

(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2014-61093
(P2014-61093A)

(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 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 P	4 C 0 5 3
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 0 9 3
A 6 1 N 1/36 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 7	4 C 6 0 1
	A 6 1 N 1/36	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2012-207496 (P2012-207496)	(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

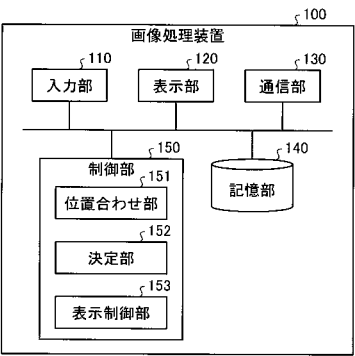
(54) 【発明の名称】 画像処理装置、X線診断装置及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】 X線画像と超音波画像の重畳画像において、視認性の高い画像を表示す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、決定部と、表示制御部とを備える。決定部は、表示状況に基づいて、X線画像及び超音波画像を動画像又は静止画像のいずれで表示させるかをそれぞれ決定する。表示制御部は、決定部による決定に基づいて、X線画像及び超音波画像を、動画像と動画像との組み合わせ、動画像と静止画像との組み合わせ、又は静止画像と動画像との組み合わせのいずれかで重畳させた重畳画像及び前記組み合わせのいずれかで並列させた並列画像のうち少なくとも一方を所定の表示部にて表示させるように制御する。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

表示状況に基づいて、X線画像及び超音波画像を動画像又は静止画像のいずれで表示させるかをそれぞれ決定する決定手段と、

前記決定手段による決定に基づいて、前記X線画像及び超音波画像を、動画像と動画像との組み合わせ、動画像と静止画像との組み合わせ、又は静止画像と動画像との組み合わせのいずれかで重畳させた重畳画像及び前記組み合わせのいずれかで並列させた並列画像のうち少なくとも一方を所定の表示部にて表示させるように制御する表示制御手段と、
を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記表示制御手段は、前記重畳画像に動画像が含まれる場合に、前記X線画像及び前記超音波画像の位相を同期させて重畳させ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 3】

前記表示制御手段は、前記動画像を含む重畳画像にリアルタイムで収集されるX線画像を用いる場合、被検体の心電図信号において直前のR波から現時点までの時間を算出し、前記超音波画像においてR波から前記算出した時間が経過した位相の超音波画像フレームを、前記現時点のX線画像フレームに重畳させ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】

前記表示制御手段は、被検体の心電図信号のRR間隔におけるX線画像フレームの位相を算出し、算出した位相と略同一の位相の超音波画像フレームを抽出し、抽出した超音波画像フレームを前記X線画像フレームに重畳させ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 5】

前記表示制御手段は、前記超音波画像に付与されたランドマークと、前記X線画像において、当該ランドマークに相当する領域に基づいて、略同一の位相となるX線画像フレーム及び超音波画像フレームを抽出し、抽出したX線画像フレーム及び超音波画像フレームを重畳させ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】

前記表示制御手段は、前記超音波画像がカラーマップされている場合に、前記重畳画像において、カラー変化のみを反映させることを特徴とする請求項 2 ～ 5 のいずれか一つに記載の画像処理装置。

【請求項 7】

表示状況に基づいて、X線画像及び超音波画像を動画像又は静止画像のいずれで表示させるかをそれぞれ決定する決定手段と、

前記決定手段による決定に基づいて、前記X線画像及び超音波画像を、動画像と動画像との組み合わせ、動画像と静止画像との組み合わせ、又は静止画像と動画像との組み合わせのいずれかで重畳させた重畳画像及び前記組み合わせのいずれかで並列させた並列画像のうち少なくとも一方を所定の表示部にて表示させるように制御する表示制御手段と、
を備えたことを特徴とするX線診断装置。

【請求項 8】

表示状況に基づいて、X線画像及び超音波画像を動画像又は静止画像のいずれで表示させるかをそれぞれ決定する決定手順と、

前記決定手順による決定に基づいて、前記X線画像及び超音波画像を、動画像と動画像との組み合わせ、動画像と静止画像との組み合わせ、又は静止画像と動画像との組み合わせのいずれかで重畳させた重畳画像及び前記組み合わせのいずれかで並列させた並列画像のうち少なくとも一方を所定の表示部にて表示させるように制御する表示制御手段と、
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。

10

【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線画像と超音波画像の重畳画像において、視認性の高い画像を表示することが困難となる場合があった。

20

【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線画像と超音波画像の重畳画像において、視認性の高い画像を表示す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。

30

【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、決定手段と、表示制御手段とを備える。決定手段は、表示状況に基づいて、X線画像及び超音波画像を動画像又は静止画像のいずれで表示させるかをそれぞれ決定する。表示制御手段は、前記決定手段による決定に基づいて、前記X線画像及び超音波画像を、動画像と動画像との組み合わせ、動画像と静止画像との組み合わせ、又は静止画像と動画像との組み合わせのいずれかで重畳させた重畳画像及び前記組み合わせのいずれかで並列させた並列画像のうち少なくとも一方を所定の表示部にて表示させるように制御する。

【図面の簡単な説明】

40

【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。

50

【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】図 7 は、第 1 の実施形態に係るフュージョン画像の表示状況の一例を説明するための図である。

【図 8】図 8 は、第 1 の実施形態に係る位置合わせ部 151 による処理の一例を説明するための図である。

【図 9】図 9 は、第 1 の実施形態に係る決定部によって決定されるフュージョン画像の組み合わせの一例を示す図である。

【図 10A】図 10A は、第 1 の実施形態に係る表示制御部によって用いられる超音波画像を説明するための図である。

【図 10B】図 10B は、第 1 の実施形態に係る表示制御部によるリアルタイム表示に用いられる X 線画像を説明するための図である。

【図 10C】図 10C は、第 1 の実施形態に係る表示制御部によって用いられる超音波画像を説明するための図である。

【図 11】図 11 は、第 1 の実施形態に係る表示制御部による表示制御処理の一例を示す図である。

【図 12】図 12 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。

【図 13】図 13 は、第 1 の実施形態に係る画像処理装置による同期処理の手順を示すフローチャートである。

【図 14A】図 14A は、第 2 の実施形態に係る表示制御部による表示制御処理の一例を示す図である。

【図 14B】図 14B は、第 2 の実施形態に係る表示制御部による表示制御処理の一例を示す図である。

【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。

【 0 0 1 3 】

まず、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 2 0 0 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 2 0 0 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 2 0 0 は、X 線高電圧装置 2 1 1 と、X 線管 2 1 2 と、X 線絞り装置 2 1 3 と、天板 2 1 4 と、C アーム 2 1 5 と、X 線検出器 2 1 6 とを備える。また、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 2 0 0 は、C アーム回転・移動機構 2 1 7 と、天板移動機構 2 1 8 と、C アーム・天板機構制御部 2 1 9 と、絞り制御部 2 2 0 と、システム制御部 2 2 1 と、入力部 2 2 2 と、表示部 2 2 3 とを備える。また、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 2 0 0 は、画像データ生成部 2 2 4 と、画像データ記憶部 2 2 5 と、画像処理部 2 2 6 と、心電計 2 2 7 とを備える。

10

【 0 0 1 4 】

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

【 0 0 1 5 】

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

20

【 0 0 1 6 】

X 線検出器 2 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 2 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 2 2 4 に送信する。

【 0 0 1 7 】

C アーム 2 1 5 は、X 線管 2 1 2 、X 線絞り装置 2 1 3 及び X 線検出器 2 1 6 を保持する。X 線管 2 1 2 及び X 線絞り装置 2 1 3 と X 線検出器 2 1 6 とは、C アーム 2 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。

