線絞り装置 213 は、絞り制御部 220 による制御の下、これらの絞り羽根をスライドさせることで、X 線管 212 が発生した X 線を絞り込んで被検体 P に照射させる。天板 214 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 200 に含まれない。

20

【0016】

X 線検出器 216 は、被検体 P を透過した X 線を検出する。例えば、X 線検出器 216 は、マトリックス状に配列された検出素子を有する。各検出素子は、被検体 P を透過した X 線を電気信号に変換して蓄積し、蓄積した電気信号を画像データ生成部 224 に送信する。

30

【0017】

C アーム 215 は、X 線管 212、X 線絞り装置 213 及び X 線検出器 216 を保持する。X 線管 212 及び X 線絞り装置 213 と X 線検出器 216 とは、C アーム 215 により被検体 P を挟んで対向するように配置される。

【0018】

C アーム回転・移動機構 217 は、C アーム 215 を回転及び移動させるための機構であり、天板移動機構 218 は、天板 214 を移動させるための機構である。C アーム・天板機構制御部 219 は、システム制御部 221 による制御の下、C アーム回転・移動機構 217 及び天板移動機構 218 を制御することで、C アーム 215 の回転や移動、天板 214 の移動を調整する。絞り制御部 220 は、システム制御部 221 による制御の下、X 線絞り装置 213 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。

40

【0019】

画像データ生成部 224 は、X 線検出器 216 によって X 線から変換された電気信号を用いて画像データを生成し、生成した画像データを画像データ記憶部 225 に格納する。例えば、画像データ生成部 224 は、X 線検出器 216 から受信した電気信号に対して、電流・電圧変換や A (Analog) / D (Digital) 変換、パラレル・シリアル変換を行い、画像データを生成する。

【0020】

50

画像データ記憶部 225 は、画像データ生成部 224 によって生成された画像データを記憶する。画像処理部 226 は、画像データ記憶部 225 が記憶する画像データに対して各種画像処理を行う。画像処理部 226 による画像処理については後に詳述する。

【0021】

入力部 222 は、X線診断装置 200 を操作する医師や技師などの操作者から各種指示を受け付ける。例えば、入力部 222 は、マウス、キーボード、ボタン、トラックボール、ジョイスティックなどを有する。入力部 222 は、操作者から受け付けた指示を、システム制御部 221 に転送する。例えば、入力部 222 は、X線診断装置 200 の電源を ON の状態にするための指示を受け付ける。

【0022】

表示部 223 は、操作者の指示を受け付けるための GUI (Graphical User Interface) や、画像データ記憶部 225 が記憶する画像データなどを表示する。例えば、表示部 223 は、モニタを有する。なお、表示部 223 は、複数のモニタを有してもよい。

【0023】

システム制御部 221 は、X線診断装置 200 全体の動作を制御する。例えば、システム制御部 221 は、入力部 222 から転送された操作者の指示に従って X線高電圧装置 211 を制御し、X線管 212 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 ON/OFF を制御する。また、例えば、システム制御部 221 は、操作者の指示に従って Cアーム・天板機構制御部 219 を制御し、Cアーム 215 の回転や移動、天板 214 の移動を調整する。また、例えば、システム制御部 221 は、操作者の指示に従って絞り制御部 220 を制御し、X線絞り装置 213 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。

【0024】

また、システム制御部 221 は、操作者の指示に従って、画像データ生成部 224 による画像データ生成処理や、画像処理部 226 による画像処理、あるいは解析処理などを制御する。また、システム制御部 221 は、操作者の指示を受け付けるための GUI や画像データ記憶部 225 が記憶する画像などを、表示部 223 のモニタに表示するように制御する。

【0025】

次に、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成について、図 3 を用いて説明する。図 3 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 300 の構成を説明するための図である。図 3 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 300 は、装置本体 310 と、超音波プローブ 320 と、入力装置 330 と、モニタ 340 と、トランスミッター 351 と、位置センサー 352 と、制御装置 353 と、心電計 360 とを有する。

【0026】

超音波プローブ 320 は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体 310 が有する送受信部 311 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生し、さらに、被検体 P からの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 320 は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材などを有する。例えば、超音波プローブ 320 は、セクタ型、リニア型又はコンベックス型などの超音波プローブである。

【0027】

超音波プローブ 320 から被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体 P の体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ 320 が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0028】

10

20

30

40

50

なお、本実施形態は、1次元超音波プローブの複数の圧電振動子を機械的に揺動する超音波プローブ320や複数の圧電振動子が格子状に2次元で配置された2次元超音波プローブである超音波プローブ320により、被検体Pを3次元でスキャンする。

【0029】

入力装置330は、トラックボール、スイッチ、ボタン、タッチコマンドスクリーンなどを有し、超音波診断装置300の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体310に対して受け付けた各種設定要求を転送する。例えば、入力装置330は、超音波画像と、X線画像などとの位置合わせに係る各種操作を受け付ける。

【0030】

モニタ340は、超音波診断装置300の操作者が入力装置330を用いて各種設定要求を入力するためのGUI(Graphical User Interface)を表示したり、装置本体310において生成された超音波画像とX線CT画像などを並列表示したりする。

10

【0031】

トランスミッター351は、基準信号を送信する。具体的には、トランスミッター351は、任意の位置に配置され、自装置を中心として外側に向かって磁場を形成する。位置センサー352は、基準信号を受信することにより、3次元空間上の位置情報を取得する。具体的には、位置センサー352は、超音波プローブ320の表面に装着され、トランスミッター351によって形成された3次元の磁場を検出して、検出した磁場の情報を信号に変換して、制御装置353に出力する。心電計360は、装置本体310と接続され、超音波走査が行なわれる被検体Pの心電図(ECG: Electrocardiogram)を取得する。心電計360は、取得した心電図を装置本体310に送信する。

