

(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2014-61094

(P2014-61094A)

(43) 公開日 平成26年4月10日(2014.4.10)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 7	4 C 0 9 3
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 2	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2012-207497 (P2012-207497)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成24年9月20日 (2012.9.20)		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	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	洲上 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

最終頁に続く

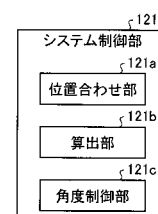
(54) 【発明の名称】 X線診断装置及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】X線画像と超音波画像の重畳画像における視認性の低下を抑止することを可能にする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X線診断装置は、算出部と、制御部とを備える。算出部は、被検体を撮影する撮影空間と、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に基づいて、超音波プローブによる超音波の送受信により生成された超音波画像内に指定された指定位置と、撮影空間における所定の位置とからなる角度を算出する。制御部は、算出部によって算出された角度で被検体を撮影するようにアームを制御する。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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に基づいて、前記超音波プローブによる超音波の送受信により生成された超音波画像内に指定された指定位置と、前記撮影空間における所定の位置とからなる角度を算出する算出手段と、

前記算出手段によって算出された角度で前記被検体を撮影するようにアームを制御する制御手段と、

を備えたことを特徴とする X 線診断装置。

【請求項 2】

10

前記算出手段は、前記撮影空間におけるアイソセンターを前記所定の位置とし、前記撮影空間の中心を前記アイソセンターとすることを特徴とする請求項 1 に記載の X 線診断装置。

【請求項 3】

前記算出手段は、前記撮影空間におけるアイソセンターを前記所定の位置とし、前記撮影空間において撮影された複数の X 線画像それぞれの画像中心の交点を算出し、算出した交点を前記アイソセンターとすることを特徴とする請求項 1 に記載の X 線診断装置。

【請求項 4】

前記算出手段は、前記超音波画像に含まれる心臓の中心と前記アイソセンターとの位置関係を算出し、

20

前記制御手段は、前記算出手段によって算出された前記位置関係に基づいて、前記心臓の中心と前記アイソセンターとが略同一位置となるように、前記アーム及び寝台のうち少なくとも一方を制御することを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれか一つに記載の X 線診断装置。

【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に基づいて、前記超音波プローブによる超音波の送受信により生成された超音波画像内に指定された指定位置と、前記撮影空間における所定の位置とからなる角度を算出する算出手順と、

前記算出手順によって算出された角度で前記被検体を撮影するようにアームを制御する制御手段と、

30

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、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。

40

【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

50

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線画像と超音波画像の重畳画像において、視認性が低下する場合があった。

【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】

10

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の重畳画像における視認性の低下を抑止することを可能にする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X線診断装置は、算出手段と、制御手段とを備える。算出手段は、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に基づいて、前記超音波プローブによる超音波の送受信により生成された超音波画像内に指定された指定位置と、前記撮影空間における所定の位置とからなる角度を算出する。制御手段は、前記算出手段によって算出された角度で前記被検体を撮影するようにアームを制御する。

20

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、第1の実施形態に係るシステムの構成の一例を示す図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を説明するための図である。

【図3】図3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4A】図4A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4B】図4B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。

30

【図5】図5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6】図6は、第1の実施形態に係るシステム制御部の構成の一例を示す図である。

【図7】図7は、第1の実施形態に係る位置合わせ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の実施形態に係る算出部による処理の一例を説明するための図である。

【図9A】図9Aは、第1の実施形態に係る角度制御部によって制御された角度で撮影したX線画像を用いたフュージョン画像の一例を示す図である。

【図9B】図9Bは、第1の実施形態に係る角度制御部による制御を受けずに撮影したX線画像を用いたフュージョン画像の一例を示す図である。

40

【図10】図10は、第1の実施形態に係る算出部による角度の更新処理の一例を説明するための図である。

【図11】図11は、第1の実施形態に係るX線診断装置による処理の手順を示すフローチャートである。

【図12】図12は、第2の実施形態に係る算出部による処理の一例を説明するための図である。

【図13】図13は、第2の実施形態に係るX線診断装置による処理の手順を示すフローチャートである。

【図14】図14は、第3の実施形態に係るX線診断装置による処理の手順を示すフロー

50

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X線診断装置を含む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の実施形態に係るシステム1は、X線診断装置100と、画像保管装置200と、超音波診断装置300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。

10

【0011】

かかるシステム1においては、X線診断装置100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、X線診断装置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。

20

【0012】

画像保管装置200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200は、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X線診断装置100は、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200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の実施形態に係る超音波診断装置の構成について、図2を用いて説明する。図2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2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。

30

【0014】

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。

40

【0015】

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。

【0016】

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

50

ープ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。

【0017】

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付ける。

【0018】

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

【0019】

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。

【0020】

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。

20

【0021】

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 の心電波形 (ECG: Electrocardiogram) を取得する。心電計 360 は、取得した心電波形及び時間情報を装置本体 310 に送信する。

30

【0022】

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。

【0023】

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

【0024】

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 2 5 】

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 2 6 】

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 2 7 】

ドブラ処理部 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。

20

【 0 0 2 8 】

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、ドブラ処理部 3 1 3 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 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。ここで、画像生成部 3 1 4 は、生成した各超音波画像に、心電計 3 6 0 から受信した心電波形および時間情報に対応付けて、画像メモリ 3 1 5 に格納する。

【 0 0 2 9 】

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、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 及びドブラ処理部 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 3 0 】

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 、ドブラ処理部 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 3 1 】

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

50

記憶する画像の保管などにも使用される。

【 0 0 3 2 】

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 3 3 】

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 W a l l M o t i o n T r a c k i n g 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 : L e f t V e n t r i c u l a r) 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 3 4 】

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ck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ck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 3 5 】

図 3 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 3 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 3 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 3 6 】

また、ボリュームデータ処理部 3 1 9 は、図 3 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 3 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 3 7 】

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 3 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 3 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 3 8 】

また、図 3 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

50

置した合成画像を生成している。また、図3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3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3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。

【0039】

なお、図3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3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3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「0msec」であることが示されている。また、図3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3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。

【0040】

また、図3に示すEFは、EDV及びESVから定義される駆出率である。図3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3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3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3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。

【0041】

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4A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4A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。

【0042】

図4B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4B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4B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。