30

【 0 0 1 8 】

C アーム回転・移動機構 2 1 7 は、C アーム 2 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 2 1 8 は、天板 2 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 2 1 9 は、システム制御部 2 2 1 による制御の下、C アーム回転・移動機構 2 1 7 及び天板移動機構 2 1 8 を制御することで、C アーム 2 1 5 の回転や移動、天板 2 1 4 の移動を調整する。絞り制御部 2 2 0 は、システム制御部 2 2 1 による制御の下、X 線絞り装置 2 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。

40

【 0 0 1 9 】

心電計 2 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 (E C G : 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 2 2 4 および画像処理部 2 2 6 に送信する。

【 0 0 2 0 】

画像データ生成部 2 2 4 は、X 線検出器 2 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 2 2 5 に格納する。例えば、画像データ生成部 2 2 4 は、X 線検出器 2 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。

【 0 0 2 1 】

50

ここで、画像データ生成部 224 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 224 は、生成した X 線画像を画像データ記憶部 225 に格納するが、本実施例における画像データ生成部 224 は、生成した各 X 線画像に、心電計 227 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 225 に格納する。

【0022】

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 X 線画像を記憶する。例えば、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 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 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。例えば、画像処理部 226 は、画像データ記憶部 225 が記憶する時系列に沿った複数の X 線画像を処理することにより、動画像を生成する。

【0023】

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。

【0024】

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。

【0025】

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。

【0026】

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。

【0027】

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。

【0028】

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。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

超音波プローブ 3 2 0 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 3 2 0 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。

【 0 0 3 0 】

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 3 2 0 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 3 2 0 により、被検体 P を3次元でスキャンする。

10

【 0 0 3 1 】

入力装置 3 3 0 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 3 0 0 の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 3 1 0 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 3 3 0 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。

【 0 0 3 2 】

モニタ 3 4 0 は、超音波診断装置 3 0 0 の操作者が入力装置 3 3 0 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 3 1 0 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。

20

【 0 0 3 3 】

トランスミッター 3 5 1 は、基準信号を送信する。具体的には、トランスミッター 3 5 1 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 3 5 2 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 3 5 2 は、超音波プローブ 3 2 0 の表面に装着され、トランスミッター 3 5 1 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 3 5 3 に出力する。

【 0 0 3 4 】

制御装置 3 5 3 は、位置センサー 3 5 2 から受信した信号に基づいて、トランスミッター 3 5 1 を原点とする空間における位置センサー 3 5 2 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 3 1 0 の制御部 3 1 6 に出力する。なお、被検体 P の診断は、超音波プローブ 3 2 0 に装着された位置センサー 3 5 2 が、トランスミッター 3 5 1 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

【 0 0 3 5 】

心電計 3 6 0 は、装置本体 3 1 0 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 3 6 0 は、取得した心電波形及び時間情報を装置本体 3 1 0 に送信する。

40

【 0 0 3 6 】

装置本体 3 1 0 は、超音波プローブ 3 2 0 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 3 1 1 と、Bモード処理部 3 1 2 と、ドプラ処理部 3 1 3 と、画像生成部 3 1 4 と、画像メモリ 3 1 5 と、制御部 3 1 6 と、内部記憶部 3 1 7 と、インターフェース部 3 1 8 と、ボリュームデータ処理部 3 1 9 とを有する。

【 0 0 3 7 】

送受信部 3 1 1 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 3 2 0 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

50

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。

【0038】

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応じた方向からの反射成分が強調される。

10

【0039】

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することも可能である。

20

【0040】

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。

【0041】

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。

30

【0042】

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。ここで、画像生成部 314 は、生成した各超音波画像に、心電計 360 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 315 に格納する。

【0043】

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、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。

40

【0044】

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

50

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。

【 0 0 4 5 】

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。

【 0 0 4 6 】

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 7 】

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。

【 0 0 4 8 】

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。

【 0 0 4 9 】

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。

【 0 0 5 0 】

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

10

20

30

40

50

色する。

【0051】

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。

【0052】

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。

【0053】

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「0msec」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「422msec」であることが示されている。

【0054】

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。

【0055】

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。

【0056】

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、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。

【 0 0 5 7 】

C R Tにおいては、図 5 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、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、重畳させる X 線画像及び超音波画像は、それぞれ動画像或いは静止画像である。

【 0 0 5 8 】

本実施形態に係る画像処理装置 1 0 0 は、表示状況に応じて、重畳させる X 線画像及び超音波画像を動画像と動画像との組み合わせ、動画像と静止画像との組み合わせ、或いは静止画像と動画像との組み合わせで重畳させることで、X 線画像と超音波画像の重畳画像において、視認性の高い画像を表示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。

【 0 0 5 9 】

図 6 は、第 1 の実施形態に係る画像処理装置 1 0 0 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 1 0 0 は、入力部 1 1 0 と、表示部 1 2 0 と、通信部 1 3 0 と、記憶部 1 4 0 と、制御部 1 5 0 とを有する。例えば、画像処理装置 1 0 0 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 2 0 0 や、超音波診断装置 3 0 0、画像保管装置 4 0 0 などとネットワークを介して接続される。

【 0 0 6 0 】

入力部 1 1 0 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 1 0 0 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 1 1 0 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。

【 0 0 6 1 】

表示部 1 2 0 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 1 2 0 は、操作者から各種操作を受け付けるための G U I（Graphical User Interface）や、後述する制御部 1 5 0 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 1 3 0 は、N I C（Network Interface Card）等であり、他の装置との間で通信を行う。

【 0 0 6 2 】

記憶部 1 4 0 は、例えば、R A M（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。

【 0 0 6 3 】

制御部 1 5 0 は、例えば、C P U（Central Processing Unit）や M P U（Micro Processing Unit）等の電子回路、A S I C（Application Specific Integrated Circuit）や F P G A（Field Programmable Gate Array）等の集積回路であり、画像処理装置 1 0 0 の全体制御を行なう。

【 0 0 6 4 】

また、制御部 1 5 0 は、図 6 に示すように、例えば、位置合わせ部 1 5 1 と、決定部 1 5 2 と、表示制御部 1 5 3 とを有し、表示状況に応じてフュージョン画像の組み合わせを変えることで、視認性の高いフュージョン画像を表示する。ここで、まず、第 1 の実施形態に係る表示状況の一例について説明する。図 7 は、第 1 の実施形態に係るフュージョン画像の表示状況の一例を説明するための図である。ここで、図 7 においては、C R T の手技のワークフローについて示す。

【 0 0 6 5 】

例えば、C R T では、図 7 に示すように、超音波診断装置 3 0 0 において、心臓の超音波画像が取得され、診断及び治療計画が立てられる。ここで、第 1 の実施形態に係る C R

10

20

30

40

50

Tでは、正確な位置で重畳するための位置合わせ（Registration）が実行される。このときのフュージョン画像は、例えば、図7に示すように、静止画のX線画像に静止画の超音波画像が重畳されたものである。

【0066】

そして、CRTにおいては、例えば、位置合わせが正しいか否かが確認される（Registrationの確認）。かかる場合、フュージョン画像は、例えば、図7に示すように、超音波画像とX線画像の組み合わせが動画と動画、静止画と動画、或いは、動画と静止画で生成される。これは、超音波画像を静止画のままX線画像を動かしたり、X線画像を静止画のまま超音波画像を動かしたり、両方動かしたりすることで、医師などの観察者によって位置合わせが正しいか否かが確認される。