20

【0032】

制御装置353は、位置センサー352から受信した信号に基づいて、トランスミッター351を原点とする空間における位置センサー352の座標及び向きを算出し、算出した座標及び向きを後述する装置本体310の制御部316に出力する。なお、被検体Pの診断は、超音波プローブ320に装着された位置センサー352が、トランスミッター351の磁場を正確に検出することが可能な磁場エリア内で行われる。なお、本実施形態においては、位置情報を取得するセンサーとして磁気センサーを用いる場合について説明するが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、磁気センサーの代わりに、赤外線センサーや、光学センサー、カメラなどを用いる場合であってもよい。

30

【0033】

装置本体310は、超音波プローブ320が受信した反射波に基づいて超音波画像を生成する装置であり、図3に示すように、送受信部311と、Bモード処理部312と、ドプラ処理部313と、画像生成部314と、画像メモリ315と、制御部316と、内部記憶部317と、インターフェース部318と、ボリュームデータ処理部319とを有する。

【0034】

送受信部311は、トリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路などを有し、超音波プローブ320に駆動信号を供給する。パルサ回路は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、遅延回路は、超音波プローブ320から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ320に駆動信号(駆動パルス)を印加する。すなわち、遅延回路は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

40

【0035】

また、送受信部311は、アンプ回路、A/D変換器、加算器などを有し、超音波プローブ320が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行ない、A/D変換器は、ゲイン補正された反射波信号をA/D変換して受信指向性を決定するのに必要

50

な遅延時間を与え、加算器は、A / D変換器によって処理された反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【 0 0 3 6 】

このように、送受信部 3 1 1 は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。なお、送受信部 3 1 1 は、後述する制御部 3 1 6 の制御により、遅延情報、送信周波数、送信駆動電圧、開口素子数などを瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更においては、瞬時に値を切り替えることが可能であるリニアアンプ型の発振回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。また、送受信部 3 1 1 は、1 フレームもしくはレートごとに、異なる波形を送信して受信

10

【 0 0 3 7 】

B モード処理部 3 1 2 は、送受信部 3 1 1 からゲイン補正処理、A / D変換処理および加算処理が行なわれた処理済み反射波信号である反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理などを行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ ( B モードデータ ) を生成する。

【 0 0 3 8 】

ドプラ処理部 3 1 3 は、送受信部 3 1 1 から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータ ( ドプラデータ ) を生成する。

20

【 0 0 3 9 】

画像生成部 3 1 4 は、B モード処理部 3 1 2 が生成した B モードデータや、ドプラ処理部 3 1 3 が生成したドプラデータから、超音波画像を生成する。具体的には、画像生成部 3 1 4 は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなど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、B モードデータやドプラデータから表示用の超音波画像 ( B モード画像やドプラ画像 ) を生成する。

【 0 0 4 0 】

画像メモリ 3 1 5 は、画像生成部 3 1 4 によって生成された造影像や組織像などの画像データを記憶する。また、画像メモリ 3 1 5 は、後述する画像生成部 3 1 4 による処理結果を記憶する。さらに、画像メモリ 3 1 5 は、送受信部 3 1 1 を経た直後の出力信号 ( R F : Radio Frequency ) や画像の輝度信号、種々の生データ、ネットワークを介して取得した画像データなどを必要に応じて記憶する。画像メモリ 3 1 5 が記憶する画像データのデータ形式は、後述する制御部 3 1 6 によりモニタ 3 4 0 に表示されるビデオフォーマット変換後のデータ形式であっても、B モード処理部 3 1 2 及びドプラ処理部 3 1 3 によって生成された R a w データである座標変換前のデータ形式でもよい。

30

【 0 0 4 1 】

制御部 3 1 6 は、超音波診断装置 3 0 0 における処理全体を制御する。具体的には、制御部 3 1 6 は、入力装置 3 3 0 を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部 3 1 7 から読込んだ各種制御プログラムおよび各種設定情報に基づき、送受信部 3 1 1 、B モード処理部 3 1 2 、ドプラ処理部 3 1 3 および画像生成部 3 1 4 の処理を制御したり、画像メモリ 3 1 5 が記憶する超音波画像などをモニタ 3 4 0 にて表示するように制御したりする。また、制御部 3 1 6 は、例えば、D I C O M ( Digital Imaging and Communications in Medicine ) 規格に則って、他のモダリティ ( 例えば、X 線 C T 装置、M R I 装置など ) の 3 次元画像データ ( ボリュームデータ ) を、ネットワークを介して送受信する。

40

【 0 0 4 2 】

内部記憶部 3 1 7 は、超音波送受信、画像処理および表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報 ( 例えば、患者 I D、医師の所見など ) や、診断プロトコルなどの各種データを記憶する。さらに、内部記憶部 3 1 7 は、必要に応じて、画像メモリ 3 1 5 が記憶する画像の保管などにも使用される。

50

## 【 0 0 4 3 】

インターフェース部 3 1 8 は、入力装置 3 3 0、制御装置 3 5 3 と装置本体 3 1 0 との間での各種情報のやり取りを制御するインターフェースである。例えば、インターフェース部 3 1 8 は、制御部 3 1 6 に対する制御装置 3 5 3 が取得した位置情報の転送を制御する。

## 【 0 0 4 4 】

ボリュームデータ処理部 3 1 9 は、ストレイン解析に係る各種処理を実行する。具体的には、3 D Wall Motion Tracking により、心臓における興奮伝播の様相が描出された画像を生成する。ここで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 3 0 0 は、まず、被検体 P の心臓のボリュームデータを生成する。一例を挙げると、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 3 0 0 は、被検体 P の心臓の左心室 ( L V : Left Ventricular ) を 1 心拍以上の期間にわたり時系列に沿って撮影した複数のボリュームデータ ( ボリュームデータ群 ) を生成する。