【0043】

次に、第1の実施形態に係るX線診断装置100の構成について説明する。図5は、第1の実施形態に係るX線診断装置100の構成の一例を示す図である。図5に示すように、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、X線高電圧装置111と、X線管112と、X線絞り装置113と、天板114と、Cアーム115と、X線検出器116とを備える。また、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、Cアーム回転・移動機構117と、天板移動機構118と、Cアーム・天板機構制御部119と、絞り制御部120と、システム制御部121と、入力部122と、表示部123とを備える。また、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、画像データ生成部124と、画像データ記憶部125と、画像処理部126と、心電計127とを備える。

【0044】

X線高電圧装置 1 1 1 は、システム制御部 1 2 1 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 1 1 2 に供給する。X 線管 1 1 2 は、X 線高電圧装置 1 1 1 から供給される高電圧を用いて、X 線を発生する。

【0045】

X 線絞り装置 1 1 3 は、絞り制御部 1 2 0 による制御の下、X 線管 1 1 2 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 1 1 3 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 1 1 3 は、絞り制御部 1 2 0 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 1 1 2 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 1 1 4 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 1 0 0 に含まれない。

10

【0046】

X 線検出器 1 1 6 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 1 1 6 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 1 2 4 に送信する。

【0047】

C アーム 1 1 5 は、X 線管 1 1 2、X 線絞り装置 1 1 3 及び X 線検出器 1 1 6 を保持する。X 線管 1 1 2 及び X 線絞り装置 1 1 3 と X 線検出器 1 1 6 とは、C アーム 1 1 5 により被検体 P を挟んで対向するように配置される。

20

【0048】

C アーム回転・移動機構 1 1 7 は、C アーム 1 1 5 を回転及び移動させるための機構であり、天板移動機構 1 1 8 は、天板 1 1 4 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 1 1 9 は、システム制御部 1 2 1 による制御の下、C アーム回転・移動機構 1 1 7 及び天板移動機構 1 1 8 を制御することで、C アーム 1 1 5 の回転や移動、天板 1 1 4 の移動を調整する。絞り制御部 1 2 0 は、システム制御部 1 2 1 による制御の下、X 線絞り装置 1 1 3 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。

【0049】

心電計 1 2 7 は、図示しない端子が取り付けられた被検体 P の心電波形 (ECG: Electrocardiogram) を取得し、取得した心電波形を、時間情報とともに、画像データ生成部 1 2 4 および画像処理部 1 2 6 に送信する。

30

【0050】

画像データ生成部 1 2 4 は、X 線検出器 1 1 6 によって X 線から変換された電気信号を用いて X 線画像を生成し、生成した X 線画像を画像データ記憶部 1 2 5 に格納する。例えば、画像データ生成部 1 2 4 は、X 線検出器 1 1 6 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、X 線画像を生成する。

【0051】

ここで、画像データ生成部 1 2 4 は、造影剤が注入された被検体 P の心臓を時系列に沿って撮影した複数の X 線画像を生成する。そして、画像データ生成部 1 2 4 は、生成した X 線画像を画像データ記憶部 1 2 5 に格納するが、本実施例における画像データ生成部 1 2 4 は、生成した各 X 線画像に、心電計 1 2 7 から受信した心電波形および時間情報を対応付けて、画像データ記憶部 1 2 5 に格納する。

40

【0052】

画像データ記憶部 1 2 5 は、画像データ生成部 1 2 4 によって生成された X 線画像を記憶する。例えば、画像データ記憶部 1 2 5 は、画像データ生成部 1 2 4 によって生成された X 線画像を、撮影時間および撮影時間における心電波形に対応付けて記憶する。画像処理部 1 2 6 は、画像データ記憶部 1 2 5 が記憶する画像データに対して各種画像処理を行う。例えば、画像処理部 1 2 6 は、画像データ記憶部 1 2 5 が記憶する時系列に沿った複

50

数の X 線画像を処理することにより、動画像を生成する。

【 0 0 5 3 】

入力部 1 2 2 は、X 線診断装置 1 0 0 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 1 2 2 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 1 2 2 は、操作者から受け付けた指示を、システム制御部 1 2 1 に転送する。例えば、入力部 1 2 2 は、X 線診断装置 1 0 0 の電源を ON の状態にするための指示を受け付ける。

【 0 0 5 4 】

表示部 1 2 3 は、操作者の指示を受け付けるための G U I (Graphical User Interface) や、画像データ記憶部 1 2 5 が記憶する画像データなどを表示する。例えば、表示部 1 2 3 は、モニタを有する。なお、表示部 1 2 3 は、複数のモニタを有してもよい。 10

【 0 0 5 5 】

システム制御部 1 2 1 は、X 線診断装置 1 0 0 全体の動作を制御する。例えば、システム制御部 1 2 1 は、入力部 1 2 2 から転送された操作者の指示に従って X 線高電圧装置 1 1 1 を制御し、X 線管 1 1 2 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 1 2 1 は、操作者の指示に従って C アーム・天板機構制御部 1 1 9 を制御し、C アーム 1 1 5 の回転や移動、天板 1 1 4 の移動を調整する。また、例えば、システム制御部 1 2 1 は、操作者の指示に従って絞り制御部 1 2 0 を制御し、X 線絞り装置 1 1 3 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。 20

【 0 0 5 6 】

また、システム制御部 1 2 1 は、操作者の指示に従って、画像データ生成部 1 2 4 による画像データ生成処理や、画像処理部 1 2 6 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 1 2 1 は、操作者の指示を受け付けるための G U I や画像データ記憶部 1 2 5 が記憶する画像などを、表示部 1 2 3 のモニタに表示するように制御する。

【 0 0 5 7 】

ここで、本実施形態に係る X 線診断装置 1 0 0 においては、C R T が実施される。C R T においては、例えば、図 4 B 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、X 線画像における非同期部位に超音波の重畳画像をさらに重畳して表示させることで、電極を正確に留置させる。このとき、X 線画像及び超音波画像の重畳させる向きによって、非同期部位を正面から観察することができず、X 線画像及び超音波画像の重畳画像の視認性が低下する場合があった。 30

【 0 0 5 8 】

そこで、本実施形態に係る X 線診断装置 1 0 0 は、以下、詳細に説明するシステム制御部 1 2 1 の制御により、X 線画像と超音波画像の重畳画像における視認性の低下を抑止することを可能にする。なお、以下、X 線画像と超音波画像の重畳画像をフュージョン (Fusion) 画像と記す。 40

