

(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2014-61061

(P2014-61061A)

(43) 公開日 平成26年4月10日(2014.4.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 7 0	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/12 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 5 0 P	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	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	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2012-206945 (P2012-206945)
 (22) 出願日 平成24年9月20日 (2012.9.20)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (71) 出願人 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100089118
 弁理士 酒井 宏明
 (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

最終頁に続く

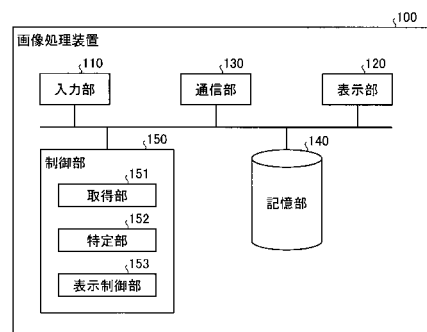
(54) 【発明の名称】 画像処理装置、X線診断装置及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】 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。

【解決手段】 実施形態の画像処理装置は、取得部と、特定部とを備える。取得部は、X線診断装置によって被検体が撮影される撮影空間と、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。そして、特定部は、取得部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によって走査された位置と略同一位置を特定する。

【選択図】 図6



【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、

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記取得手段は、前記 X線診断装置によって撮影された X線画像、又は前記超音波プローブ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、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請求項 1 に記載の画像処理装置。

10

【請求項 3】

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請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記取得手段は、前記 X線診断装置によって2方向から撮影された超音波プローブの X線画像と、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請求項 2 に記載の画像処理装置。

20

【請求項 5】

前記取得手段は、前記 X線診断装置によって多方向から撮影されることで生成された前記超音波プローブの3次元データと、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請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

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請求項 2 に記載の画像処理装置。

30

【請求項 7】

前記取得手段は、前記 X線診断装置の所定の位置及び前記超音波プローブそれぞれに付与された位置センサーに基づいて、前記相対位置の情報を取得することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

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請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

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 ~ 8 のいずれか一つに記載の画像処理装置。

40

【請求項 10】

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、

を備えたことを特徴とする X線診断装置。

【請求項 11】

50

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ることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、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。

【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。

【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】

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。

【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。

10

20

30

40

50

【図 5 A】図 5 A 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 5 B】図 5 B 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 7 A】図 7 A 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 7 B】図 7 B 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 7 C】図 7 C 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、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

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【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。

【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。

20

【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。

30

【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】

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。

40

【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

50

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。

10

【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。

20

【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キング材などを有する。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。

30

【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】

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。

40

【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画像などとを並列表示したりする。

50

【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。

【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。

【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、ポリウムデータ処理部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。

【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
40

【0036】

このように、送受信部311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311は、後述する制御部316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311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
50

【0037】

Bモード処理部312は、送受信部311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。

【0038】

ドブラ処理部313は、送受信部311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、パワーなど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。

【0039】

画像生成部314は、Bモード処理部312が生成したBモードデータや、ドブラ処理部313が生成したドブラデータから、超音波画像を生成する。具体的には、画像生成部314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モードデータやドブラデータから表示用の超音波画像（Bモード画像やドブラ画像）を生成する。

【0040】

画像メモリ315は、画像生成部314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315は、後述する画像生成部314による処理結果を記憶する。さらに、画像メモリ315は、送受信部311を経た直後の出力信号（RF：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315が記憶する画像データのデータ形式は、後述する制御部316によりモニタ340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312及びドブラ処理部313によって生成されたRawデータである座標変換前のデータ形式でもよい。

【0041】

制御部316は、超音波診断装置300における処理全体を制御する。具体的には、制御部316は、入力装置330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317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311、Bモード処理部312、ドブラ処理部313および画像生成部314の処理を制御したり、画像メモリ315が記憶する超音波画像などをモニタ340にて表示するように制御したりする。また、制御部316は、例えば、DICOM（Digital Imaging and Communications in Medicine）規格に則って、他のモダリティ（例えば、X線CT装置、MRI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。