10

## 【 0 0 4 5 】

ボリュームデータ処理部 3 1 9 は、被検体 P の心臓を超音波で 3 次元走査することで生成された時系列に沿ったボリュームデータ群それぞれから、心壁の運動に関する運動情報を生成する。具体的には、ボリュームデータ処理部 3 1 9 は、ボリュームデータ間のパターンマッチングにより、運動情報を生成する。より具体的には、ボリュームデータ処理部 3 1 9 は、各ボリュームデータに描出された心筋組織に設定された追跡点をスペックルパターンに基づいて追跡することで、各追跡点の移動ベクトルを算出する。そして、ボリュームデータ処理部 3 1 9 は、各追跡点の移動ベクトルを用いて、局所的な心筋の動きを示す運動情報を生成する。換言すると、ボリュームデータ処理部 3 1 9 は、3 次元のスペックルトラッキングを行なって、運動情報を生成する。一例を挙げると、ボリュームデータ処理部 3 1 9 は、運動情報として、心臓組織の局所的な面積の変化率を生成する。

20

## 【 0 0 4 6 】

図 4 は、第 1 の実施形態に係るボリュームデータ処理部 3 1 9 による処理結果の一例を示す図である。例えば、ボリュームデータ処理部 3 1 9 は、図 4 の左側に示すように、Polar-map 像に対して、特異領域を「時相保持型の表示方法」により重畳させた重畳画像を生成することができる。なお、図 4 に示す「ant-sept」は、前壁中隔であり、「ant」は、前壁であり、「lat」は、側壁であり、「post」は、後壁であり、「inf」は、下壁であり、「sept」は、中隔である。

30

## 【 0 0 4 7 】

また、ボリュームデータ処理部 3 1 9 は、図 4 の下側に示すように、時相保持型の重畳画像とともに、心電波形と、1 6 分画ごとの平均運動情報 ( 平均面積変化率 ) の時間変化曲線のグラフとを合成することもできる。図 4 では、1 6 分画それぞれの平均面積変化率の時間変化曲線を実線で示している。ただし、実際には、ボリュームデータ処理部 3 1 9 は、各平均運動情報の時間変化曲線がどの分画に対応するものであるか判別可能なように、1 6 分画それぞれの平均運動情報の時間変化曲線を分画ごとに割り当てられた色調で着色する。

40

## 【 0 0 4 8 】

また、ボリュームデータ処理部 3 1 9 は、ボリュームデータから、短軸断面や、長軸断面の複数の M P R 画像を生成する。図 4 に示す一例では、ボリュームデータ処理部 3 1 9 は、領域 A において、心尖部四腔像の左心室心壁上に、特異領域を時相保持型で重畳させた画像を配置した合成画像を生成している。また、図 4 に示す一例では、ボリュームデータ処理部 3 1 9 は、領域 B において、心尖部二腔像の左心室心壁上に、特異領域を時相保持型で重畳させた画像を配置した合成画像を生成している。

## 【 0 0 4 9 】

また、図 4 に示す一例では、ボリュームデータ処理部 3 1 9 は、領域 C 3 において、心尖部に近い短軸断面画像の左心室心壁上に、特異領域を時相保持型で重畳させた画像を配置した合成画像を生成している。また、図 4 に示す一例では、ボリュームデータ処理部 3

50

19は、領域C5において、心尖部に近い短軸断面画像の左心室心壁上に、特異領域を時相保持型で重畳させた画像を配置した合成画像を生成している。また、図4に示す一例では、ボリュームデータ処理部319は、領域C7において、心尖部と心基部との中間に位置する短軸断面画像の左心室心壁上に、特異領域を時相保持型で重畳させた画像を配置した合成画像を生成している。また、図4に示す一例では、ボリュームデータ処理部319は、領域C7において、心基部に近い短軸断面画像の左心室心壁上に、特異領域を時相保持型で重畳させた画像を配置した合成画像を生成している。

#### 【0050】

なお、図4に示す一例では、カラーバー及び心電波形とともに、各種の運動情報の値がテーブルとして表示されている。図4に示すEDVは、拡張末期（ED：end diastole）時相での心内腔の体積である。図4に示す一例では、EDVが「156.01mL」であり、拡張末期（基準時相）の時間が「0msc」であることが示されている。また、図4に示すESVは、収縮末期（ES：end systole）時相での心内腔の体積である。図4に示す一例では、ESVが「109.20mL」であり、収縮末期の時間が「422msc」であることが示されている。

#### 【0051】

また、図4に示すEFは、EDV及びESVから定義される駆出率である。図4に示す一例では、EFが「30.01%」であることが示されている。また、図4に示す「1.05×MV」は、心筋の体積（MV）に平均的な心筋密度値である「1.05g/mL」を乗算することで求められる「心筋重量（g）」である。図4に示す一例では、「1.05×MV」が「140.66g」であることが示されている。また、図4に示す一例では、「140.66g」が左心室の心筋の体積から推定されたものであることを表す「est.LV MASS」が示されている。

#### 【0052】

ボリュームデータ処理部319は、運動情報として、局所的な面積の変化率（Area change）の時間変化率（Area change rate）を算出しても良い。すなわち、ボリュームデータ処理部319は、局所的な面積の変化率の時間微分値を推定することで、面積変化率の時間変化率を算出しても良い。かかる場合には、ボリュームデータ処理部319は、図5Aに示すように、所定の値を閾値として、閾値に到達した時刻ごとに色を割り当てるように重畳画像の色調を変化させる。なお、図5Aは、第1の実施形態に係るボリュームデータ処理部319による処理の一例を説明するための図である。

#### 【0053】

図5Bは、第1の実施形態に係るボリュームデータ処理部319によって生成される画像の一例を示す図である。ここで、図5Bにおいては、心臓における興奮伝播の様相が描出された画像を示す。具体的には、図5Bにおいては、NOMAL（健常）及びCLBBB（完全左脚ブロック）について、サーフェスレンダリング画像に色調を重畳した重畳画像と、Polar-map像に対して色調を重畳させた重畳画像とを示す。ここで、CLBBBにおいて、非同期部位（Latest Site）が示されている。