【 0 0 5 9 】

図 6 は、第 1 の実施形態に係るシステム制御部 1 2 1 の構成の一例を示す図である。図 6 に示すように、システム制御部 1 2 1 は、位置合わせ部 1 2 1 a と、算出部 1 2 1 b と、角度制御部 1 2 1 c とを有し、フュージョン画像において非同期部位を正面から観察できるように X 線画像を撮影する際のアームの角度を制御する。

【 0 0 6 0 】

位置合わせ部 1 2 1 a は、X 線画像と超音波画像とを重畳させる際の位置合わせを実行する。具体的には、位置合わせ部 1 2 1 a は、X 線画像が撮影される空間における座標である X 線座標系と、超音波画像が撮影される空間における座標である超音波座標系との相 50

対的な位置関係から各座標系を関連付ける。図 7 は、第 1 の実施形態に係る位置合わせ部 1 2 1 a による処理の一例を説明するための図である。

【 0 0 6 1 】

例えば、位置合わせ部 1 2 1 a は、図 7 に示すように、X 線座標系における超音波座標系の位置を特定する。すなわち、位置合わせ部 1 2 1 a は、超音波画像が収集された座標空間が X 線座標系のどこに相当するかを特定する。これにより、位置合わせ部 1 2 1 a は、治療箇所が X 線座標系のどこに位置し、どの角度から見れば画像の正面に位置するようになるかを明らかにすることができる。ここで、位置合わせ部 1 2 1 a による位置合わせの方法としては、例えば、以下の 3 つの方法が挙げられる。

【 0 0 6 2 】

まず、第 1 の方法としては、位置センサーを用いる方法である。例えば、位置センサー 3 5 2 を取り付けした超音波プローブ 3 2 0 が X 線診断装置 1 0 0 によって撮影される。位置合わせ部 1 2 1 a は、撮影された X 線画像に含まれる超音波プローブ 3 2 0 の位置から X 線座標系における超音波プローブ 3 2 0 の座標を算出する。さらに、位置合わせ部 1 2 1 a は、X 線画像が撮影された際の位置センサー 3 5 2 の位置情報を超音波診断装置 3 0 0 から取得する。すなわち、位置合わせ部 1 2 1 a は、X 線画像が撮影された際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。

【 0 0 6 3 】

位置合わせ部 1 2 1 a は、X 線座標系における超音波プローブ 3 2 0 の座標と、X 線画像が撮影された際の超音波座標系における超音波プローブ 3 2 0 の座標とを関連付けることで、X 線座標系における超音波座標系の位置を特定する。これにより、位置合わせ部 1 2 1 a は、超音波画像において特定された治療箇所の X 線座標系における座標を算出することができる。

【 0 0 6 4 】

また、第 2 の方法としては、ランドマークを用いる方法である。例えば、観察者が、X 線画像にて確認可能な部分を超音波画像上でランドマークとして設定する。位置合わせ部 1 2 1 a は、超音波画像に設定されたランドマークと、X 線画像上のランドマークに相当する位置とを用いて、超音波画像と X 線画像とを位置合わせする。一例を挙げると、超音波画像における心室の壁をランドマークとして設定させる。位置合わせ部 1 2 1 a は、造影された X 線画像とランドマークが設定された超音波画像とを用いて、X 線座標系と超音波座標系とを位置合わせする。

【 0 0 6 5 】

また、第 3 の方法としては、C T 画像を用いる方法である。例えば、位置合わせ部 1 2 1 a は、超音波画像と C T 画像とを位置合わせすることで、C T 座標系における超音波座標系の位置を特定する。また、位置合わせ部 1 2 1 a は、X 線画像と C T 画像とを位置合わせすることで、C T 座標系における X 線座標系の位置を特定する。そして、位置合わせ部 1 2 1 a は、C T 座標系における超音波座標系の位置と、C T 座標系における X 線座標系の位置とから、X 線座標系における超音波座標系の位置を特定する。

【 0 0 6 6 】

上述したように、位置合わせ部 1 2 1 a は、X 線座標系における超音波座標系の位置を特定することで、超音波画像で特定された治療箇所が X 線画像においてどこに位置するのかを正確に算出することを可能にする。なお、上述した位置合わせの方法はあくまでも一例であり、実施形態はこれに限定されるものではない。すなわち、X 線座標系における超音波座標系の位置を特定することができる方法であれば、どのような方法が用いられてもよい。

【 0 0 6 7 】

図 6 に戻って、算出部 1 2 1 b は、被検体を撮影する撮影空間と、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に基づいて、超音波プローブによる超音波の送受信により生成された超音波画像内に指定された指定位置と、撮影空間における所定の位置とからなる角度を算出する。具体的には、算出部 1 2 1 b は、位置合わせ部

10

20

30

40

50

1 2 1 a によって位置合わせされた X 線画像と超音波画像とから X 線座標系における非同期部位（治療箇所）の座標を算出する。そして、算出部 1 2 1 b は、算出した治療箇所の座標と所定の位置とを結ぶ直線を算出し、算出した直線の角度を算出する。

【0068】

ここで、算出部 1 2 1 b は、アイソセンターを所定の位置とし、撮影空間の中心をアイソセンターとする。一例を挙げると、算出部 1 2 1 b は、撮影空間において撮影された複数の X 線画像それぞれの画像中心の交点を算出し、算出した交点をアイソセンターとする。図 8 は、第 1 の実施形態に係る算出部 1 2 1 b による処理の一例を説明するための図である。なお、図 8 においては、位置合わせ部 1 2 1 a によって 2 枚の X 線画像と超音波画像とが位置合わせされた後の処理について示す。

10

【0069】

例えば、算出部 1 2 1 b は、図 8 に示すように、X 線画像 1 0 の X 線源から画像中心 1 1 までの直線と、X 線画像 2 0 の X 線源から画像中心 2 1 までの直線とを算出する。そして、算出部 1 2 1 b は、算出した 2 本の直線の交点をアイソセンター 3 0 とする。そして、算出部 1 2 1 b は、超音波画像上に指定された治療箇所 4 0 の X 線座標系における座標と、アイソセンター 3 0 の座標とを結ぶ直線 5 0 を算出して、算出した直線 5 0 の角度を算出する。