10

【0067】

そして、次に、医師がフュージョン画像を見ながら非同期部位に最も近い血管に電極を運び（Navigation）、電極が留置される。ここで、Navigationにおけるフュージョン画像は、X線画像は動画であり、超音波画像は動画或いは静止画である。そののち、治療効果の確認が行われ、かかる場合のフュージョン画像は、超音波画像が動画であり、X線画像は静止画である。

【0068】

第1の実施形態に係る制御部150は、例えば、図7に示す各表示状況に応じて、フュージョン画像の組み合わせを決定して、決定した組み合わせのフュージョン画像を表示部120にて表示させる。ここで、図7に示す表示状況はあくまでも一例である。すなわち、実施形態はCRTの手技にかかるフュージョン画像を表示する場合に限られるものではない。また、図7に示すフュージョン画像の組み合わせも一例であり、これに限定されるものではない。例えば、治療効果の確認において、動画のX線画像に動画の超音波画像を重畳させたフュージョン画像が用いられてもよい。これらの表示状況及びフュージョン画像の組み合わせは、医師などの観察者によって任意に決定することができる。

20

【0069】

図6に戻って、位置合わせ部151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151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対的な位置関係から各座標系を関連付ける。図8は、第1の実施形態に係る位置合わせ部151による処理の一例を説明するための図である。

30

【0070】

例えば、位置合わせ部151は、図8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151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。ここで、位置合わせ部151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。

【0071】

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352を取り付けた超音波プローブ320をX線診断装置200によって撮影される。位置合わせ部151は、撮影されたX線画像に含まれる超音波プローブ320の位置からX線座標系における超音波プローブ320の座標を算出する。さらに、位置合わせ部151は、X線画像が撮影された際の位置センサー352の位置情報を超音波診断装置300から取得する。すなわち、位置合わせ部151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320の座標を取得する。

40

【0072】

位置合わせ部151は、X線座標系における超音波プローブ320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320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151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。

50

【 0 0 7 3 】

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151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151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 7 4 】

また、第3の方法としては、CT画像を用いる方法である。例えば、位置合わせ部151は、超音波画像とCT画像とを位置合わせすることで、CT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151は、X線画像とCT画像とを位置合わせすることで、CT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151は、CT座標系における超音波座標系の位置と、CT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 7 5 】

上述したように、位置合わせ部151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相当するのかを正確に算出することができ、正確な位置で重畳されたフュージョン画像を生成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 7 6 】

図6に戻って、決定部152は、表示状況に基づいて、X線画像及び超音波画像を動画像又は静止画像のいずれで表示させるかをそれぞれ決定する。例えば、決定部152は、図7に示すワークフローに沿ってフュージョン画像の組み合わせを決定する。

【 0 0 7 7 】

ここで、決定部152は、フュージョン画像の組み合わせとして、動画と静止画との組み合わせに加えて、さらに詳細な組み合わせを決定することも可能である。図9は、第1の実施形態に係る決定部152によって決定されるフュージョン画像の組み合わせの一例を示す図である。

【 0 0 7 8 】

例えば、決定部152は、図9に示すように、超音波画像とX線画像との組み合わせとして、静止画（+コマ送り）と静止画（造影像）とを決定する。かかる組み合わせは、主に位置合わせ時に用いられるように設定される。X線画像は、血管が造影された静止画であり、超音波画像はランドマークなどの位置合わせ情報が表現された静止画である。ここで、超音波画像はコマ送り可能な画像であってもよい。

【 0 0 7 9 】

また、決定部152は、図9に示すように、超音波画像とX線画像との組み合わせとして、動画と静止画（造影像）とを決定する。かかる組み合わせは、主に位置合わせの確認時に用いられるように設定される。X線画像は、血管が造影された静止画であり、超音波画像はランドマークなどの位置合わせ情報が表現された動画である。

【 0 0 8 0 】

また、決定部152は、図9に示すように、超音波画像とX線画像との組み合わせとして、静止画（AI：Activation Imaging）と動画（透視orRM：Road Map）とを決定する。かかる組み合わせは、例えば、電極を運ぶ際に用いられるように設定される。X線画像は、電極を動かしているのがリアルタイムでガイドできる透視動画であり、超音波画像は電極留置計画位置が明示された静止画である。X線画像は、血管がマスク像となっているロードマップ像でも可能である。かかるロードマップ像での血管マスク像は静止画でもよく、或いは動画でもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 1 】

また、決定部 1 5 2 は、図 9 に示すように、超音波画像と X 線画像との組み合わせとして、動画（心拍運動、電気伝導）と動画（透視 or R M）とを決定する。かかる組み合わせは、例えば、電極を運ぶ際に用いられるように設定される。X 線画像は、電極を動かしているのがリアルタイムでガイドできる透視動画であり、超音波画像は電極留置計画位置が明示され、かつ心臓の動き及び電気伝導が表現されている動画（カラーマップされた動きのある動画）である。X 線画像は、血管がマスク像となっているロードマップ像でも可能である。かかるロードマップ像での血管マスク像は静止画でもよく、或いは動画でもよい。

【 0 0 8 2 】

また、決定部 1 5 2 は、図 9 に示すように、超音波画像と X 線画像との組み合わせとして、動画（心拍運動のみ）と動画（透視 or R M）とを決定する。かかる組み合わせは、例えば、電極を運ぶ際に用いられるように設定される。X 線画像は、電極を動かしているのがリアルタイムでガイドできる透視動画であり、超音波画像は電極留置計画位置が明示され、かつ心臓の動きが表現されている動画である。X 線画像は、血管がマスク像となっているロードマップ像でも可能である。かかるロードマップ像での血管マスク像は静止画でもよく、或いは動画でもよい。

【 0 0 8 3 】

また、決定部 1 5 2 は、図 9 に示すように、超音波画像と X 線画像との組み合わせとして、動画（電気伝導のみ）と動画（透視 or R M）とを決定する。かかる組み合わせは、例えば、電極を運ぶ際に用いられるように設定される。X 線画像は、電極を動かしているのがリアルタイムでガイドできる透視動画であり、超音波画像は電極留置計画位置が明示され、かつ電気伝導のみが表現されている動画である。すなわち、超音波画像は、心拍運動による変形はせずに、カラーマップのみが変化する。これにより、心拍運動が X 線画像のみで表現されることとなり、視認性が高い画像を表示することが可能になる。X 線画像は、血管がマスク像となっているロードマップ像でも可能である。かかるロードマップ像での血管マスク像は静止画でもよく、或いは動画でもよい。

【 0 0 8 4 】

また、決定部 1 5 2 は、図 9 に示すように、超音波画像と X 線画像との組み合わせとして、動画（別 Window）と動画（透視 or R M）とを決定する。かかる組み合わせは、例えば、電極を運ぶ際に用いられるように設定される。X 線画像は、電極を動かしているのがリアルタイムでガイドできる透視動画であり、電極留置計画位置が明示された静止画の超音波画像が重畳される。ここで、この組合せでは、別 Window に電気伝導が表現されている動画を表示する。かかる場合、例えば、Polar Map 像などの異なるフォーマットの画像を表示してもよいし、或いは、2 D 超音波画像を動画表示してもよい。

【 0 0 8 5 】

図 6 に戻って、表示制御部 1 5 3 は、決定部 1 5 2 による決定に基づいて、X 線画像及び超音波画像を、動画像と動画像との組み合わせ、動画像と静止画像との組み合わせ、又は静止画像と動画像との組み合わせのいずれかで重畳させた重畳画像及び前記組み合わせのいずれかで並列させた並列画像のうち少なくとも一方を表示部 1 2 0 にて表示させるように制御する。具体的には、表示制御部 1 5 3 は、決定部 1 5 2 によって決定された組み合わせのフュージョン画像を表示部 1 2 0 にて表示させる。なお、表示制御部 1 5 3 は、位置合わせ部 1 5 1 によって位置合わせされた状態のフュージョン画像を表示部 1 2 0 に表示させる。

