

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6109512号  
(P6109512)

(45) 発行日 平成29年4月5日(2017.4.5)

(24) 登録日 平成29年3月17日(2017.3.17)

(51) Int.Cl.

F 1

<b>A 6 1 B</b>	<b>6/03</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	6/03	3 6 0 Q
<b>A 6 1 B</b>	<b>8/14</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	6/03	3 7 7
<b>A 6 1 N</b>	<b>1/36</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	8/14	

A 6 1 N 1/36

請求項の数 9 (全 23 頁)

(21) 出願番号

特願2012-207496 (P2012-207496)

(22) 出願日

平成24年9月20日 (2012.9.20)

(65) 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)

審査請求日

平成27年7月9日 (2015.7.9)

(73) 特許権者 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 110001771

特許業務法人虎ノ門知的財産事務所

(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 淳上 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 橋本 新一

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝

メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置、X線診断装置及びプログラム

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

システムの状況ごとに予め設定された第1の画像であるX線画像及び第2の画像の表示方法に基づいて、前記システムの状況ごとに、前記X線画像及び前記第2の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部と、

前記決定部による決定に基づいて、前記X線画像及び前記第2の画像を、静止画像と静止画像との組み合わせ、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畠させた重畠画像を表示部にて表示させるように制御する表示制御部と、

を備える、画像処理装置。

10

## 【請求項2】

前記第2の画像が超音波画像、CT画像、MR画像、PET画像、IVUS画像、ICE画像及びEM画像のうち少なくとも1つを含む、請求項1に記載の画像処理装置。

## 【請求項3】

前記表示制御部は、前記重畠画像に動画像が含まれる場合に、前記X線画像及び前記第2の画像の位相を同期させて重畠させる、請求項1又は2に記載の画像処理装置。

## 【請求項4】

前記表示制御部は、前記動画像を含む重畠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、前記第2の画像においてR波から前記算出した時間が経過した位相の第2の画像フレームを

20

、前記現時点のX線画像フレームに重畠させる、請求項3に記載の画像処理装置。

**【請求項5】**

前記表示制御部は、被検体の心電図信号のR R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第2の画像フレームを抽出し、抽出した第2の画像フレームを前記X線画像フレームに重畠させる、請求項3に記載の画像処理装置。

**【請求項6】**

前記表示制御部は、前記第2の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第2の画像フレームを抽出し、抽出したX線画像フレーム及び第2の画像フレームを重畠させる、請求項3に記載の画像処理装置。

10

**【請求項7】**

前記表示制御部は、前記X線画像が動画像であり、前記第2の画像がカラーマップされている場合に、前記重畠画像において、カラー変化のみを反映させる、請求項2～6のいずれか一つに記載の画像処理装置。

**【請求項8】**

システムの状況ごとに予め設定された第1の画像であるX線画像及び第2の画像の表示方法に基づいて、前記システムの状況ごとに、前記X線画像及び前記第2の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部と、

前記決定部による決定に基づいて、前記X線画像及び前記第2の画像を、静止画像と静止画像との組み合わせ、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畠させた重畠画像を表示部にて表示させるように制御する表示制御部と、

20

を備える、X線診断装置。

**【請求項9】**

システムの状況ごとに予め設定された第1の画像であるX線画像及び第2の画像の表示方法に基づいて、前記システムの状況ごとに、前記X線画像及び前記第2の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線画像及び前記第2の画像を、静止画像と静止画像との組み合わせ、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畠させた重畠画像を表示部にて表示させるように制御する表示制御手順と、

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、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ふ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畠画像において、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。

【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畠画像において、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。

【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、決定部と、表示制御部とを備える。決定部は、システムの状況ごとに予め設定された第1の画像であるX線画像及び第2の画像の表示方法に基づいて、前記システムの状況ごとに、前記X線画像及び前記第2の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、前記決定部による決定に基づいて、前記X線画像及び前記第2の画像を、静止画像と静止画像との組み合わせ、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畠させた重畠画像を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】