【0070】

図 6 に戻って、角度制御部 1 2 1 c は、算出部 1 2 1 b によって算出された角度で被検体を撮影するようにアームを制御する。具体的には、角度制御部 1 2 1 c は、C アーム・天板機構制御部 1 1 9 を制御して、X 線管 1 1 2 と X 線検出部 1 1 6 とを結ぶ直線及び角度が、算出した直線及び角度と一致するように C アーム 1 1 5 を制御させる。例えば、角度制御部 1 2 1 c は、図 8 の直線 5 0 の両端に X 線管 1 1 2 及び X 線検出部 1 1 6 が位置するように、C アーム・天板機構制御部 1 1 9 を制御する。

20

【0071】

図 9 A は、第 1 の実施形態に係る角度制御部 1 2 1 c によって制御された角度で撮影した X 線画像を用いたフュージョン画像の一例を示す図である。例えば、角度制御部 1 2 1 c によって制御された C アーム 1 1 5 によって撮影された X 線画像を用いたフュージョン画像は、図 9 A に示すように、重畳された超音波画像上の非同期部位 4 0 が正面で観察される画像となる。従って、このフュージョン画像においては、X 線画像で造影される血管 6 0 と、非同期部位 4 0 との位置関係を観察者に明瞭に把握させることができ、例えば、CRT における電極留置を正確に実行させることができる。

30

【0072】

一方、本実施形態に係るシステム制御部 1 2 1 による制御をうけていない場合、非同期部位を正面で観察することができず、フュージョン画像の視認性が低下する場合がある。図 9 B は、第 1 の実施形態に係る角度制御部 1 2 1 c による制御を受けずに撮影した X 線画像を用いたフュージョン画像の一例を示す図である。

【0073】

例えば、第 1 の実施形態に係る角度制御部 1 2 1 c による制御を受けずに撮影した X 線画像を用いたフュージョン画像は、図 9 B に示すように、非同期部位 4 0 が側面に来てしまい、X 線画像で造影される血管 6 0 と、非同期部位 4 0 との位置関係を観察者に明瞭に把握させることができない。

40

【0074】

このように、第 1 の実施形態に係るシステム制御部 1 2 1 は、非同期部位（治療箇所）とアイソセンターとを結ぶ直線の角度で X 線画像を撮影し、フュージョン画像を生成することで、非同期部位（治療箇所）を正面から観察することができるフュージョン画像を表示することができる。その結果、フュージョン画像における視認性の低下を抑止することを可能にする。

【0075】

ここで、例えば、CRT の電極留置に係るフュージョン画像を観察している際に、寝台

50

の位置を変更する場合などがある。かかる場合、X線座標系と超音波座標系との位置関係が変更されることとなる。第1の実施形態に係るX線診断装置100は、X線座標系と超音波座標系との位置関係が変更された場合に、Cアームの角度を更新する。

【0076】

上述した場合、算出部121bは、寝台が移動した移動量を用いてX線座標系の座標を補正することで、X線座標系と超音波座標系との位置関係を更新して、Cアームの角度を更新する。図10は、第1の実施形態に係る算出部121bによる角度の更新処理の一例を説明するための図である。

【0077】

例えば、図10の(A)に示すように、X線座標系の中心をアイソセンターとして治療箇所との間で角度が算出されている状態で、寝台が移動されると、算出部121bは、図10の(B)に示すように、寝台の移動量によりX線座標系を移動させる。そして、算出部121bは、移動後のX線座標系におけるアイソセンターと治療箇所との間の角度を算出して、新たな角度として更新する。

【0078】

次に、第1の実施形態に係るX線診断装置100の処理の手順について説明する。図11は、第1の実施形態に係るX線診断装置100による処理の手順を示すフローチャートである。なお、図11においては、X線診断装置100が超音波画像を取得した後の処理について示す。

【0079】

図11に示すように、第1の実施形態に係るX線診断装置100においては、位置合わせ部121aが、治療箇所が決定された超音波画像とX線画像とを位置合わせする(ステップS101)。そして、算出部121bは、位置合わせ部121aによって位置合わせされたX線座標系と超音波座標系とから、X線座標系における治療箇所の座標を算出する(ステップS102)。

【0080】

その後、算出部121bは、算出した治療箇所の座標と、アイソセンターの座標とを結ぶ直線を算出して(ステップS103)、Cアームの角度を決定する(ステップS104)。そして、角度制御部121cが、決定された角度に基づいて、Cアームを回転させて(ステップS105)、処理を終了する。

【0081】

上述したように、第1の実施形態によれば、算出部121bが、被検体を撮影する撮影空間と、被検体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に基づいて、超音波プローブ320による超音波の送受信により生成された超音波画像内に指定された治療箇所と、撮影空間におけるアイソセンターの位置とからなる角度を算出する。そして、角度制御部121cが、算出部121bによって算出された角度で被検体を撮影するようにCアーム115を制御する。従って、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、治療箇所を正面で観察することができるフュージョン画像を表示することができ、フュージョン画像における視認性の低下を抑止することを可能にする。

【0082】

また、第1の実施形態によれば、算出部121bは、撮影空間の中心をアイソセンターとする。従って、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、治療箇所とアイソセンターとからなる角度を容易に算出することを可能にする。

【0083】

また、第1の実施形態によれば、算出部121bは、撮影空間において撮影された複数のX線画像それぞれの画像中心の交点を算出し、算出した交点をアイソセンターとする。従って、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、アイソセンターの位置を容易に決定することを可能にする。

【0084】

(第2の実施形態)

10

20

30

40

50

上述した第 1 の実施形態では、複数の X 線画像の中心の交点をアイソセンターとする場合について説明した。第 2 の実施形態では、アイソセンターの位置を心臓の中心に移動させる場合について説明する。すなわち、第 2 の実施形態に係る X 線診断装置 100 においては、複数の X 線画像からアイソセンターの座標を抽出して、抽出した座標に心臓の中心が位置するように、C アームや寝台を移動させる。

【0085】

第 2 の実施形態に係る算出部 121b は、超音波画像に含まれる心臓の中心とアイソセンターとの位置関係を算出する。具体的には、算出部 121b は、超音波診断装置 300 によって取得された心室の情報をもとに、超音波座標系における心臓の中心の座標を取得する。そして、算出部 121b は、取得した座標をもとに、アイソセンターが心臓の中心となるよう移動量を算出する。なお、超音波診断装置 300 によって取得された心室の情報とは、例えば、心室マップであり、算出部 121b は、心室マップの中央（例えば、重心）を心臓の中心として取得する。また、治療箇所を示す画像の短軸像の中心を心臓の中心とする場合であってもよい。