【 0 0 8 6 】

ここで、表示制御部 1 5 3 は、重畳画像に動画像が含まれる場合に、X 線画像及び超音波画像の位相を同期させて重畳させる。より具体的には、表示制御部 1 5 3 は、動画像を含む重畳画像にリアルタイムで収集される X 線画像を用いる場合、被検体の心電図信号において直前の R 波から現時点までの時間を算出し、超音波画像において R 波から算出した時間が経過した位相の超音波画像フレームを、現時点の X 線画像フレームに重畳させる。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 7 】

以下、X線画像をリアルタイムで表示させ、当該X線画像に超音波画像を重畳させるフュージョン画像を表示させる場合について、図10A及び図10Bを用いて説明する。図10Aは、第1の実施形態に係る表示制御部153によって用いられる超音波画像を説明するための図である。また、図10Bは、第1の実施形態に係る表示制御部153によるリアルタイム表示に用いられるX線画像を説明するための図である。

【 0 0 8 8 】

例えば、表示制御部153は、図10Aに示すように、ECG波形のRR間隔内で収集された超音波画像のフレームの中から、現時点のX線画像の位相と略同一の位相のフレームを抽出して、X線画像に重畳させる。ここで、表示制御部153は、図10Bに示すように、リアルタイムで撮影されているX線画像の現時点のフレームに対応する位相をECG波形から取得する。すなわち、表示制御部153は、図10Bに示すように、現時点から直前のR波までの時間「t sec」を算出する。

10

【 0 0 8 9 】

そして、表示制御部153は、超音波画像のフレームにおいて、R波から「t sec」経過した時点の位相を、X線画像の現時点の位相と略同一の位相として決定する。そして、表示制御部153は、超音波画像のフレームの中から決定した位相に相当するフレームを抽出して、X線画像のフレームにおける現時点のフレームに抽出した超音波画像のフレームを重畳させたフュージョン画像を表示部にて表示させる。なお、表示制御部153は、位置合わせ部151によって位置合わせされた状態でフュージョン画像を表示させる。また、表示制御部153は、リアルタイムにX線画像を撮影している際、ECG波形にR波が出現するごとに、現時点の位相と略同一となる超音波画像のフレームの位相を決定する。

20

【 0 0 9 0 】

また、表示制御部153は、被検体の心電図信号のRR間隔におけるX線画像フレームの位相を算出し、算出した位相と略同一の位相の超音波画像フレームを抽出し、抽出した超音波画像フレームをX線画像フレームに重畳させる。図10Cは、第1の実施形態に係る表示制御部153によって用いられる超音波画像を説明するための図である。なお、図10Cにおいては、X線画像の撮影が終了したのちの表示に用いられるX線画像を説明するための図である。

30

【 0 0 9 1 】

例えば、表示制御部153は、図10Cに示すように、X線画像のフレームにおいて動画開始時点のフレームがRR間隔のどこに位置するかを算出して、算出した位置と略同一となる位置の超音波画像のフレームを抽出して、フュージョン画像を表示する。一例を挙げると、表示制御部153は、図10Cに示すように、RR間隔において、動画開始時点から直前のR波までと、動画開始時点から直後のRまでとの比「a : b」を算出する。そして、表示制御部153は、超音波画像におけるRR間隔で「a : b」となる位相のフレームを抽出する。そして、表示制御部153は、抽出した超音波画像のフレームを動画開始時点のX線画像のフレームに重畳させたフュージョン画像を表示部120にて表示させる。

40

【 0 0 9 2 】

また、表示制御部153は、超音波画像に付与されたランドマークと、X線画像において、当該ランドマークに相当する領域に基づいて、略同一の位相となるX線画像フレーム及び超音波画像フレームを抽出し、抽出したX線画像フレーム及び超音波画像フレームを重畳させる。具体的には、表示制御部153は、位置合わせ部151によってランドマークによる位置合わせが実行された場合に、当該ランドマークを用いて位相を同期させる。例えば、表示制御部153は、ランドマークの位置や形状に基づいて、動画開始時点のフレームの位相と略同一の位相のフレームを超音波画像のフレームから抽出する。そして、表示制御部153は、抽出した超音波画像のフレームを動画開始時点のX線画像のフレームに重畳させたフュージョン画像を表示部120にて表示させる。

50

【 0 0 9 3 】

図 1 1 は、第 1 の実施形態に係る表示制御部 1 5 3 による表示制御処理の一例を示す図である。例えば、表示制御部 1 5 3 は、図 1 1 に示すように、X 線画像 1 0 に超音波画像 2 0 (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)を重畳させたフュージョン画像を表示部 1 2 0 にて表示させる。ここで、表示制御部 1 5 3 は、各画像を動画或いは静止画で表示させ、動画の場合には、各画像における位相を同期させたフュージョン画像を表示させる。

【 0 0 9 4 】

次に、第 1 の実施形態に係る画像処理装置 1 0 0 の処理の手順について、図 1 2 及び図 1 3 を用いて説明する。図 1 2 は、第 1 の実施形態に係る画像処理装置 1 0 0 による処理の手順を示すフローチャートである。また、図 1 3 は、第 1 の実施形態に係る画像処理装置 1 0 0 による同期処理の手順を示すフローチャートである。なお、図 1 2 においては、位置合わせ部 1 5 1 による位置合わせの処理が終了した後の処理を示す。また、図 1 3 においては、図 1 2 のステップ S 1 0 3 の処理の詳細について示す。

【 0 0 9 5 】

図 1 2 に示すように、第 1 に実施形態に係る画像表示装置 1 0 0 においては、決定部 1 5 2 が、表示状況を取得して(ステップ S 1 0 1)、表示状況に基づいて動画を重畳させるか否かを判定する(ステップ S 1 0 2)。ここで、動画を重畳させる場合には(ステップ S 1 0 2 肯定)、表示制御部 1 5 3 は、位相を同期させ(ステップ S 1 0 3)、X 線画像に超音波画像を重畳させる(ステップ S 1 0 4)。

【 0 0 9 6 】

一方、ステップ S 1 0 2 において、動画を重畳しない場合には(ステップ S 1 0 2 否定)、表示制御部 1 5 3 は、X 線画像に超音波画像を重畳させる(ステップ S 1 0 4)。そして、表示制御部 1 5 3 は、X 線画像に超音波画像を重畳させたフュージョン画像を表示部 1 2 0 にて表示させて(ステップ S 1 0 5)、処理を終了する。

【 0 0 9 7 】

次に、ステップ S 1 0 3 における位相同期処理の詳細について説明する。図 1 3 に示すように、位相を同期させる場合には、表示制御部 1 5 3 は、リアルタイム表示か否かを判定する(ステップ S 2 0 1)。ここで、リアルタイム表示の場合には(ステップ S 2 0 1 肯定)、表示制御部 1 5 3 は、現時点の直前の R 波から現時点までの時間を算出して(ステップ S 2 0 2)、算出した時間に相当する位相の超音波画像のフレームを抽出する(ステップ S 2 0 3)。

【 0 0 9 8 】

一方、ステップ S 2 0 1 において、リアルタイム表示ではない場合には(ステップ S 2 0 1 否定)、表示制御部 1 5 3 は、心電図を用いるか否かを判定する(ステップ S 2 0 4)。ここで、心電図を用いる場合には(ステップ S 2 0 4 肯定)、表示制御部 1 5 3 は、R R 間隔における X 線画像のフレームの位相を算出し、算出した位相と略同一位相の超音波画像のフレームを抽出する(ステップ S 2 0 5)。