【0008】

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

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

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

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

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

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

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

【図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

10

20

30

40

50

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)

10

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、心電計227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

50

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。

#### 【 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。10

#### 【 0017 】

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

#### 【 0018 】

C アーム回転・移動機構 217 は、C アーム 215 を回転及び移動させるための機構であり、天板移動機構 218 は、天板 214 を移動させるための機構である。C アーム・天板機構制御部 219 は、システム制御部 221 による制御の下、C アーム回転・移動機構 217 及び天板移動機構 218 を制御することで、C アーム 215 の回転や移動、天板 214 の移動を調整する。絞り制御部 220 は、システム制御部 221 による制御の下、X 線絞り装置 213 が有する絞り羽根の開度を調整することで、被検体 P に対して照射される X 線の照射範囲を制御する。20

#### 【 0019 】

心電計 227 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 224 および画像処理部 226 に送信する。

#### 【 0020 】

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 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 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、X 線画像を生成する。30

#### 【 0021 】

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。40

#### 【 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50

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。10

#### 【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。20

#### 【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、トランスマッター 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パ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

#### 【0029】

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。40

#### 【0030】

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。

#### 【0031】

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50

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。

**【0032】**

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G U I (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C T画像などを並列表示したりする。

**【0033】**

トランスマッター351は、基準信号を送信する。具体的には、トランスマッター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、トランスマッター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。10

**【0034】**

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、トランスマッター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、トランスマッター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、赤外線センサーヤ、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

**【0035】**

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(E C G : 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。

**【0036】**

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。30

**【0037】**

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

**【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。

**【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50

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気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。

#### 【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、対数增幅、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。10

#### 【0041】

ドプラ処理部 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、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータ（ドプラデータ）を生成する。

#### 【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、ドプラ処理部 313 が生成したドプラデータから、超音波画像を生成する。具体的には、画像生成部 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 モードデータやドプラデータから表示用の超音波画像（B モード画像やドプラ画像）を生成する。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を対応付けて、画像メモリ 315 に格納する。20

#### 【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（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 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 及びドプラ処理部 313 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

#### 【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 、ドプラ処理部 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、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

#### 【0045】

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 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 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。

#### 【0046】

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50

る。

#### 【0047】

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(ボリュームデータ群)を生成する。

#### 【0048】

ボリュームデータ処理部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319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319は、各ボリュームデータに描出された心筋組織に設定された追跡点をスペックルパターンに基づいて追跡することで、各追跡点の移動ベクトルを算出する。そして、ボリュームデータ処理部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、ボリュームデータ処理部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、ボリュームデータ処理部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。

#### 【0049】

図4は、第1の実施形態に係るボリュームデータ処理部319による処理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」により重畠させた重畠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。

#### 【0050】

また、ボリュームデータ処理部319は、図4の下側に示すように、時相保持型の重畠画像とともに、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、ボリュームデータ処理部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のように、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。

#### 【0051】

また、ボリュームデータ処理部319は、ボリュームデータから、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、ボリュームデータ処理部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畠させた画像を配置した合成画像を生成している。また、図4に示す一例では、ボリュームデータ処理部319は、領域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畠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、ボリュームデータ処理部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畠させた画像を配置した合成画像を生成している。また、図4に示す一例では、ボリュームデータ処理部319は、領域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畠させた画像を配置した合成画像を生成している。また、図4に示す一例では、ボリュームデータ処理部319は、領域C7において、心尖部と心基部との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畠させた画像を配置し

10

20

30

40

50

た合成画像を生成している。また、図4に示す一例では、ボリュームデータ処理部319は、領域C7において、心基部に近い短軸断面画像の左心室心壁上に、特異領域を時相保持型で重畠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「0 msec」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。  
10

#### 【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。  
20

#### 【0055】

ボリュームデータ処理部319は、運動情報として、局所的な面積の変化率(Area change)の時間変化率(Area change rate)を算出しても良い。すなわち、ボリュームデータ処理部319は、局所的な面積の変化率の時間微分値を推定することで、面積変化率の時間変化率を算出しても良い。かかる場合には、ボリュームデータ処理部319は、図5Aに示すように、所定の値を閾値として、閾値に到達した時刻ごとに色を割り当てるよう重畠画像の色調を変化させる。なお、図5Aは、第1の実施形態に係るボリュームデータ処理部319による処理の一例を説明するための図である。  
20