【0042】

内部記憶部317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ID、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317は、必要に応じて、画像メモリ315が記憶する画像の保管などにも使用される。

【0043】

インターフェース部318は、入力装置330、制御装置353と装置本体310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318は、制御部316に対する制御装置353が取得した位置情報の転送を制御する。

【0044】

ボリュームデータ処理部319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、3D 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300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300は、被検体Pの心臓の左心室（LV：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

10

20

30

40

50

リウムデータ群)を生成する。

【0045】

ポリウムデータ処理部319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ポリウ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、ポリウムデータ処理部319は、ポリウ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、ポリウムデータ処理部319は、各ポリウ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、ポリウムデータ処理部319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、ポリウムデータ処理部319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、ポリウムデータ処理部319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。

10

【0046】

図4は、第1の実施形態に係るポリウムデータ処理部319による処理結果の一例を示す図である。例えば、ポリウムデータ処理部319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。

【0047】

また、ポリウムデータ処理部319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、16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、16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、ポリウムデータ処理部319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、16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。

20

【0048】

また、ポリウムデータ処理部319は、ポリウムデータから、短軸断面や、長軸断面の複数のMPR画像を生成する。図4に示す一例では、ポリウムデータ処理部319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、ポリウムデータ処理部319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。

30

【0049】

また、図4に示す一例では、ポリウムデータ処理部319は、領域C3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、ポリウムデータ処理部319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、ポリウムデータ処理部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、ポリウムデータ処理部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。

40

【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、

50

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「422msec」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。

10

【0052】

ポリウムデータ処理部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、ポリウムデータ処理部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、ポリウムデータ処理部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の実施形態に係るポリウムデータ処理部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の実施形態に係るポリウムデータ処理部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、NORMAL(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。

20

【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るわけではないため、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。

30

【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。

40

【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

50

、他の装置との間で通信を行う。

【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。

10

【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。

20

【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。

【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。

30

【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。

40

【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7B及び図7C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7B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($x_2 + a, y_2 + b, z_2 + c$)、($x_2 + d, y_2 + e,$

50

$z_2 + f$)、 $(x_2 + g, y_2 + h, z_2 + i)$ 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。

【0065】

そして、特定部152は、算出した各座標について、図7C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。

10

【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。

20

【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。

【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軸の座標情報を用いて3軸目の座標を算出する。

30

【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。

40

【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。

【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

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

【0079】

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。

40

【0080】

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。

【0081】

50

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。

【0082】

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。

10

【0083】

(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。

【0084】

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。

20

【0085】

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。

30

【0086】

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。

【0087】

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320の座標を取得する。特定部152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。

40

【0088】

走査空間における超音波プローブ320の位置情報は制御装置353と超音波プローブ320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353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320の座標は常に同じである。このことを利用して、制御装置353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320の座標を流用することができる。

【0089】

また、上述した実施形態では、画像処理装置100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

50

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100をX線診断装置200が有する場合であってもよい。すなわち、X線診断装置200のシステム制御部221が、上述した取得部151、特定部152、表示制御部153を備え、上述した処理を実行するようにしてもよい。

【0090】

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。

【0091】

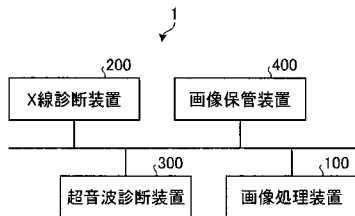
本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