#### 【0054】

CRTにおいては、図5Bに示す重畳画像から非同期部位を特定し、造影剤を用いたX線画像を参照して、非同期部位に最も近い静脈に電極（ペーシングリード：Pacing Lead）が留置される。このとき、X線画像においては、非同期部位の正確な位置が示されていないわけではないため、医師は、勘を頼りに手技を行う場合もあり、誤った位置に電極を留置してしまう場合もある。そこで、本実施形態に係る画像処理装置100では、X線画像における非同期部位に超音波の重畳画像を重畳して表示させることで、電極を正確に留置させることを可能とするとともに、その位置合わせを自動で行わせる。

#### 【0055】

図6は、第1の実施形態に係る画像処理装置100の構成の一例を示す図である。図6に示すように、画像処理装置100は、入力部110と、表示部120と、通信部130と、記憶部140と、制御部150とを有する。例えば、画像処理装置100は、ワーク

10

20

30

40

50

ステーションや、任意のパーソナルコンピュータなどであり、X線診断装置200や、超音波診断装置300、画像保管装置400などとネットワークを介して接続される。

【0056】

入力部110は、マウス、キーボード、トラックボール等であり、画像処理装置100に対する各種操作の入力を操作者（例えば、読影医など）から受け付ける。具体的には、入力部110は、X線画像や、超音波画像を取得するための情報の入力などを受け付ける。

【0057】

表示部120は、モニタとしての液晶パネル等であり、各種情報を表示する。具体的には、表示部120は、操作者から各種操作を受け付けるためのGUI (Graphical User Interface) や、後述する制御部150による処理結果となるX線画像と超音波画像との重畳画像を表示する。通信部130は、NIC (Network Interface Card) 等であり、他の装置との間で通信を行う。

10

【0058】

記憶部140は、例えば、RAM (Random Access Memory)、フラッシュメモリ (Flash Memory) 等の半導体メモリ素子、又は、ハードディスク、光ディスク等の記憶装置などであり、X線画像や、超音波画像などを記憶する。

【0059】

制御部150は、例えば、CPU (Central Processing Unit) やMPU (Micro Processing Unit) 等の電子回路、ASIC (Application Specific Integrated Circuit) やFPGA (Field Programmable Gate Array) 等の集積回路であり、画像処理装置100の全体制御を行なう。

20

【0060】

また、制御部150は、図6に示すように、例えば、取得部151と、特定部152と、表示制御部153とを有する。取得部151は、X線診断装置200によって被検体Pが撮影される撮影空間と、被検体Pに対して超音波プローブ320が走査される走査空間との相対位置の情報を取得する。具体的には、取得部151は、X線診断装置200によって撮影されたX線画像、又は超音波プローブ320によって走査された超音波画像に描出された所定の物体と、走査空間における超音波プローブ320の位置情報とに基づいて、相対位置の情報を取得する。より具体的には、取得部151は、X線診断装置200の寝台上に載置され、1方向から撮影された超音波プローブ320のX線画像と、走査空間における超音波プローブ320の位置情報とに基づいて、相対位置の情報を取得する。

30

【0061】

図7Aは、第1の実施形態に係る取得部151による処理の一例を説明するための図である。図7Aについては、X線診断装置200による超音波プローブ320の撮影を示す。例えば、取得部151は、図7Aに示すように、寝台上に載置された超音波プローブ320が1方向から撮影されたX線画像と、そのときの撮影条件の情報を取得する。ここで、取得部151は、撮影条件として、超音波プローブ320が撮影されたときのアームの保持装置の天井走行位置や、寝台の高さ、SID (X線源受像面間距離)、FOV (視野サイズ) などを取得する。

40

【0062】

そして、取得部151は、取得したX線画像に描出された超音波プローブ320の位置と撮影条件とから、X線画像の撮影空間における超音波プローブ320の位置情報 (座標) を取得する。以下、X線画像の撮影空間における座標をX線座標系と記す。例えば、取得部151は、図7Aに示すように、X線座標系における超音波プローブ320の先端位置の座標 ( $x_1, y_1, z_1$ ) を取得する。ここで、取得部151は、例えば、X線画像に描出された圧電振動子や基板などをパターンマッチングにより抽出し、抽出した各部品から超音波プローブ320の先端位置の座標 ( $x_1, y_1, z_1$ ) を取得する。

【0063】

次に、取得部151は、X線画像が撮影された位置に対応する超音波座標系の座標を取

50

得する。すなわち、取得部 151 は、X 線画像が撮影された位置において、位置センサー 352 によって取得された座標 ( $x_2, y_2, z_2$ ) を取得する。これにより、取得部 151 は、X 線座標系と超音波座標系との対応する位置情報 (相対位置の情報) を取得することとなる。

#### 【0064】

図 6 に戻って、特定部 152 は、取得部 151 によって取得された相対位置の情報に基づいて、撮影空間における超音波プローブ 320 によって走査された位置と略同一位置を特定する。図 7 B 及び図 7 C は、第 1 の実施形態に係る特定部 152 による処理の一例を説明するための図である。例えば、特定部 152 は、図 7 B に示すように、超音波プローブ 320 によって非同期部位の位置が特定された時点での超音波プローブ 320 のスキャン領域の座標を、超音波座標系における超音波プローブ 320 の先端の座標 ( $x_2, y_2, z_2$ ) を基準とした座標 ( $x_2 + a, y_2 + b, z_2 + c$ )、( $x_2 + d, y_2 + e, z_2 + f$ )、( $x_2 + g, y_2 + h, z_2 + i$ ) として算出する。また、特定部 152 は、その他の頂点についても同様に算出する。