【0086】

図 12 は、第 2 の実施形態に係る算出部 121b による処理の一例を説明するための図である。例えば、算出部 121b は、図 12 の (A) に示すように、超音波座標系における心臓の中心の座標を取得して、X 線座標系における心臓の中心の座標を算出する。そして、算出部 121b は、アイソセンターの座標から X 線座標系における心臓の中心の座標までの移動量を算出する。すなわち、算出部 121b は、図 12 の (B) に示すように、アイソセンターの座標と心臓の中心の座標とを重ねるための移動量を算出する。

【0087】

第 2 の実施形態に係る角度制御部 121c は、算出部 121b によって算出された位置関係に基づいて、心臓の中心とアイソセンターとが略同一位置となるように、C アーム 115 及び寝台のうち少なくとも一方を制御する。具体的には、角度制御部 121c は、算出部 121b によって算出された移動量の分だけ、C アーム 115 及び寝台のうち少なくとも一方を移動させる。

【0088】

次に、第 2 の実施形態に係る X 線診断装置 100 の処理の手順について説明する。図 13 は、第 2 の実施形態に係る X 線診断装置 100 による処理の手順を示すフローチャートである。なお、図 13 においては、X 線診断装置 100 が超音波画像を取得した後の処理について示す。

【0089】

図 13 に示すように、第 2 の実施形態に係る X 線診断装置 100 においては、位置合わせ部 121a が、治療箇所が決定された超音波画像と X 線画像とを位置合わせする（ステップ S201）。そして、算出部 121b は、心臓の中心とアイソセンターとの位置関係から、アイソセンターが心臓の中心になるような移動量を算出する（ステップ S202）。そして、角度制御部 121c は、算出された移動量の分だけ C アーム 115 及び寝台のうち少なくとも一方を移動させることで、アイソセンターが心臓の中心となるように座標を移動させる（ステップ S203）。

【0090】

その後、算出部 121b は、位置合わせ部 121a によって位置合わせされた X 線座標系と超音波座標系とから、X 線座標系における治療箇所の座標を算出する（ステップ S204）。その後、算出部 121b は、算出した治療箇所の座標と、アイソセンターの座標とを結ぶ直線を算出して（ステップ S205）、C アームの角度を決定する（ステップ S206）。そして、角度制御部 121c が、決定された角度に基づいて、C アームを回転させて（ステップ S207）、処理を終了する。

【0091】

上述したように、第 2 の実施形態によれば、算出部 121b は、超音波画像に含まれる心臓の中心とアイソセンターとの位置関係を算出する。角度制御部 121c は、算出部 1

10

20

30

40

50

2 1 b によって算出された位置関係に基づいて、心臓の中心とアイソセンターとが略同一位置となるように、Cアーム 1 1 5 及び寝台のうち少なくとも一方を制御する。従って、第 2 の実施形態に係る X 線診断装置 1 0 0 は、フュージョン画像を常に心臓の壁から内部に向かった画像で表示させることができ、フュージョン画像の視認性の低下を抑止することを可能にする。

【0092】

例えば、アイソセンターが治療箇所と略同一位置にあったり、アイソセンターが治療箇所の付近（例えば、同一面上）にあったりした場合、心筋に対して垂直方向の画像ではなく、心筋と平行となる方向でフュージョン画像が表示される場合がある。第 2 の実施形態に係る X 線診断装置 1 0 0 は、このような状況を回避して、常に心筋に対して垂直方向（心臓の壁から内部に向かう方向）のフュージョン画像を表示させることを可能にする。言い換えると、第 2 の実施形態に係る X 線診断装置 1 0 0 は、常に心筋を広い面で観察することを可能にする。

【0093】

（第 3 の実施形態）

上述した第 1 及び第 2 の実施形態では、治療箇所とアイソセンターとからなる角度を算出する場合について説明した。第 3 の実施形態では、治療箇所と心臓中心とからなる角度を算出する場合について説明する。

【0094】

第 3 の実施形態に係る算出部 1 2 1 b は、X 線座標系における治療箇所及び心臓中心の位置をそれぞれ算出する。具体的には、算出部 1 2 1 b は、位置合わせ部 1 2 1 a によって位置合わせされた X 線画像と超音波画像とから X 線座標系における治療箇所の座標を算出する。さらに、算出部 1 2 1 b は、超音波座標系における心臓中心の座標を取得して、X 線座標系における心臓中心の座標を算出する。そして、算出部 1 2 1 b は、算出した治療箇所の座標及び心臓中心に座標を結ぶ直線を算出して、算出した直線の角度を算出する。

【0095】

第 3 の実施形態に係る角度制御部 1 2 1 c は、算出部 1 2 1 b によって算出された角度で被検体を撮影するようにアームを制御する。具体的には、角度制御部 1 2 1 c は、Cアーム・天板機構制御部 1 1 9 を制御して、X 線管 1 1 2 と X 線検出部 1 1 6 とを結ぶ直線及び角度が、算出した直線及び角度と一致するように C アーム 1 1 5 を制御させる。

【0096】

次に、第 3 の実施形態に係る X 線診断装置 1 0 0 の処理の手順について説明する。図 1 4 は、第 3 の実施形態に係る X 線診断装置 1 0 0 による処理の手順を示すフローチャートである。なお、図 1 4 においては、X 線診断装置 1 0 0 が超音波画像を取得した後の処理について示す。

【0097】

図 1 4 に示すように、第 3 の実施形態に係る X 線診断装置 1 0 0 においては、位置合わせ部 1 2 1 a が、治療箇所が決定された超音波画像と X 線画像とを位置合わせする（ステップ S 3 0 1）。そして、算出部 1 2 1 b は、位置合わせ部 1 2 1 a によって位置合わせされた X 線座標系と超音波座標系とから、X 線座標系における治療箇所の座標を算出する（ステップ S 3 0 2）。また、算出部 1 2 1 b は、X 線座標系における心臓中心の座標を算出する（ステップ S 3 0 3）。