#### 【0056】

図5Bは、第1の実施形態に係るボリュームデータ処理部319によって生成される画像の一例を示す図である。ここで、図5Bにおいては、心臓における興奮伝播の様相が抽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畠した重畠画像と、Polar-map像に対して色調を重畠させた重畠画像とを示す。ここで、CLBBBにおいて、非同期部位(Latest Site)が示されている。  
30

#### 【0057】

CRTにおいては、図5Bに示す重畠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畠画像をさらに重畠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、重畠させる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。  
40

#### 【0058】

本実施形態に係る画像処理装置100は、表示状況に応じて、重畠させる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畠させることで、X線画像と超音波画像の重畠画像において、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畠画像をフュージョン(Fusion)画像と記す。

#### 【0059】

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  
50

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 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。

#### 【0060】

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。

#### 【0061】

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畠画像を表示する。通信部 130 は、NIC (Network Interface Card) 等であり、他の装置との間で通信を行う。

#### 【0062】

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。

#### 【0063】

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。

#### 【0064】

また、制御部 150 は、図 6 に示すように、例えば、位置合わせ部 151 と、決定部 152 と、表示制御部 153 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、CRT の手技のワークフローについて示す。

#### 【0065】

例えば、CRT では、図 7 に示すように、超音波診断装置 300 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 CRT では、正確な位置で重畠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畠されたものである。

#### 【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。

#### 【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。その後、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。

10

20

30

40

50

**【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畠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。

**【0069】**

10

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畠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。

**【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。

20

**【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。

**【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。

30

**【0073】**

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。

40

**【0074】**

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。

**【0075】**

50

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、正確な位置で重畠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。

#### 【0076】

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。

10

#### 【0077】

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。

#### 【0078】

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。

20

#### 【0079】

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。

#### 【0080】

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 (A I : Activation Imaging) と動画 (透視 or R M : 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。

30

#### 【0081】

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 (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。

40

#### 【0082】

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 (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

50

もよく、或いは動画でもよい。

#### 【0083】

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（電気伝導のみ）と動画（透視orRM）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。10

#### 【0084】

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（別Window）と動画（透視orRM）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畠される。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、2D超音波画像を動画表示してもよい。20

#### 【0085】

図6に戻って、表示制御部153は、決定部152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畠させた重畠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120にて表示させるように制御する。具体的には、表示制御部153は、決定部152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120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のフュージョン画像を表示部120に表示させる。20

#### 【0086】

ここで、表示制御部153は、重畠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畠させる。より具体的には、表示制御部153は、動画像を含む重畠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畠させる。30

#### 【0087】

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畠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。40

#### 【0088】

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線画像に重畠させる。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。

#### 【0089】

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50

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畠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、E C G 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。

#### 【 0 0 9 0 】

また、表示制御部 153 は、被検体の心電図信号の R R 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畠させる。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。10

#### 【 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 R R 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、R R 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 波までとの比「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 R R 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畠させたフュージョン画像を表示部 120 にて表示させる。20

#### 【 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に領域に基づいて、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畠させる。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畠させたフュージョン画像を表示部 120 にて表示させる。30

#### 【 0 0 9 3 】

図 11 は、第 1 の実施形態に係る表示制御部 153 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 153 は、図 11 に示すように、X 線画像 10 に超音波画像 20 ( サーフェスレンダリング画像に色調を重畠した重畠画像 ) を重畠させたフュージョン画像を表示部 120 にて表示させる。ここで、表示制御部 153 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。40

#### 【 0 0 9 4 】

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、図 12 及び図 13 を用いて説明する。図 12 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。また、図 13 は、第 1 の実施形態に係る画像処理装置 100 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 12 においては、位置合わせ部 151 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 13 においては、図 12 のステップ S103 の処理の詳細について示す。