10

#### 【0065】

そして、特定部 152 は、算出した各座標について、図 7 C に示すように、X 線座標系における超音波プローブ 320 の最初の先端位置の座標 ( $x_1, y_1, z_1$ ) を基準とした座標で算出する。すなわち、特定部 152 は、超音波座標系における先端の座標 ( $x_2, y_2, z_2$ ) と、X 線座標系における先端の座標 ( $x_1, y_1, z_1$ ) とから変換係数を算出する。そして、特定部 152 は、非同期部位の位置が特定された時点での各座標に対して、算出した変換係数を掛けることにより、X 線座標系における非同期部位の位置を特定する。このとき、特定部 152 は、回転角度や拡大率なども算出することとなる。

20

#### 【0066】

図 6 に戻って、表示制御部 153 は、X 線診断装置 200 によって撮影された X 線画像における特定部 152 によって特定された略同一位置に、超音波プローブ 320 によって走査された位置の走査対象を重畳した重畳画像を表示部 120 にて表示させる。具体的には、表示制御部 153 は、医師が電極を留置するために参照する X 線画像における特定部 152 によって特定された位置に、超音波診断装置 300 によって生成された非同期部位が異なる色調で示された重畳画像をさらに重畳させて表示部 120 に表示させる。

#### 【0067】

図 8 は、第 1 の実施形態に係る表示制御部 153 の制御によって表示される表示画像の一例を示す図である。例えば、表示制御部 153 は、図 8 に示すように、表示部 120 に X 線画像の上に非同期部位の位置を示す超音波画像を重畳させた表示画像を表示させる。これにより、医師は、X 線画像における非同期部位の正確な位置を把握することができ、電極を正確な位置に留置することが可能になる。

30

#### 【0068】

上記した例では、X 線座標系における超音波プローブ 320 の位置情報を取得する場合に、超音波プローブ 320 を 1 方向から撮影し、撮影した画像と、撮影条件とから位置情報 (XYZ の 3 軸の座標情報) を取得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く、種々の実施形態を適用することができる。

40

#### 【0069】

例えば、超音波プローブ 320 を 2 方向から撮影してもよい。かかる場合には、取得部 151 は、X 線診断装置 200 によって 2 方向から撮影された超音波プローブ 320 の X 線画像と、走査空間における超音波プローブ 320 の位置情報とに基づいて、相対位置の情報を取得する。具体的には、取得部 151 は、2 枚の X 線画像から XYZ の 3 軸の座標を取得する。すなわち、取得部 151 は、2 枚の画像それぞれから得られる 2 軸の座標情報をを用いて 3 軸目の座標を算出する。

#### 【0070】

また、例えば、超音波プローブ 320 のボリュームデータを収集して、収集したボリュームデータから超音波プローブ 320 の XYZ の 3 軸の座標情報を取得してもよい。かか

50

る場合には、取得部 151 は、X 線診断装置 200 によって多方向から撮影されることで生成された超音波プローブ 320 の 3 次元データと、走査空間における超音波プローブ 320 の位置情報とに基づいて、相対位置の情報を取得する。

【0071】

また、例えば、超音波プローブ 320 にスキャンされうる物質を、例えば、寝台に埋め込んでおき、それを用いてもよい。かかる場合には、取得部 151 は、X 線診断装置 300 の寝台の所定の位置に予め設置された超音波プローブ 320 によって走査可能な物体と、走査空間における超音波プローブ 320 の位置情報とに基づいて、相対位置の情報を取得する。すなわち、X 線座標系での走査可能な物体を設置した位置の座標と、当該物体をスキャンした際の超音波座標系とを用いて、位置合わせを実行する。

10

【0072】

次に、第 1 の実施形態に係る画像処理装置 100 の処理の手順について説明する。図 9 は、第 1 の実施形態に係る画像処理装置 100 による処理の手順を示すフローチャートである。

【0073】

図 9 に示すように、第 1 の実施形態に係る画像表示装置 100 においては、X 線診断装置 200 が、超音波プローブ 320 の X 線画像を取得する（ステップ S101）。そして、取得部 151 は、X 線座標系における超音波プローブ 320 の先端の座標を特定する（ステップ S102）。

【0074】

さらに、取得部 151 は、超音波座標系における超音波プローブ 320 の先端の座標を特定する（ステップ S103）。その後、超音波診断装置 300 において、非同期部位の位置を特定するための超音波画像が収集され（ステップ S104）、非同期部位が特定される。

20

【0075】

そして、特定部 152 は、超音波座標系における関心部位（非同期部位）の座標を特定する（ステップ S105）。その後、特定部 152 は、X 線座標系における超音波プローブ 320 の座標と、超音波座標系における超音波プローブ 320 の先端の座標とから、変換係数を算出する（ステップ S106）。

【0076】

続いて、特定部 152 は、算出した変換係数を用いて、超音波座標系における関心部位（非同期部位）の座標を X 線座標系における座標に変換する（ステップ S107）。その後、表示制御部 153 が、X 線画像上における非同期部位の位置に、非同期部位を示す超音波画像を重畳させた重畳画像を表示させて（ステップ S108）、処理を終了する。

30

【0077】

上述したように、第 1 の実施形態によれば、取得部 151 は、X 線診断装置 200 によって被検体 P が撮影される撮影空間と、被検体 P に対して超音波プローブ 320 が走査される走査空間との相対位置の情報を取得する。そして、特定部 152 は、取得部 151 によって取得された相対位置の情報に基づいて、撮影空間における超音波プローブ 320 によって走査された位置と略同一位置を特定する。従って、第 1 の実施形態に係る画像処理装置 100 は、X 線画像上の非同期部位を自動で正確に特定することができ、X 線画像における非同期部位の正確な位置情報を容易に得ることを可能にする。その結果、画像処理装置 100 は、電極の留置を正確に実行させることを可能にする。

40

【0078】

また、第 1 の実施形態によれば、取得部 151 は、X 線診断装置 200 によって撮影された X 線画像、又は超音波プローブ 320 によって走査された超音波画像に描出された所定の物体と、走査空間における超音波プローブ 320 の位置情報とに基づいて、相対位置の情報を取得する。従って、第 1 の実施形態に係る画像処理装置 100 は、画像を撮影するだけで、自動で位置合わせを実行することができ、手間を掛けることなく、X 線画像における非同期部位の正確な位置情報を容易に得ることを可能にする。