【0098】

その後、算出部 1 2 1 b は、算出した治療箇所の座標と、心臓中心の座標とを結ぶ直線を算出して（ステップ S 3 0 4）、Cアームの角度を決定する（ステップ S 3 0 5）。そして、角度制御部 1 2 1 c が、決定された角度に基づいて、Cアームを回転させて（ステップ S 3 0 6）、処理を終了する。

【0099】

上述したように、第 3 の実施形態によれば、算出部 1 2 1 b は、心臓中心を所定の位置

として、治療箇所（指定位置）の座標と心臓中心の座標とからなる角度を算出する。そして、角度制御部 121c は、算出部 121b によって算出された角度で被検体を撮影するように C アームを制御する。従って、第 3 の実施形態に係る X 線診断装置 100 は、アイソセンターの位置を気にすることなく、常に治療箇所を正面で観察することができるフュージョン画像を表示することを可能にする。

【0100】

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 線画像と超音波画像の重畳画像における視認性の低下を抑止することが可能となる。

【0101】

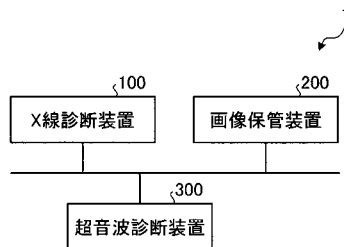
本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

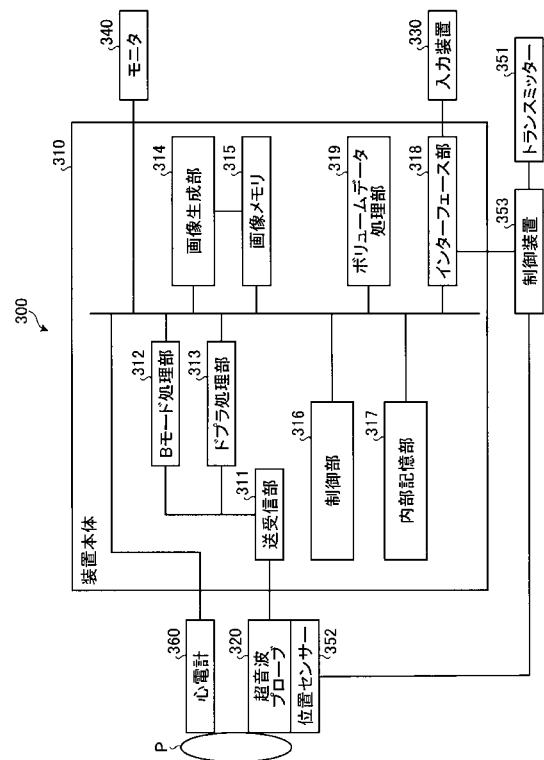
【0102】

- 100 X 線診断装置
- 121 システム制御部
- 121a 位置合わせ部
- 121b 算出部
- 121c 角度制御部
- 300 超音波診断装置

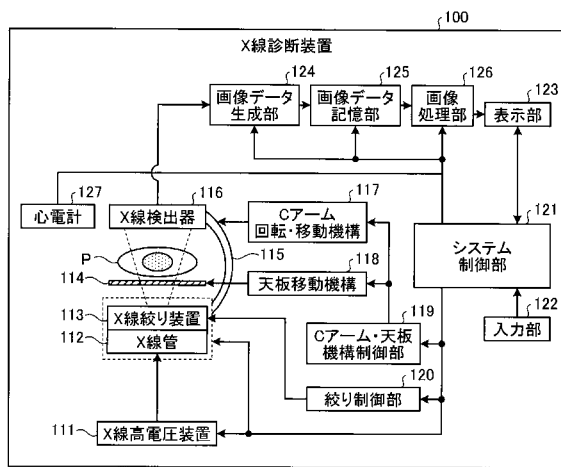
【図 1】



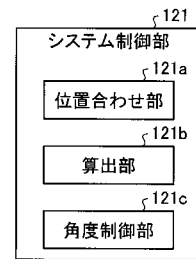
【図 2】



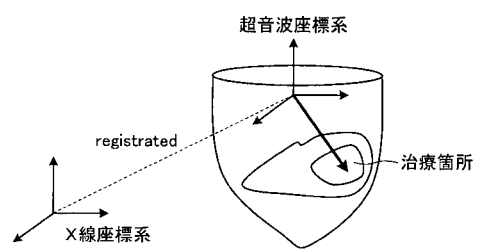
【図 5】



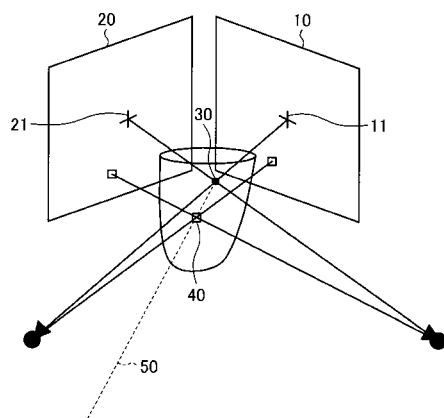
【図 6】



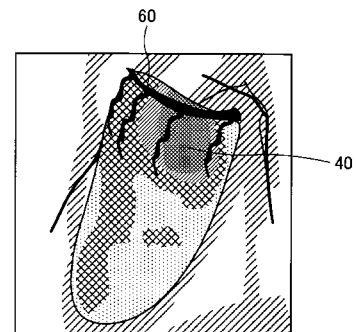
【図 7】



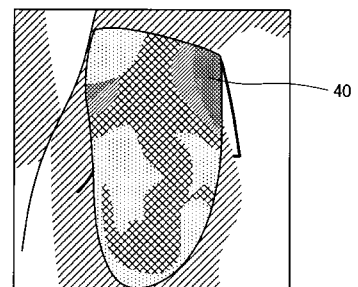
【図 8】



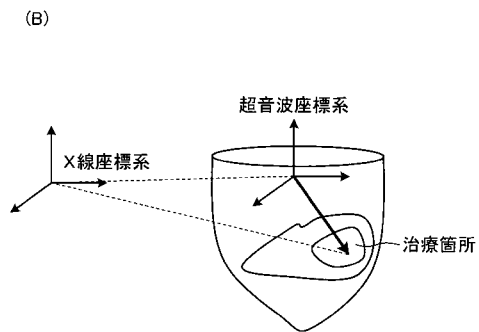
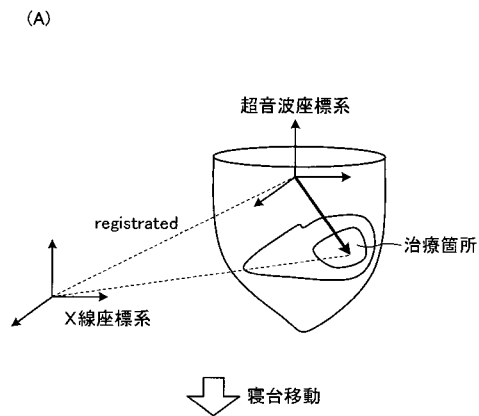
【図 9 A】