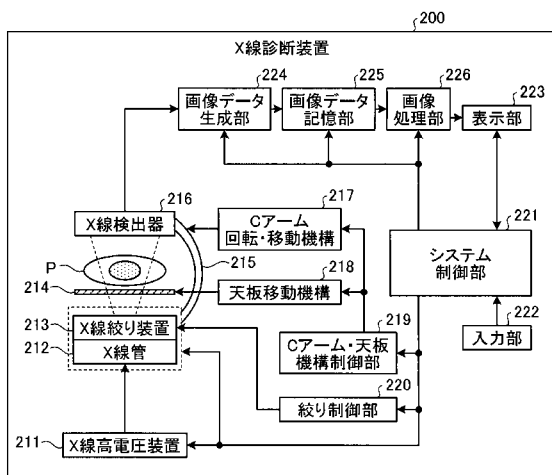
【0092】

- 100 画像処理装置
- 110 入力部
- 120 表示部
- 150 制御部
- 151 取得部
- 152 特定部
- 153 表示制御部
- 200 X線診断装置
- 300 超音波診断装置

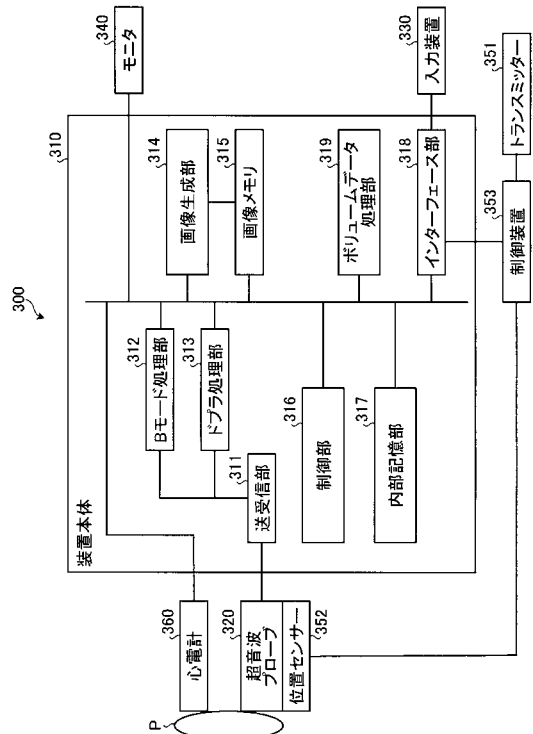
【図1】



【図2】