【 0 0 9 9 】

一方、ステップ S 2 0 4 において、心電図を用いない場合には(ステップ S 2 0 4 否定)、表示制御部 1 5 3 は、X 線画像のフレームのランドマークの位置及び形状と略同一のランドマークが含まれる超音波画像のフレームを抽出する(ステップ S 2 0 6)。

【 0 1 0 0 】

上述したように、第 1 の実施形態によれば、決定部 1 5 2 は、表示状況に基づいて、X 線画像及び超音波画像を動画像又は静止画像のいずれで表示させるかをそれぞれ決定する。そして、表示制御部 1 5 3 は、決定部 1 5 2 による決定に基づいて、X 線画像及び超音波画像を、動画像と動画像との組み合わせ、動画像と静止画像との組み合わせ、又は静止画像と動画像との組み合わせのいずれかで重畳させたフュージョン画像を表示部 1 2 0 にて表示させるように制御する。従って、第 1 の実施形態に係る画像処理装置 1 0 0 は、表示状況に応じたフュージョン画像を表示させることができ、X 線画像と超音波画像の重畳

画像において、視認性の高い画像を表示することを可能にする。

【0101】

また、第1の実施形態によれば、表示制御部153は、フュージョン画像に動画が含まれる場合に、X線画像及び超音波画像の位相を同期させて重畳させる。従って、第1の実施形態に係る画像処理装置100は、動画を用いた手技においても、視認性の高い画像を表示させることを可能にする。

【0102】

また、第1の実施形態によれば、表示制御部153は、動画を含むフュージョン画像にリアルタイムで収集されるX線画像を用いる場合、被検体の心電図信号において直前のR波から現時点までの時間を算出し、超音波画像においてR波から算出した時間が経過した位相の超音波画像フレームを、現時点のX線画像フレームに重畳させる。従って、第1の実施形態に係る画像処理装置100は、単純な心電同期では同期が困難となる不整脈患者の位相同期を行うことを可能にする。

10

【0103】

また、第1の実施形態によれば、表示制御部153は、被検体の心電図信号のRR間隔におけるX線画像フレームの位相を算出し、算出した位相と略同一の位相の超音波画像フレームを抽出し、抽出した超音波画像フレームをX線画像フレームに重畳させる。従って、第1の実施形態に係る画像処理装置100は、位相の同期を容易に行うことを可能にする。

【0104】

20

また、第1の実施形態によれば、表示制御部153は、超音波画像に付与されたランドマークと、X線画像において、当該ランドマークに相当する領域に基づいて、略同一の位相となるX線画像フレーム及び超音波画像フレームを抽出し、抽出したX線画像フレーム及び超音波画像フレームを重畳させる。従って、第1の実施形態に係る画像処理装置100は、心電波形を取得することなく、位相を同期させることを可能にする。

【0105】

また、第1の実施形態によれば、表示制御部153は、超音波画像がカラーマップされている場合に、フュージョン画像において、カラー変化のみを反映させる。従って、第1の実施形態に係る画像処理装置100は、動画が重畳されることによる視認性の低下を抑制することを可能にする。

30

【0106】

(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。

【0107】

上述した第1の実施形態では、X線画像に超音波画像を重畳させたフュージョン画像のみを表示する場合について説明したが、上述したように、本願に係る画像処理装置100は、X線画像及び超音波画像を並列に表示させたり、フュージョン画像と超音波画像とを並列表示させたりすることが可能である。図14A及び図14Bは、第2の実施形態に係る表示制御部による表示制御処理の一例を示す図である。

40

【0108】

ここで、図14Aは、X線画像と超音波画像との並列画像の一例を示す。また、図14Bは、フュージョン画像と超音波画像との並列画像の一例を示す。例えば、第2の実施形態に係る表示制御部153は、図14Aに示すように、動画のX線画像10と、特異領域を時相保持型で重畳させたPolar Map像(動画の超音波画像)とを別ウィンドウで並列して表示させる。ここで、表示制御部153は、2つの動画の位相を同期させて表示させる。すなわち、表示制御部153は、上述した同期方法と同様に、例えば、ECG波形を用いて、2つの動画の位相を同期させて表示する。

【0109】

また、例えば、表示制御部153は、図14Bに示すように、動画のX線画像10に超

50

音波画像 2 0 (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)を重畳させたフュージョン画像と、特異領域を時相保持型で重畳させたPolar Map像(動画の超音波画像)とを別ウィンドウで並列して表示させる。ここで、表示制御部 1 5 3 は、フュージョン画像とPolar Map像との位相を同期させて表示させる。

【0 1 1 0】

上述したように、本願に係る画像処理装置 1 0 0 は、X線画像と超音波画像とを別ウィンドウで並列して表示させることができ、フュージョン画像に加えて、Polar Map像などの付加的な情報を観察者にさらに提供することを可能にする。

【0 1 1 1】

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、上述した位置合わせ部 1 5 1、決定部 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。

10

【0 1 1 2】

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いて、視認性の高い画像を表示することを可能となる。

【0 1 1 3】

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。

20

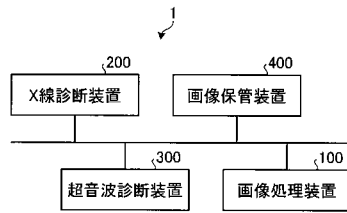
【符号の説明】

【0 1 1 4】

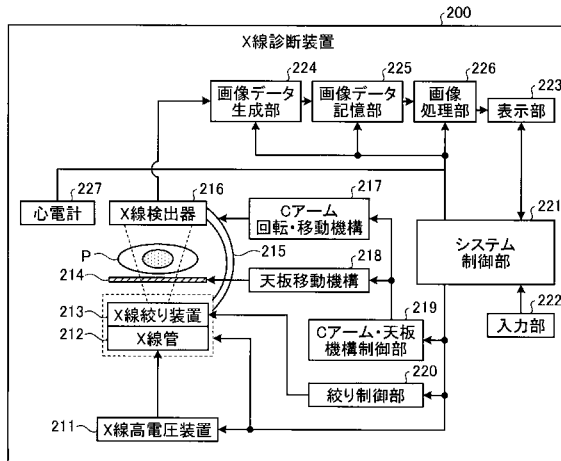
- 1 0 0 画像処理装置
- 1 1 0 入力部
- 1 2 0 表示部
- 1 5 0 制御部
- 1 5 1 位置合わせ部
- 1 5 2 決定部
- 1 5 3 表示制御部
- 2 0 0 X線診断装置
- 3 0 0 超音波診断装置