#### 【 0 0 9 5 】

図 12 に示すように、第 1 に実施形態に係る画像表示装置 100 においては、決定部 1

50

52が、表示状況を取得して(ステップS101)、表示状況に基づいて動画を重畠させるか否かを判定する(ステップS102)。ここで、動画を重畠させる場合には(ステップS102肯定)、表示制御部153は、位相を同期させ(ステップS103)、X線画像に超音波画像を重畠させる(ステップS104)。

#### 【0096】

一方、ステップS102において、動画を重畠しない場合には(ステップS102否定)、表示制御部153は、X線画像に超音波画像を重畠させる(ステップS104)。そして、表示制御部153は、X線画像に超音波画像を重畠させたフュージョン画像を表示部120にて表示させて(ステップS105)、処理を終了する。

#### 【0097】

次に、ステップS103における位相同期処理の詳細について説明する。図13に示すように、位相を同期させる場合には、表示制御部153は、リアルタイム表示か否かを判定する(ステップS201)。ここで、リアルタイム表示の場合には(ステップS201肯定)、表示制御部153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S202)、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S203)。

#### 【0098】

一方、ステップS201において、リアルタイム表示ではない場合には(ステップS201否定)、表示制御部153は、心電図を用いるか否かを判定する(ステップS204)。ここで、心電図を用いる場合には(ステップS204肯定)、表示制御部153は、RR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S205)。

#### 【0099】

一方、ステップS204において、心電図を用いない場合には(ステップS204否定)、表示制御部153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S206)。

#### 【0100】

上述したように、第1の実施形態によれば、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。そして、表示制御部153は、決定部152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畠させたフュージョン画像を表示部120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100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畠画像において、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畠させる。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、動画像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畠させる。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。

#### 【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

10

20

30

40

50

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畠させる。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】

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に領域に基づいて、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畠させる。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、フェ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、動画が重畠されることによる視認性の低下を抑止することを可能にする。

#### 【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畠させたフェ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、フェ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。

#### 【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、フェ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畠させた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に超音波画像20（サーフェスレンダリング画像に色調を重畠した重畠画像）を重畠させたフェージョン画像と、特異領域を時相保持型で重畠させた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、フェージョン画像とPolar Map像との位相を同期させて表示させる。

#### 【0110】

上述したように、本願に係る画像処理装置100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、フェ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。

#### 【0111】

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畠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、上述した位置合わせ部151、決定部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。

#### 【0112】

10

20

30

40

50

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畠画像において、視認性の高い画像を表示することを可能となる。

## 【0113】

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】

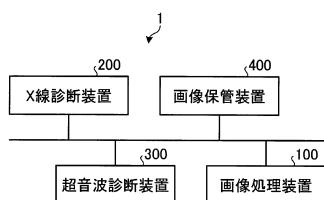
## 【0114】

- 100 画像処理装置
- 110 入力部
- 120 表示部
- 150 制御部
- 151 位置合わせ部
- 152 決定部
- 153 表示制御部
- 200 X線診断装置
- 300 超音波診断装置