50

## 【 0 0 7 9 】

また、第1の実施形態によれば、取得部151は、X線診断装置200の寝台上に載置され、1方向から撮影された超音波プローブ320のX線画像と、走査空間における超音波プローブ320の位置情報とに基づいて、相対位置の情報を取得する。従って、第1の実施形態に係る画像処理装置100は、容易に相対位置を取得することができる。

## 【 0 0 8 0 】

また、第1の実施形態によれば、取得部151は、X線診断装置200によって2方向から撮影された超音波プローブのX線画像と、走査空間における超音波プローブ320の位置情報とに基づいて、相対位置の情報を取得する。従って、第1の実施形態に係る画像処理装置100は、超音波プローブ320の場所を寝台上に限定することなく容易に相対位置を取得することができる。

10

## 【 0 0 8 1 】

また、第1の実施形態によれば、取得部151は、X線診断装置200によって多方向から撮影されることで生成された超音波プローブ320の3次元データと、走査空間における超音波プローブ320の位置情報とに基づいて、相対位置の情報を取得する。3次元データは、X線診断装置200から得られた画像データを元に生成されているため、3次元データ内の超音波プローブの位置をX線座標系に変換するための情報を十分に有している。従って、第1の実施形態に係る画像処理装置100は、より細かい位置情報を取得することができる。

## 【 0 0 8 2 】

また、第1の実施形態によれば、取得部151は、X線診断装置200の寝台の所定の位置に予め設置された超音波プローブ320によって走査可能な物体と、走査空間における超音波プローブ320の位置情報とに基づいて、相対位置の情報を取得する。従って、第1の実施形態に係る画像処理装置100は、予めX線画像を撮影することなく、非同期部位を特定するための超音波プローブ320の走査に加えたわずかな走査により相対位置の情報を取得することができる。

20

## 【 0 0 8 3 】

(第2の実施形態)

これまで第1の実施形態について説明したが、上述した第1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。

30

## 【 0 0 8 4 】

上述した第1の実施形態では、超音波プローブ320のX線画像、或いは、寝台上の物質の超音波画像を用いて、X線座標系と超音波座標系とを紐つ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く、例えば、位置センサーを用いる場合であってもよい。かかる場合には、まず、X線診断装置200の所定の位置に位置センサーを設置する。ここで、位置センサーの位置は、トランスミッター351によって発生する磁界の中であり、金属からなる他の部品が近くにない位置が好ましい。

## 【 0 0 8 5 】

すなわち、新たに設置した位置センサーが取得して、制御装置353に送信する位置情報は、X線座標系では既知の座標である。従って、特定部152は、新たに設置した位置センサーによって取得された超音波座標系の座標と、既知であるX線座標系における座標とから変換係数を算出して、算出した変換係数を用いて、位置を特定する。

40

## 【 0 0 8 6 】

また、例えば、ジグを用いる場合であってもよい。かかる場合には、取得部151は、X線診断装置200の所定の位置に設けられた超音波プローブ320の固定場と、走査空間における超音波プローブ320の位置情報とに基づいて、相対位置の情報を取得する。ここで、ジグとは、超音波プローブ320を固定するための道具をさす。

## 【 0 0 8 7 】

すなわち、X線診断装置200の所定の場所に超音波プローブ320を固定するための固定場を新たに設ける。そして、位置合わせを行う前に、固定場に超音波プローブ320

50

を固定して、そのときの超音波座標系における超音波プローブ 3 2 0 の座標を取得する。特定部 1 5 2 は、取得した座標と、固定場の座標とから変換係数を算出して、算出した変換係数を用いて、位置を特定する。

【 0 0 8 8 】

走査空間における超音波プローブ 3 2 0 の位置情報は制御装置 3 5 3 と超音波プローブ 3 2 0 との相対的な位置関係により決まるので、ジグを用いる場合は、制御装置 3 5 3 の位置が不変であるならば、超音波座標系における超音波プローブ 3 2 0 の座標は常に同じである。このことを利用して、制御装置 3 5 3 の位置を固定できる場合は、過去に取得した超音波座標系における超音波プローブ 3 2 0 の座標を流用することができる。

【 0 0 8 9 】

また、上述した実施形態では、画像処理装置 1 0 0 が、X 線画像上の非同期部位を特定して、特定した位置に超音波画像を重畳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く、例えば、上述した画像処理装置 1 0 0 を X 線診断装置 2 0 0 が有する場合であってもよい。すなわち、X 線診断装置 2 0 0 のシステム制御部 2 2 1 が、上述した取得部 1 5 1、特定部 1 5 2、表示制御部 1 5 3 を備え、上述した処理を実行するようにしてもよい。

【 0 0 9 0 】

以上述べた少なくともひとつの実施形態の画像処理装置によれば、X 線画像における非同期部位の正確な位置情報を容易に得ることが可能となる。

【 0 0 9 1 】

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

【符号の説明】

【 0 0 9 2 】

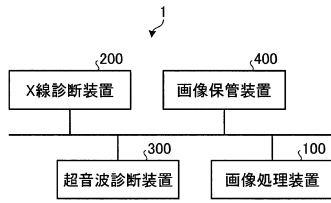
- 1 0 0 画像処理装置
- 1 1 0 入力部
- 1 2 0 表示部
- 1 5 0 制御部
- 1 5 1 取得部
- 1 5 2 特定部
- 1 5 3 表示制御部
- 2 0 0 X 線診断装置
- 3 0 0 超音波診断装置