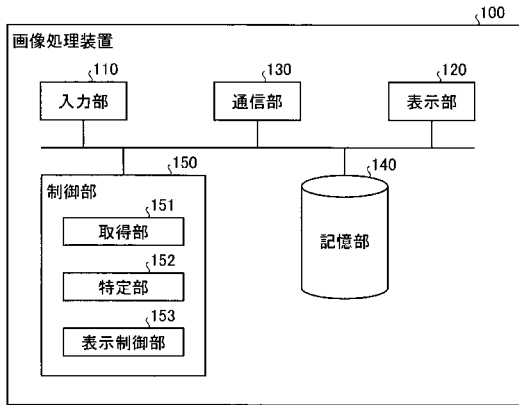
【図3】



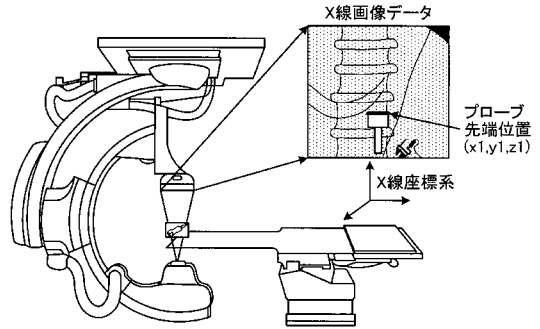
10

20

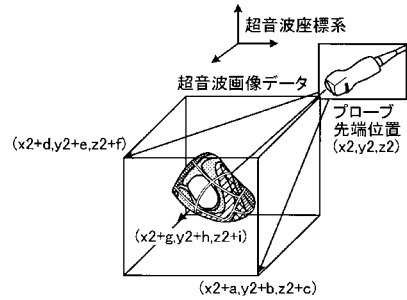
【 図 6 】



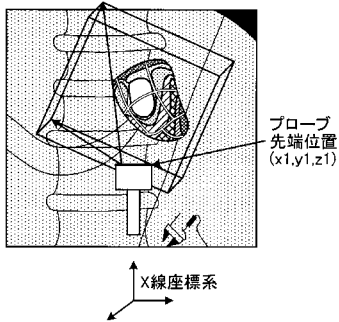
【 図 7 A 】



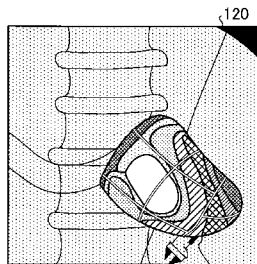