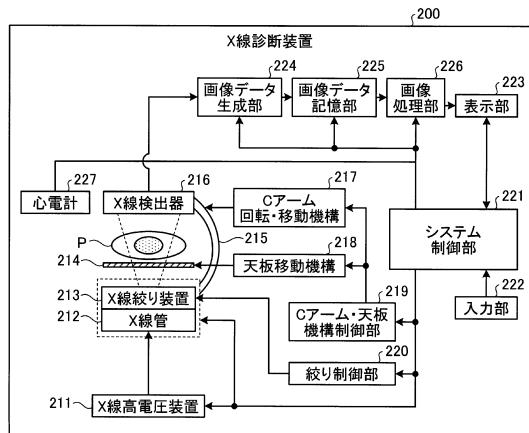
10

20

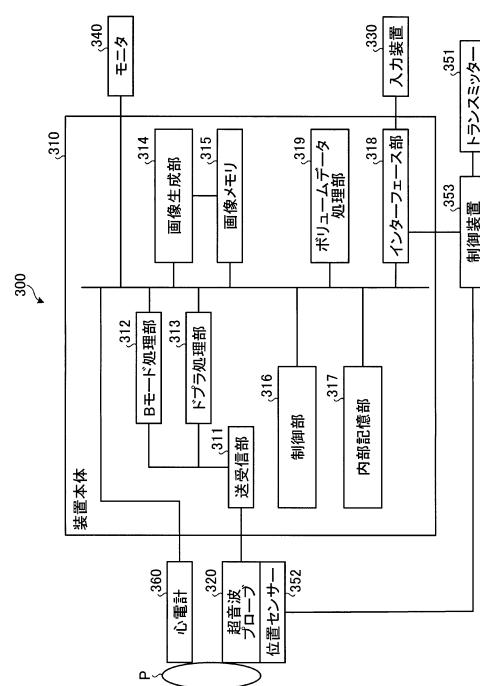
【図1】



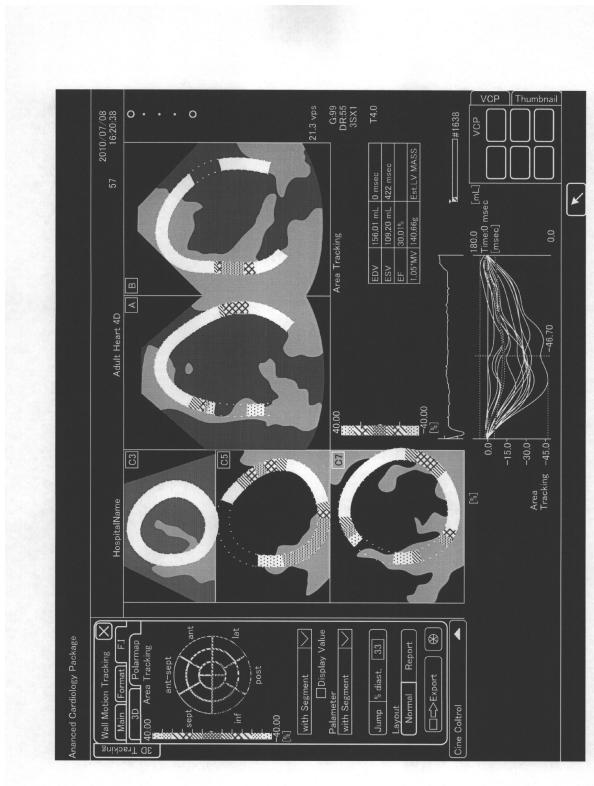
【図2】



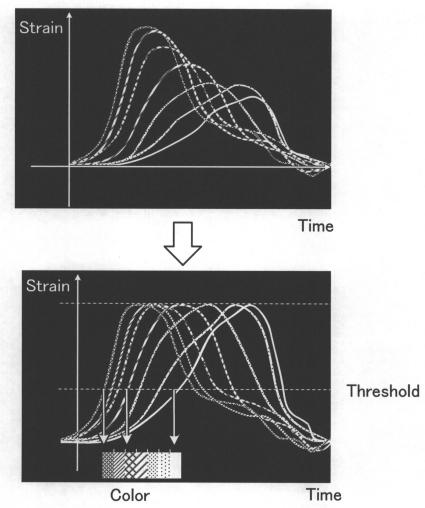
【図3】



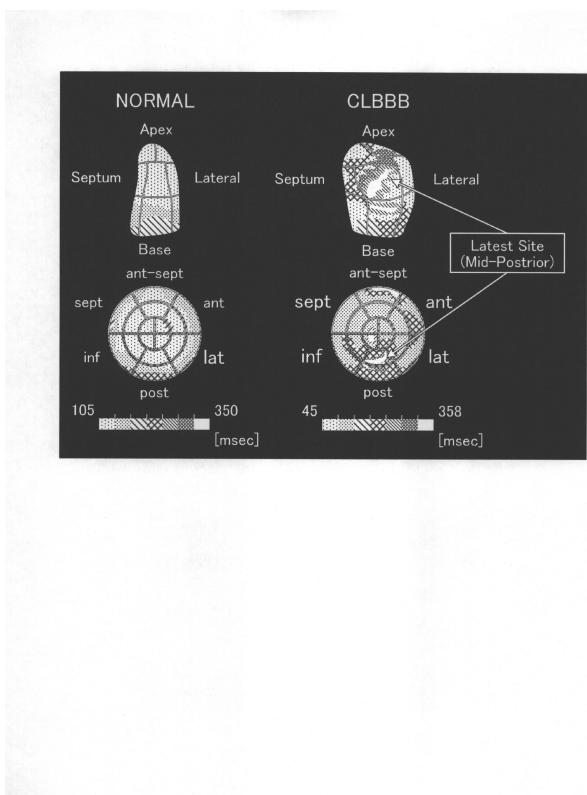
【図4】



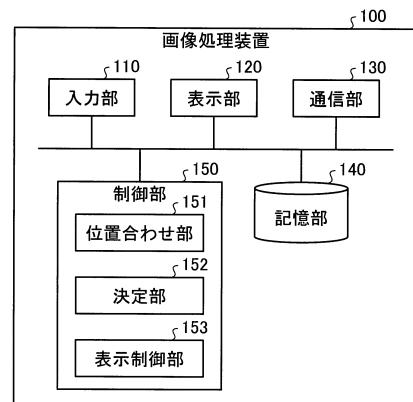