10

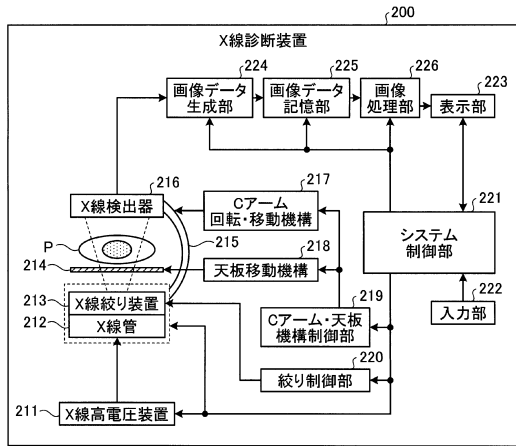
20

30

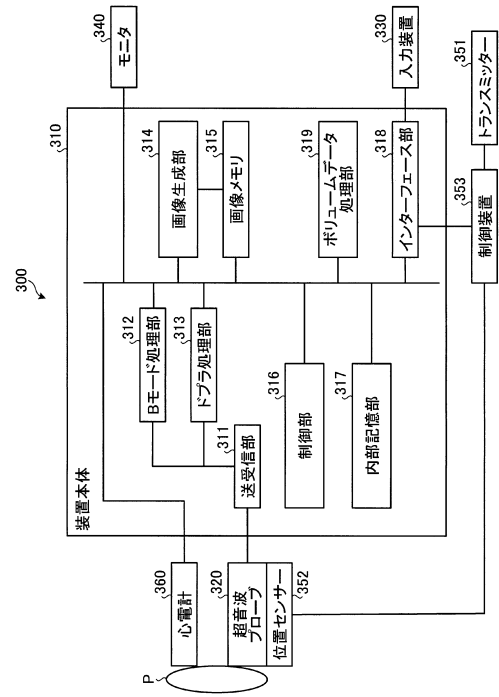
【図1】



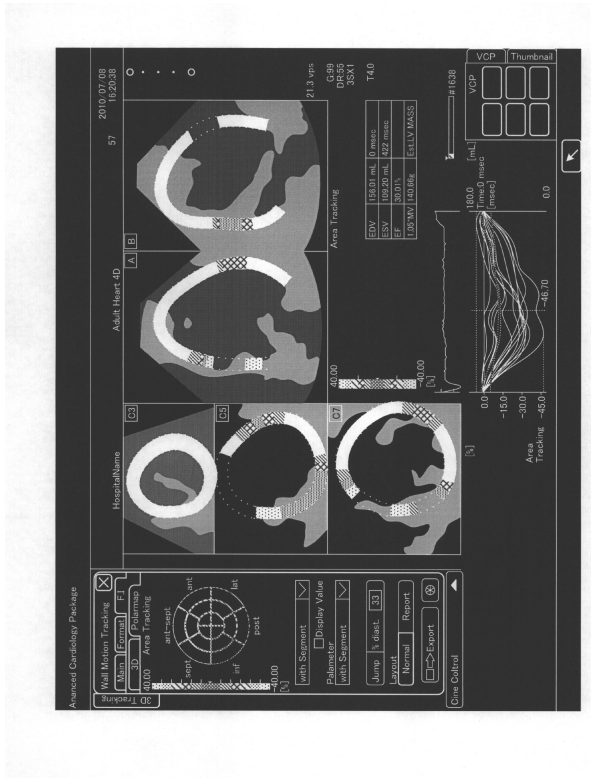
【図2】



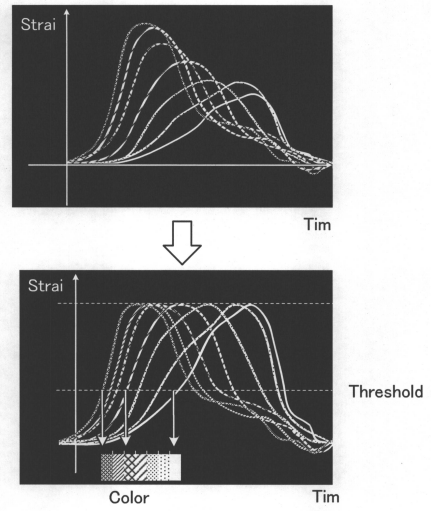
【図3】



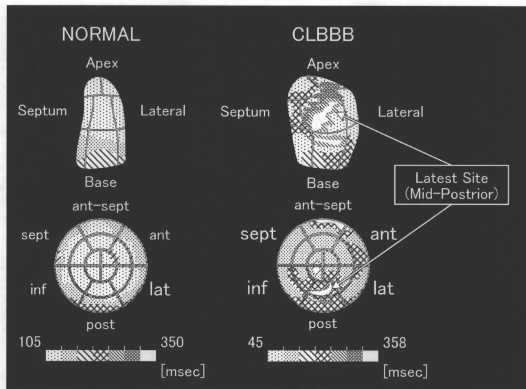
【図4】



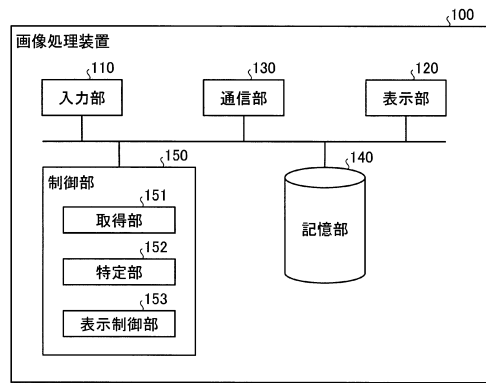
【図5A】



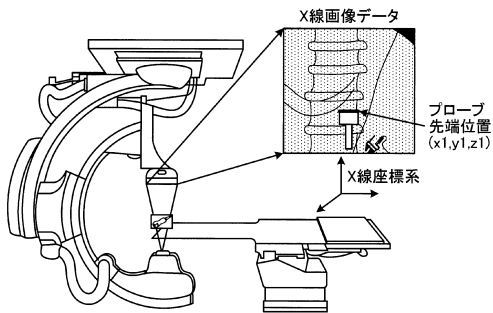
【図5B】



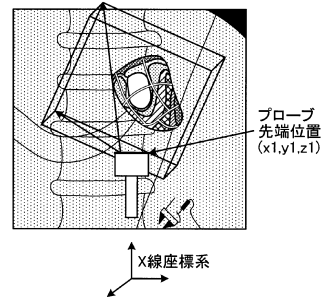
【図6】



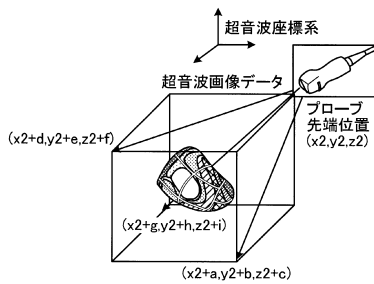
【図7A】



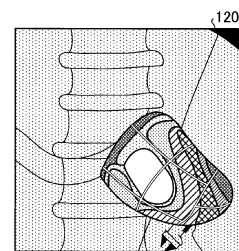
【図7C】



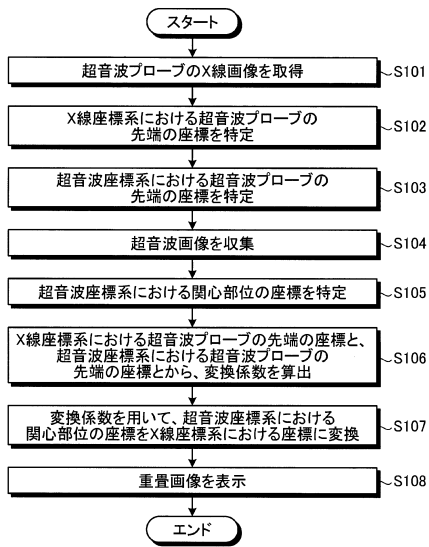
【図7B】



【図8】



【図9】



---

フロントページの続き

(72)発明者 大内 啓之

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

審査官 亀澤 智博

(56)参考文献 特表2007-526066(JP,A)  
特開2010-162058(JP,A)  
特開2012-152519(JP,A)  
特表2004-533863(JP,A)  
特開2002-136507(JP,A)  
特開2001-218765(JP,A)  
特開平10-137238(JP,A)  
国際公開第2011/070477(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14

A61B 8/00 - 8/15

|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 图像处理设备, X射线诊断设备和程序  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP6207819B2</a>   | 公开(公告)日 | 2017-10-04 |
| 申请号            | JP2012206945  | 申请日     | 2012-09-20 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝<br>东芝医疗系统株式会社  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 东芝公司<br>东芝医疗系统有限公司  |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 东芝医疗系统有限公司  |         |            |
| [标]发明人         | 渊上航<br>坂口卓弥<br>橋本新一<br>大内啓之   |         |            |
| 发明人            | 渊上 航<br>坂口 卓弥<br>橋本 新一<br>大内 啓之   |         |            |
| IPC分类号         | A61B6/00 A61B6/12 A61B8/00 A61B8/08   |         |            |
| CPC分类号         | G06T7/0012 A61B6/12 A61B6/4417 A61B6/4441 A61B6/481 A61B6/5247 A61B8/0883 A61B8/4254<br>A61B8/4416 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/5207 A61B8/5261 G06T2207/10116 G06T2207/10132<br>G06T2207/30004                                      |         |            |
| FI分类号          | A61B6/00.370 A61B6/00.350.P A61B6/12 A61B8/00 A61B8/08  |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C093/AA24 4C093/AA25 4C093/CA35 4C093/EC16 4C093/FA47 4C093/FF15 4C093/FF21 4C093/FF35<br>4C093/FF37 4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/GA18<br>4C601/GA25 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/LL33 |         |            |