【 図 7 B 】



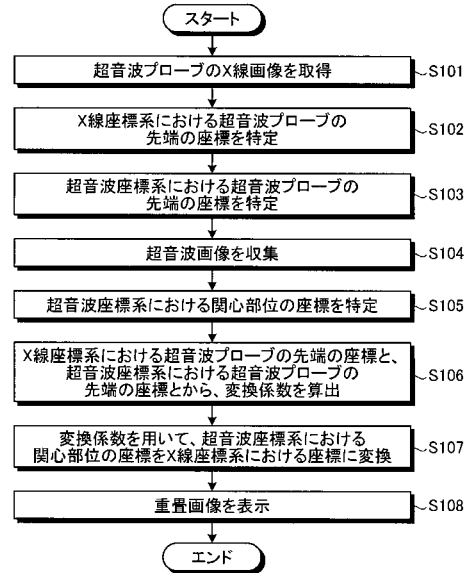
【 図 7 C 】



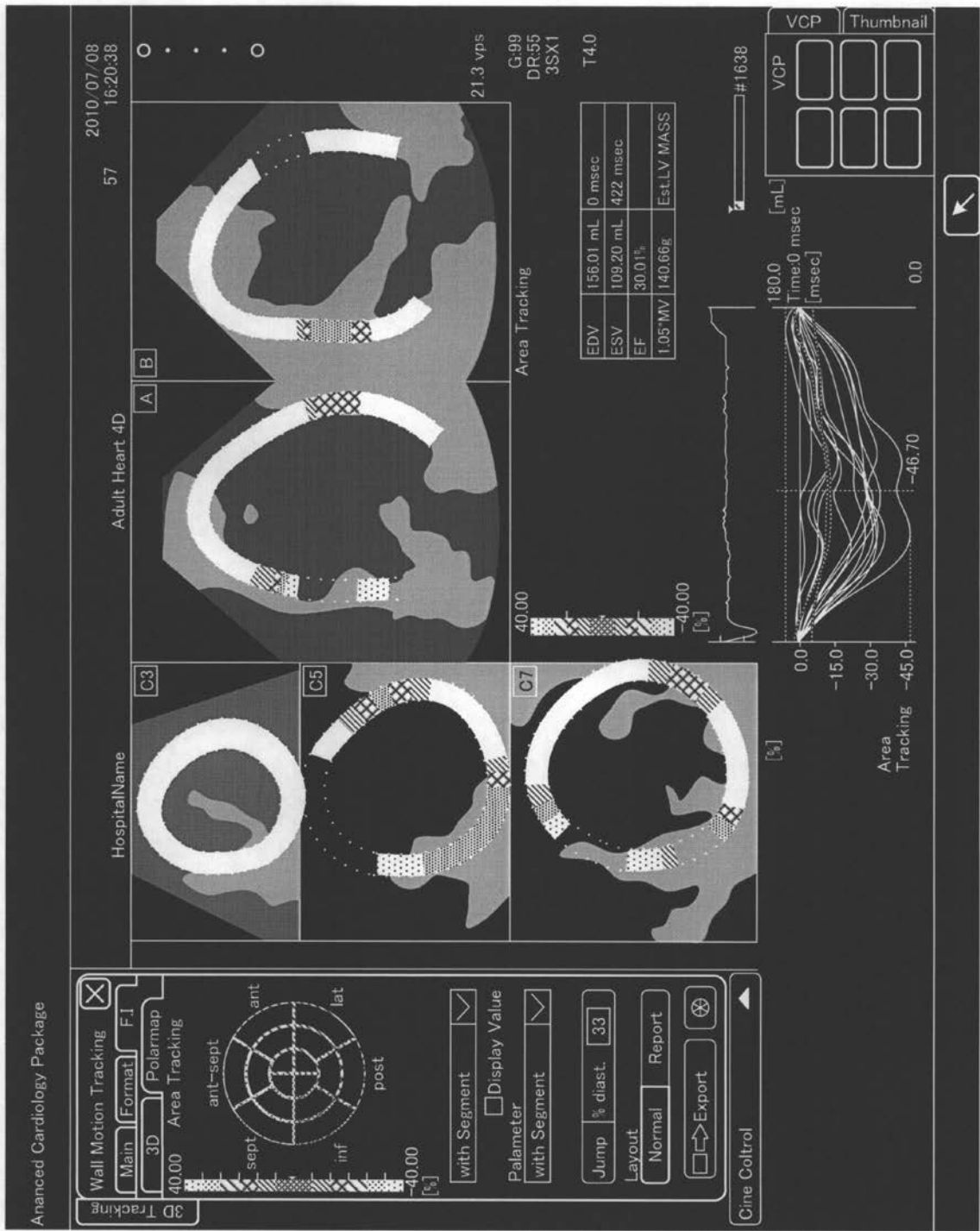
【 図 8 】



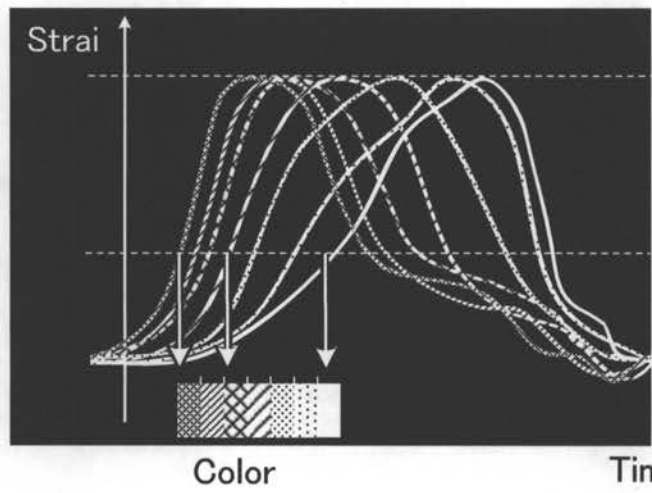
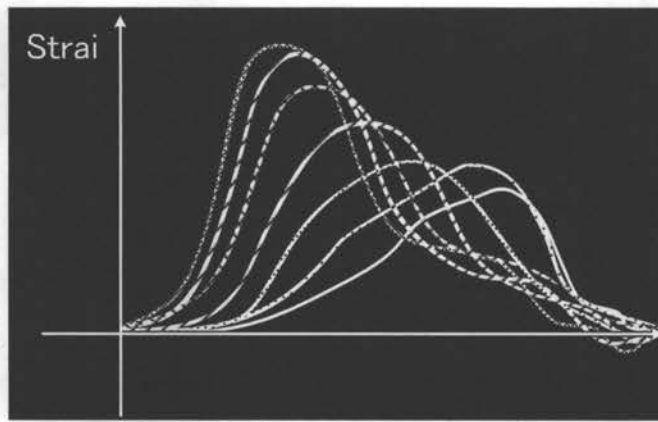
【 図 9 】