30

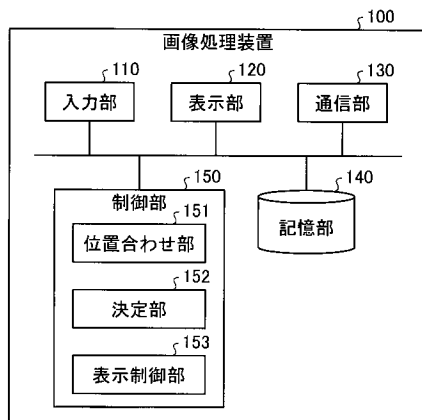
【図 1】



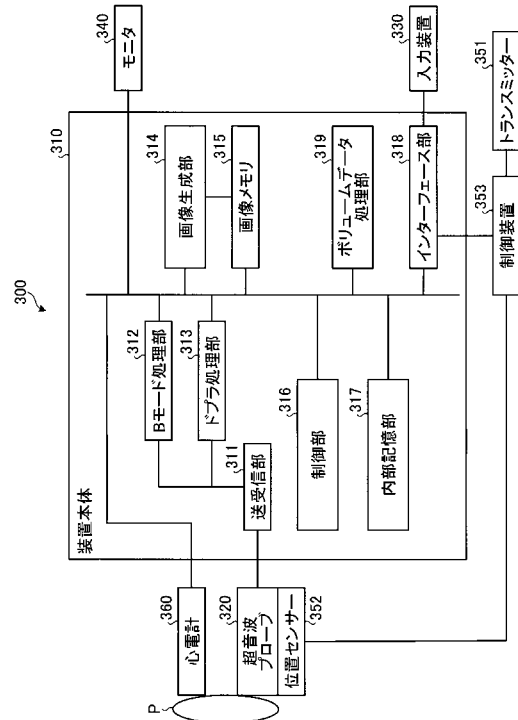
【図 2】



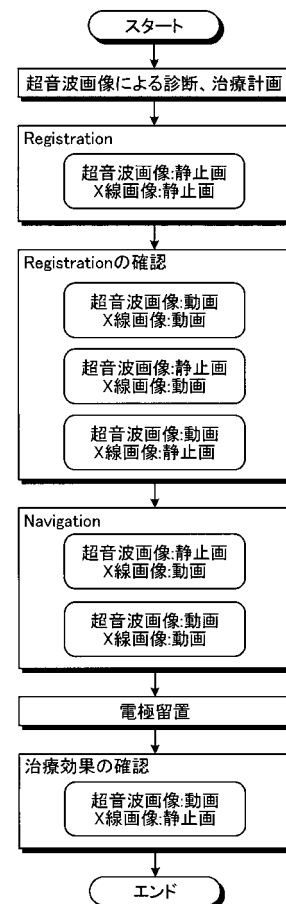
【図 6】



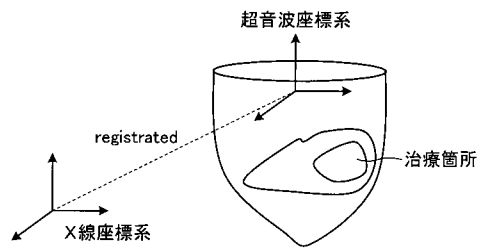
【図 3】



【図 7】



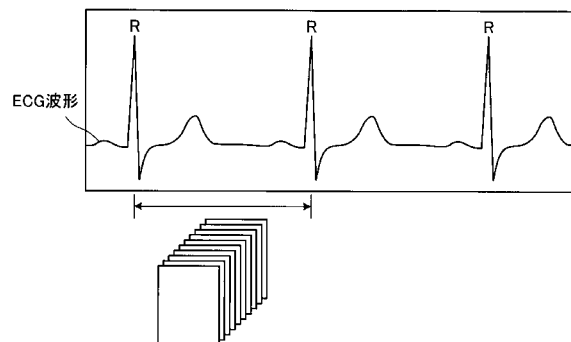
【図 8】



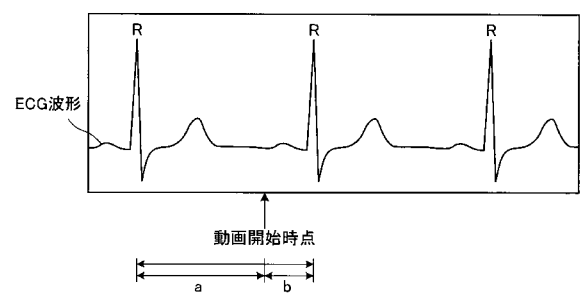
【図 9】

超音波画像	X線画像
静止画 (+コマ送り)	静止画(造影像)
動画	静止画(造影像)
静止画(AI)	動画(透視orRM)
動画 (心拍運動、電気伝導)	動画(透視orRM)
動画(心拍運動のみ)	動画(透視orRM)
動画(電気伝導のみ)	動画(透視orRM)
動画(別Window)	動画(透視orRM)