【図5 A】



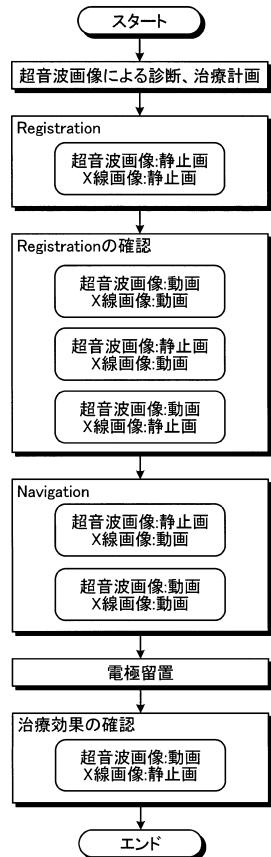
【図5 B】



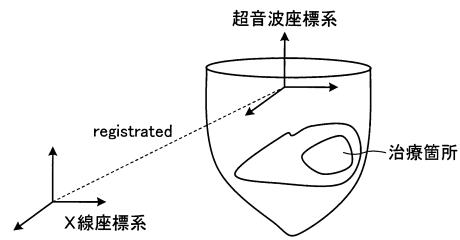
【図6】



【図7】



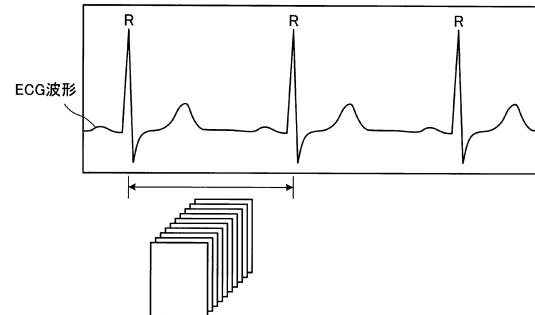
【図8】



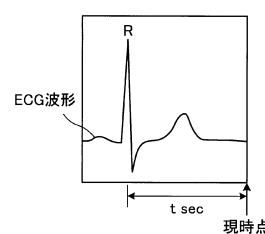
【図9】

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)