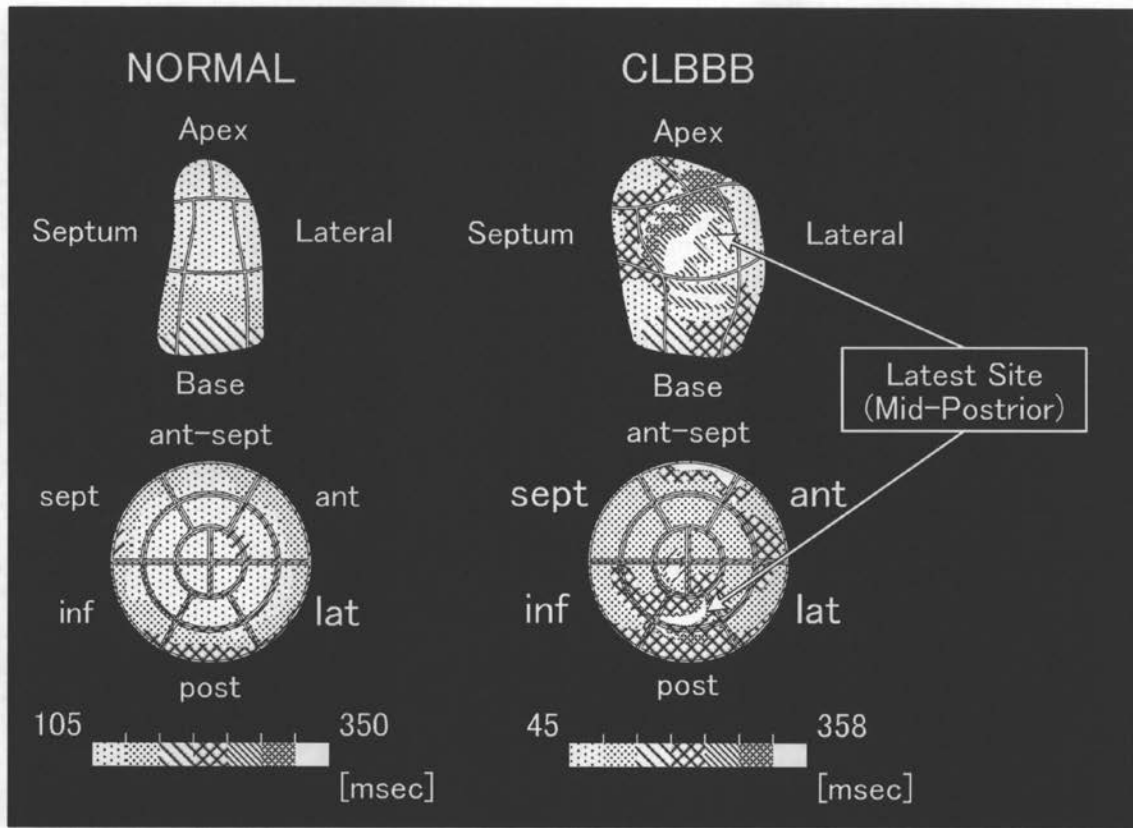
【 図 4 】



【 図 5 A 】



【 図 5 B 】



フロントページの続き

(72)発明者 橋本 新一

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

(72)発明者 大内 啓之

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

F ターム(参考) 4C093 AA24 AA25 CA35 EC16 FA47 FF15 FF21 FF35 FF37

4C601 BB03 DD15 DD27 EE09 FF08 GA18 GA25 JC21 KK02 KK24

LL33

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	JP2014061061A	公开(公告)日	2014-04-10
申请号	JP2012206945	申请日	2012-09-20
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	渊上航 坂口卓弥 橋本新一 大内啓之		
发明人	渊上 航 坂口 卓弥 橋本 新一 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 A61B8/4416 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/5207 A61B8/5261 G06T2207/10116 G06T2207/10132 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 4C093/FF37 4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/LL33		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP6207819B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种图像处理器，X射线诊断装置和程序，其能够容易地获得X射线图像中的非同步位置的准确位置信息。解决方案：图像处理器具有采集部分和识别部分。获取部分获取关于通过X射线诊断装置拍摄对象的拍摄空间与扫描超声波探头的扫描空间之间的相对位置的信息。识别部件基于由获取部件获取的关于相对位置的信息，识别与摄影空间中的超声波探头扫描的位置几乎相同的位置。