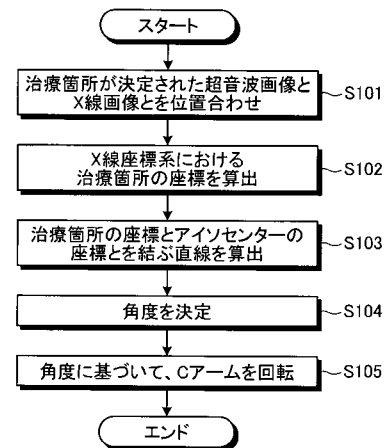
【図 9 B】



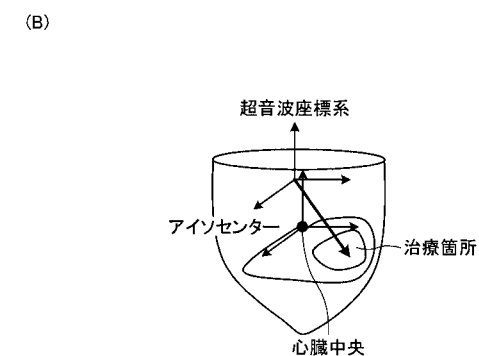
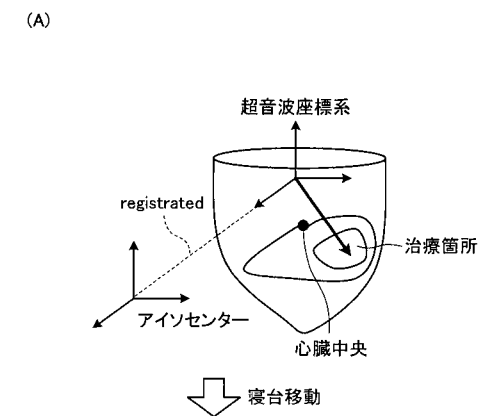
【図 10】



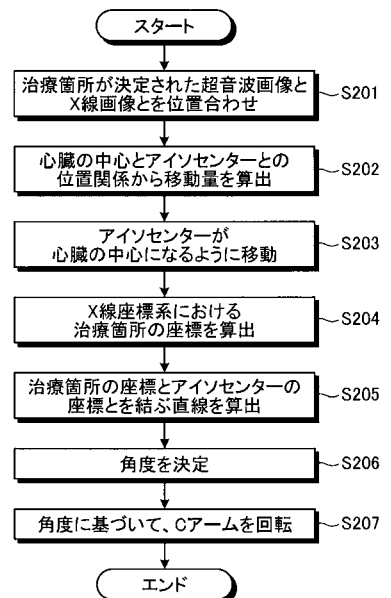
【図 11】



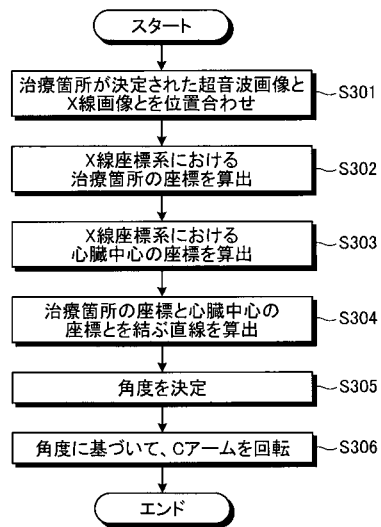
【図 12】



【図 13】



【 図 1 4 】



Advanced Cardiology Package

2010/07/08 16:20:38 57 Adult Heart 4D

HospitalName

21.3 vps

G:99 DR:55 3SX1 T4.0

Area Tracking

EDV 156.01 mL 0 msec
ESV 109.20 mL 422 msec
EF 30.01%
1.05*WV 140.66g Est LV MASS

40.00 -40.00 [%]

180.0 [mL]
Time:0 msec
[msec]

0.0 -15.0 -30.0 -45.0

Area Tracking -46.70

#1638

VCP Thumbnail

3D Tracking

Wall Motion Tracking

Main Format F.I

3D Polarmap

40.00 Area Tracking

ant-sept ant lat post inf

40.00 -40.00 [%]