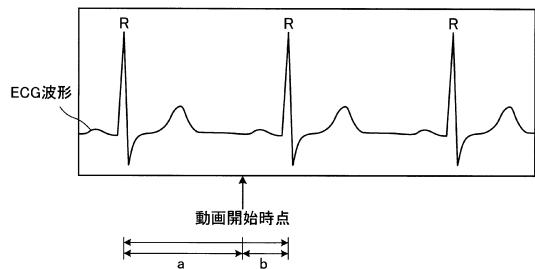
【図10A】



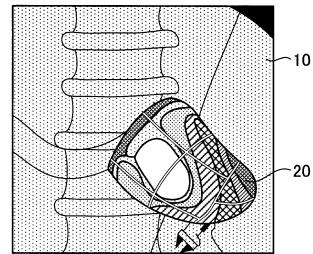
【図10B】



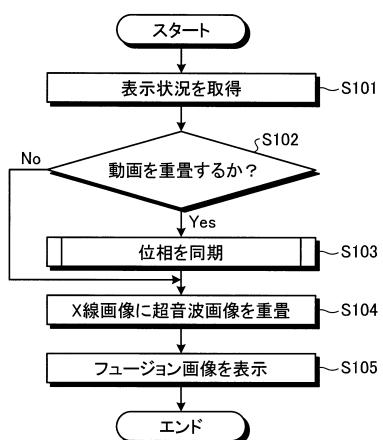
【図10C】



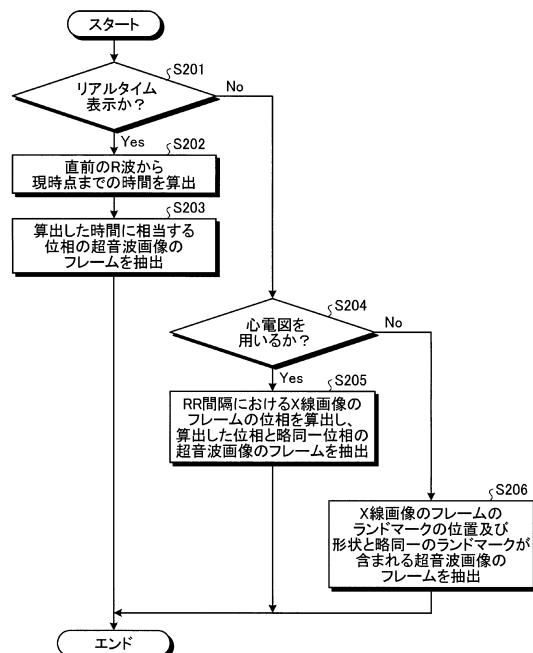
【図11】



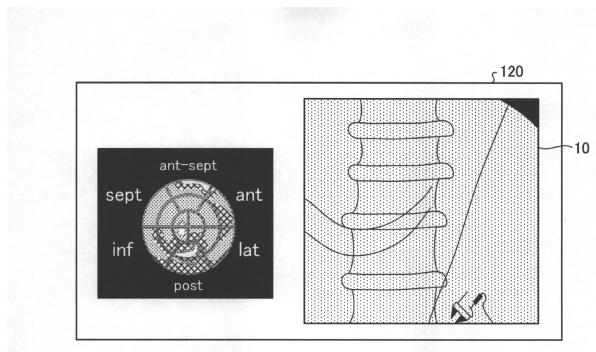
【図12】



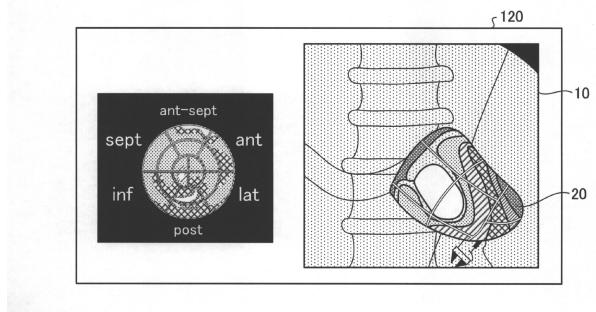
【図13】



【図 1 4 A】



【図 1 4 B】



---

フロントページの続き

(72)発明者 大内 啓之

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 九鬼 一慶

(56)参考文献 特開2012-045285(JP,A)

特開2009-247739(JP,A)

特開2009-160307(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 00 - 6 / 14