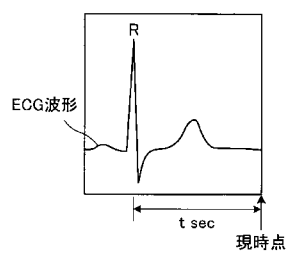
【図 10 A】



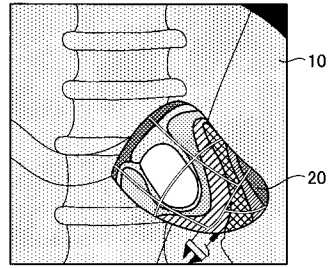
【図 10 C】



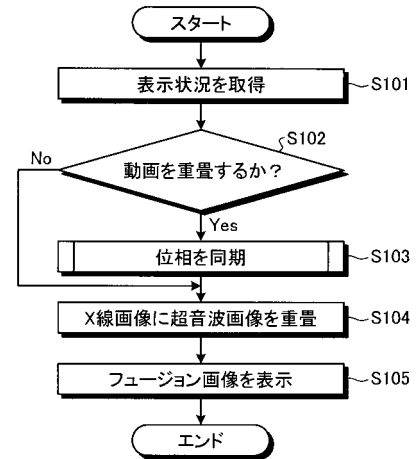
【図 10 B】



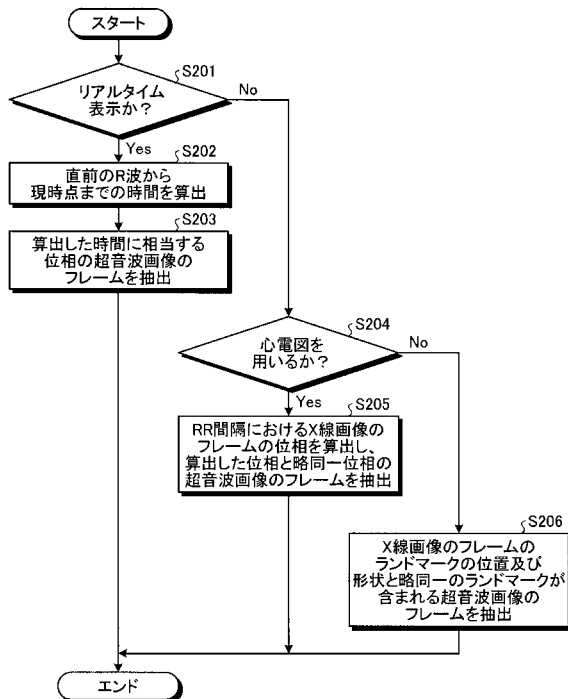
【図 1 1】



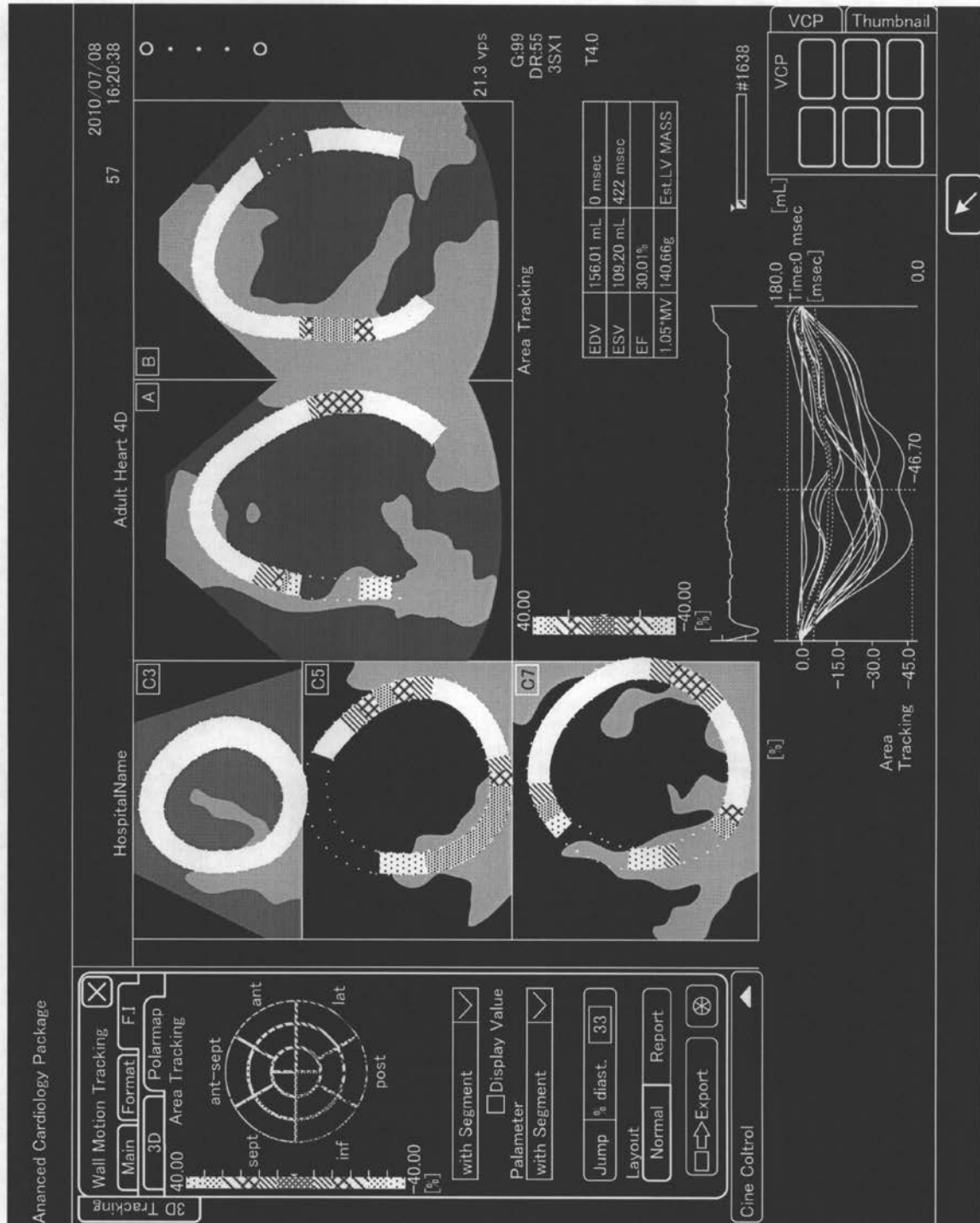
【図 1 2】



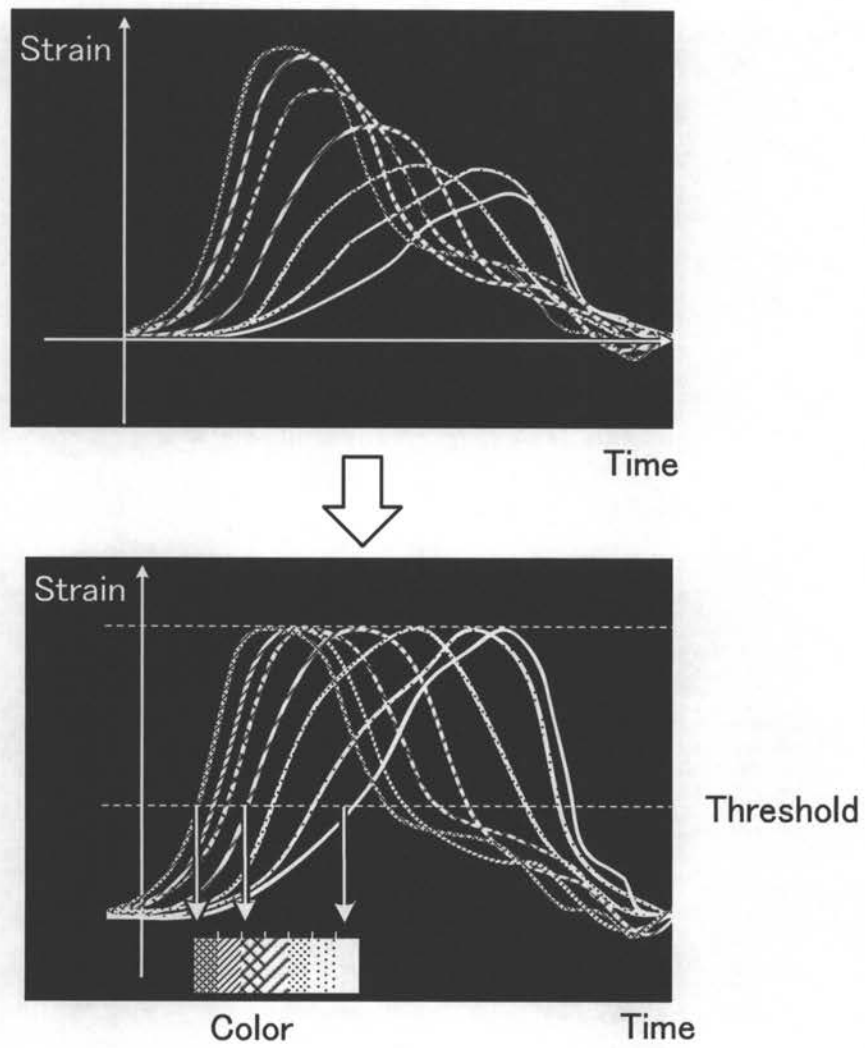
【図 1 3】



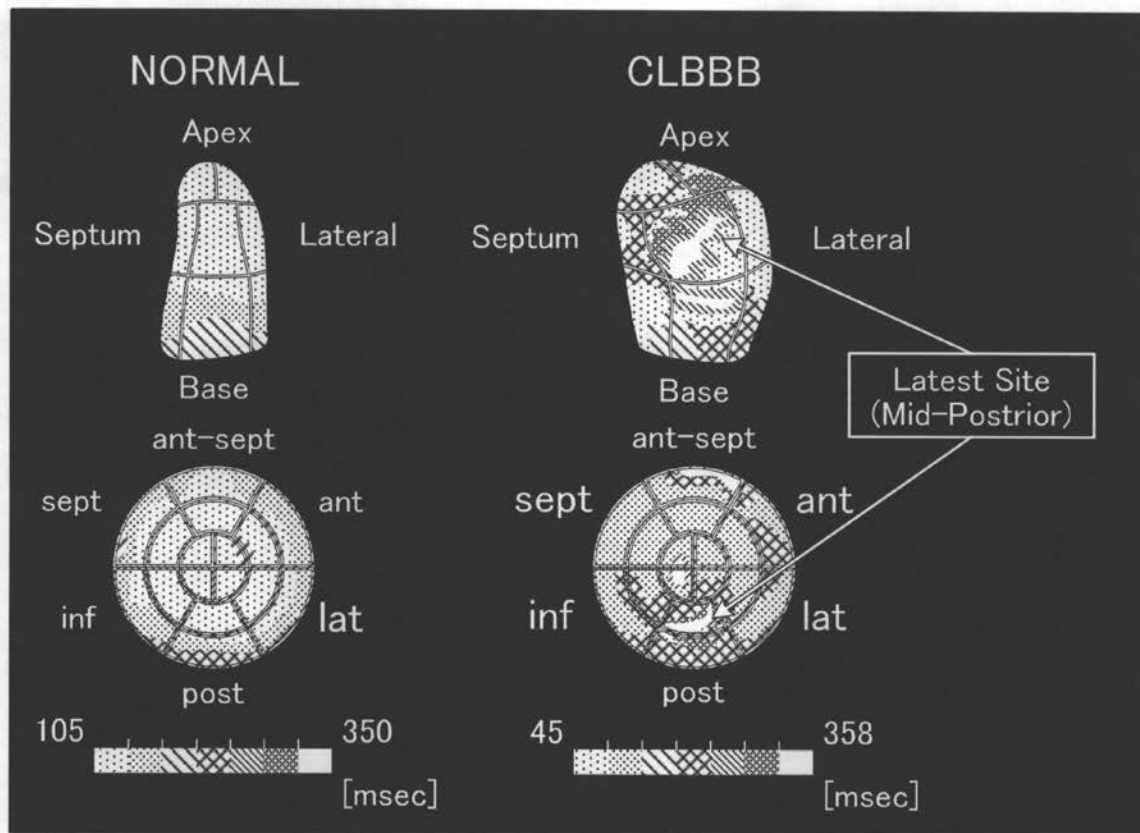
【 図 4 】



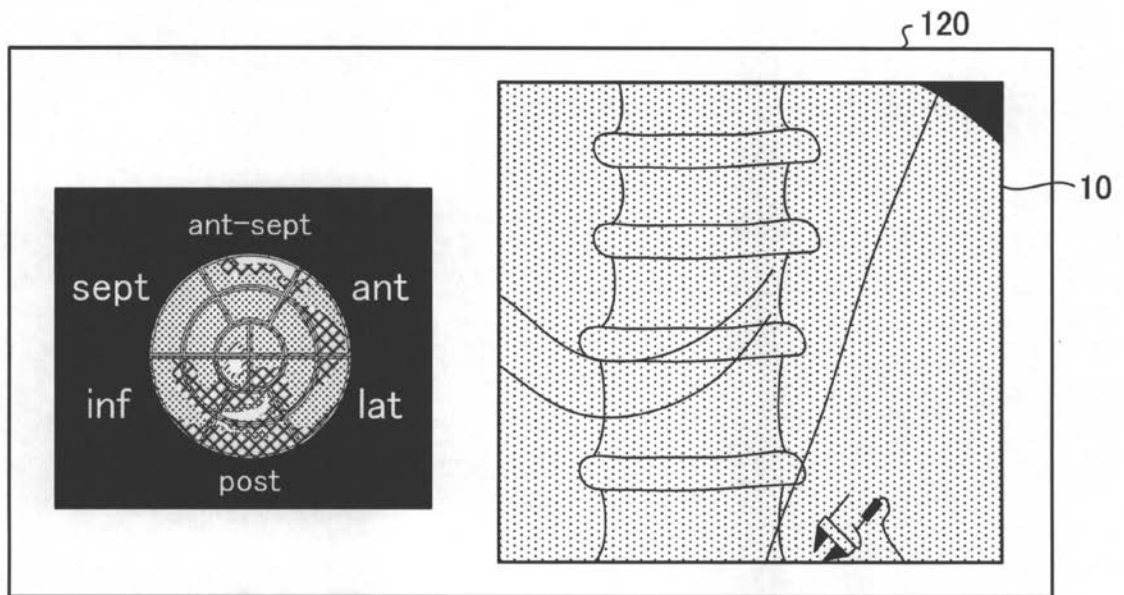
【図 5 A】



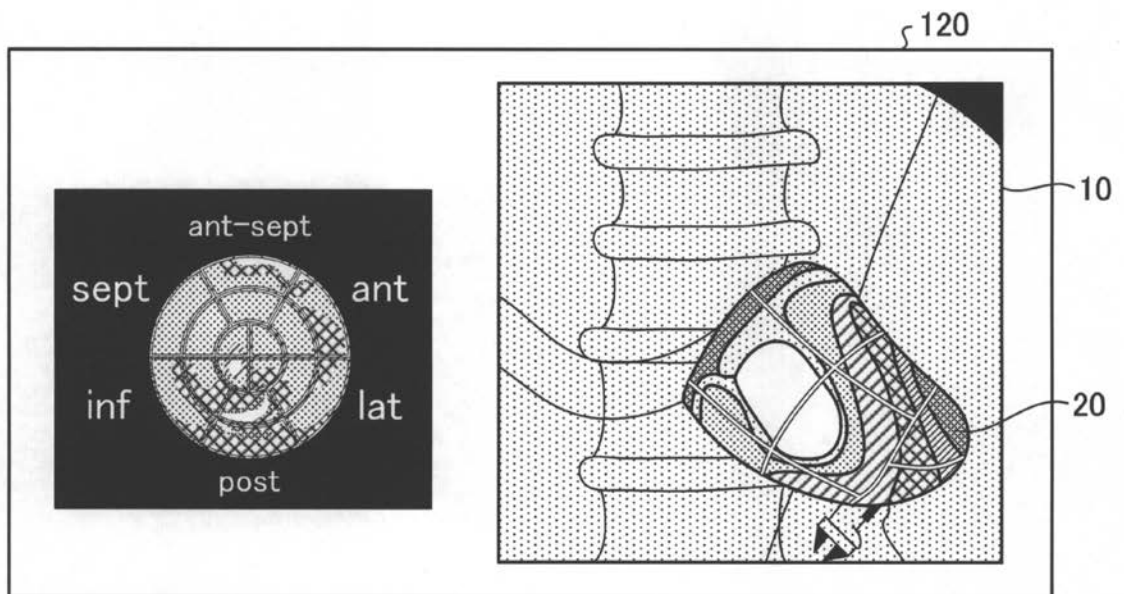
【図 5 B】



【図 1 4 A】



【図 1 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) 4C053 JJ23

4C093 AA01 AA24 AA30 CA24 DA02 EB17 EC16 FA47 FF32 FF35

4C601 DD15 DD27 EE30 FF08 FF16 JC16 JC21 KK24 KK25 KK27

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	JP2014061093A	公开(公告)日	2014-04-10
申请号	JP2012207496	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 A61N1/36		