with Segment

Display Value

Parameter with Segment

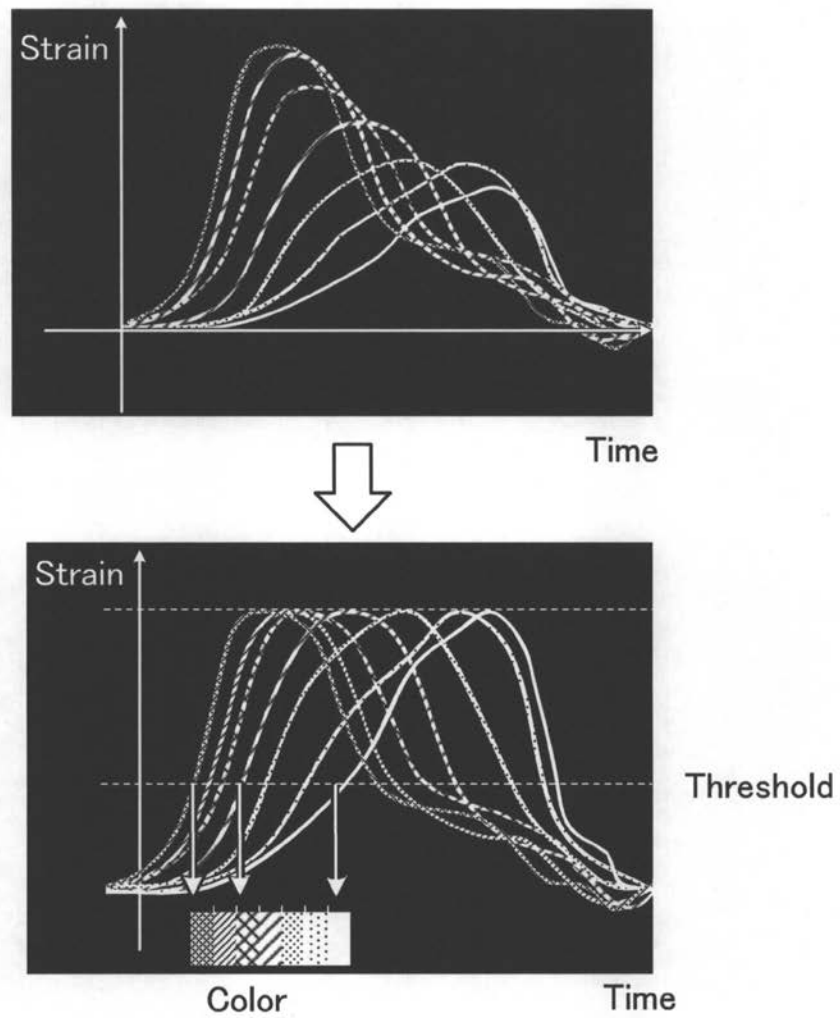
Jump % diast. 33

Layout Normal Report

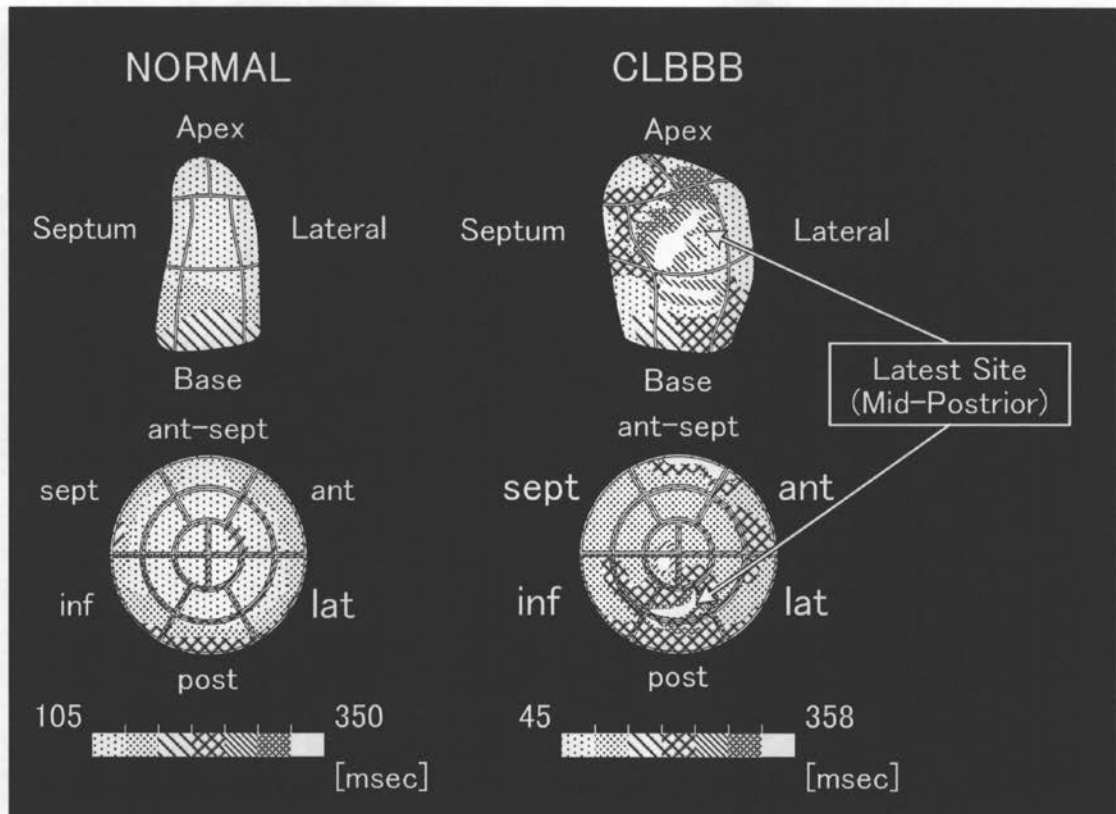
Export

Cine Control

【 図 4 A 】



【 図 4 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 AA01 AA24 AA30 CA24 DA02 EA14 EC16 FA36 FA55 FF37
FH03
4C601 BB06 DD15 DD27 EE30 FF08 FF16 GA18 GA25 JC16 JC20
KK24 LL33

专利名称(译)	X射线诊断装置和程序		
公开(公告)号	JP2014061094A	公开(公告)日	2014-04-10
申请号	JP2012207497	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	坂口卓弥 渊上航 橋本新一 大内啓之		
发明人	坂口 卓弥 渊上 航 橋本 新一 大内 啓之		
IPC分类号	A61B6/03 A61B8/00 A61B19/00		
CPC分类号	A61B6/032 A61B6/06 A61B6/08 A61B6/12 A61B6/4441 A61B6/463 A61B6/466 A61B6/503 A61B6/5247 A61B8/0883 A61B8/13 A61B8/42 A61B8/4245 A61B8/4416 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/485 A61B8/5261 A61B8/54 G10L2019/0002 G10L2019/0005 A61B6/54		
FI分类号	A61B6/03.377 A61B8/00 A61B19/00.502 A61B34/00 A61B6/00.300.D A61B6/00.300.X A61B6/00.360.B		
F-TERM分类号	4C093/AA01 4C093/AA24 4C093/AA30 4C093/CA24 4C093/DA02 4C093/EA14 4C093/EC16 4C093/FA36 4C093/FA55 4C093/FF37 4C093/FH03 4C601/BB06 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE30 4C601/FF08 4C601/FF16 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC16 4C601/JC20 4C601/KK24 4C601/LL33		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP6222797B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种能够防止X射线图像和超声波图像的重叠图像中的可视性劣化的X射线诊断装置和程序。解决方案：X射线诊断装置具有计算部分和控制单元。计算部分基于关于摄影空间之间的相对位置的信息，计算由超声波探头的超声波发送/接收产生的超声波图像中指定的指定位置和摄影空间中的规定位置所形成的角度。拍摄对象和扫描空间，其中超声波探头被扫描到对象。控制单元控制臂以便以由计算部分计算的角度拍摄对象。