| 其他公开文献         | JP2014061061A   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>   |         |            |

**摘要(译)**  
提供了一种图像处理设备, X射线诊断设备和程序, 其使得可以容易地获得X射线图像中的异步部分的准确位置信息。根据实施例的图像处理装置包括获取单元和指定单元。获取单元获取关于由X射线诊断设备拍摄对象的成像空间与针对对象扫描超声波探头的扫描空间之间的相对位置的信息。指定单元基于由获取单元获取的关于相对位置的信息, 指定与成像空间中的超声波探头扫描的位置基本相同的位置。点域6

|  |                                |  |
|--|--------------------------------|--|
| (19) 日本国特許庁(JP)                        | (12) 特 許 公 報(B2)               | (11) 特許番号<br>特許第6207819号<br>(P6207819) |
| (45) 発行日 平成29年10月4日(2017.10.4)         | (24) 登録日 平成29年9月15日(2017.9.15) |  |
| (51) Int. Cl.                          | F I                            |  |
| A 6 1 B 6/00 (2006.01)                 | A G 1 B 6/00 3 7 0             |  |
| A 6 1 B 6/12 (2006.01)                 | A G 1 B 6/00 3 5 0 P           |  |
| A 6 1 B 8/00 (2006.01)                 | A G 1 B 6/12                   |  |
| A 6 1 B 8/08 (2006.01)                 | A G 1 B 8/00                   |  |
|  | A G 1 B 8/08                   |  |
|  |                                | 請求項の数 10 (全 20 頁)                      |
| (21) 出願番号 特願2012-206945 (P2012-206945) | (73) 特許権者 594164542            |  |
| (22) 出願日 平成24年9月20日(2012.9.20)         | 東芝メディカルシステムズ株式会社               |  |
| (65) 公開番号 特開2014-61061 (P2014-61061A)  | 栃木県大田原市下石上1385番地               |  |
| (43) 公開日 平成26年4月10日(2014.4.10)         | 110001771                      |  |
| 審査請求日 平成27年7月7日(2015.7.7)              | 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所               |  |
| 前置審査                                   | (72) 発明者 淵上 航                  |  |
|  | 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 坂口 卓弥                 |  |
|  | 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 橋本 新一                 |  |
|  | 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】 画像処理装置、X線診断装置及びプログラム      |                                |  |