CPC分类号	A61B6/12 A61B6/463 A61B6/466 A61B6/503 A61B6/5205 A61B6/5217 A61B6/5247 A61B6/5264 A61B6/5288 A61B8/0883 A61B8/4263 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5261 G16H50/30 G06T11/60 G06T2207/10016 G06T2207/10116		
FI分类号	A61B6/03.360.P A61B8/00 A61B6/03.377 A61N1/36 A61B6/03.360.Q A61B8/14		
F-TERM分类号	4C053/JJ23 4C093/AA01 4C093/AA24 4C093/AA30 4C093/CA24 4C093/DA02 4C093/EB17 4C093/EC16 4C093/FA47 4C093/FF32 4C093/FF35 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE30 4C601/FF08 4C601/FF16 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK27 4C601/LL33		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP6109512B2 JP2014061093A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供能够在X射线图像和超声图像的叠加图像中显示具有高可见度的图像的图像处理器，X射线诊断装置和程序。解决方案：实施例的图像处理器包括：确定部分;和显示控制部分。确定部分分别基于显示状态确定是否在运动图像和静止图像之间显示X射线图像和超声图像。显示控制部分进行控制，以便显示通过叠加X射线图像和超声图像获得的叠加图像与运动图像和运动图像的组合之一，运动图像和运动图像的组合中的至少一个。静止图像，静止图像和运动图像的组合，以及通过在规定的显示部分上以一种组合平行排列X射线图像和超声图像而获得的平行图像。

