

(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2020-62072**

(P2020-62072A)

(43) 公開日 令和2年4月23日(2020.4.23)

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

**A 6 1 B 8/14 (2006.01)**

A61B 8/14

4 C 0 9 6

**A 6 1 B 5/055 (2006.01)**

A61B 5/055 383

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2018-194052 (P2018-194052)

(22) 出願日 平成30年10月15日 (2018.10.15)

(71) 出願人 594164542

キヤノン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) 發明者 小林 豊

栃木県大田原市下石上1385番地 キヤ

ノンメディカルシステムズ株式会社内

(72) 発明者 中井 淳

栃木県大田原市下石上1385番地 キヤ

ノンメディカルシステムズ株式会社内

(72) 発明者 中屋 重光

栃木県大田原市下石上1385番地 キヤ

ノンメディカルシステムズ株式会社内

[最終頁に続く](#)

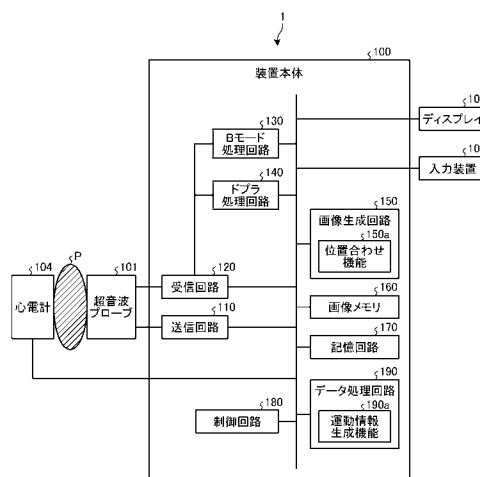
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び医用画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】操作者に、冠状静脈に挿入された状態で左心室の外側表面に留置されるリードの位置を容易に決定させること。

【解決手段】実施形態の超音波診断装置の第１の生成部は、被検体の心臓を超音波で３次元走査することで生成された時系列に沿った複数の第１の３次元医用画像データに基づいて、心臓の左心室の心筋の刺激伝搬情報を示す刺激伝搬画像データを生成する。第２の生成部は、被検体の心臓の冠状静脈が判別可能に描出された第２の３次元医用画像データから冠状静脈を抽出し、第２の３次元医用画像データと刺激伝搬画像データとの位置合わせを行って、冠状静脈と刺激伝搬画像が示す刺激伝搬画像とが合成された合成画像を示す合成画像データを生成する。表示制御部は、合成画像データが示す合成画像を表示部に表示させるとともに、表示部に表示された合成画像に含まれる刺激伝搬画像において、刺激の伝搬が最も遅い部位の位置にマークを表示させる。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体の心臓を超音波で 3 次元走査することで生成された時系列に沿った複数の第 1 の 3 次元医用画像データに基づいて、前記心臓の左心室の心筋の刺激伝搬情報を示す刺激伝搬画像データを生成する第 1 の生成部と、

前記被検体の心臓の冠状静脈が判別可能に描出された第 2 の 3 次元医用画像データから前記冠状静脈を抽出し、前記冠状静脈を示す医用画像データと前記刺激伝搬画像データとの位置合わせを行って、前記冠状静脈と前記刺激伝搬画像データが示す刺激伝搬画像とが合成された合成画像を示す合成画像データを生成する第 2 の生成部と、

前記合成画像データが示す合成画像を表示部に表示させるとともに、当該表示部に表示された合成画像に含まれる前記刺激伝搬画像において、刺激の伝搬が最も遅い部位の位置にマークを表示させる表示制御部と、

を備える、超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記表示制御部は、前記表示部に表示された前記合成画像に含まれる前記刺激伝搬画像における関心領域の設定を受け付け、受け付けた関心領域を当該刺激伝搬画像上に設定し、当該関心領域から最も近い、前記表示部に表示された前記合成画像に含まれる前記冠状静脈上の位置にマークを表示させる、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記第 1 の生成部は、前記関心領域内の部位の運動情報を生成し、

前記表示制御部は、前記運動情報を前記表示部に表示させる、

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記第 1 の生成部は、心臓臨床上におけるセグメント分割による分割領域よりも小さい領域である前記関心領域内の部位の前記運動情報を生成する、

請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記第 1 の生成部は、前記第 1 の 3 次元医用画像データに基づいて、前記心臓の左心室の心筋の運動情報を生成し、

前記表示制御部は、前記運動情報に基づいて、前記心筋の瘢痕組織を特定し、特定した瘢痕組織を避けるように、前記マークを表示させる、

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記表示制御部は、共通の座標系を用いて、他の医用画像診断装置から取得した医用画像データが示す医用画像を前記表示部に表示させる、

請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記表示制御部は、電気生理学検査マップデータが示す電気生理学検査マップを前記表示部に表示させ、

前記電気生理学検査マップには、前記被検体の右心房に留置されるリードの位置を示すマーク、及び、右心室に留置されるリードの位置を示すマークが含まれる、

請求項 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記表示制御部は、前記右心房に留置されるリードの位置、及び、前記右心室に留置されるリードの位置から所定の距離だけ離れた位置であって、前記刺激伝搬画像上の位置に、一定の範囲を示すマークを配置する、

請求項 7 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

前記表示制御部は、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置から取得した遅延造

10

20

30

40

50

影画像データが示す遅延造影画像を前記表示部に表示させ、  
前記遅延造影画像には、瘢痕組織を示すマークが含まれる、  
請求項 6 ～ 8 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

被検体の心臓を超音波で 3 次元走査することで生成された時系列に沿った複数の第 1 の 3 次元医用画像データ、及び、前記被検体の心臓の冠状静脈が判別可能に描出された第 2 の 3 次元医用画像データを取得する取得部と、

前記複数の第 1 の 3 次元医用画像データに基づいて、前記心臓の左心室の心筋の刺激伝搬情報を示す刺激伝搬画像データを生成する第 1 の生成部と、

前記第 2 の 3 次元医用画像データから前記冠状静脈を抽出し、前記冠状静脈を示す医用画像データと前記刺激伝搬画像データとの位置合わせを行って、前記冠状静脈と前記刺激伝搬画像データが示す刺激伝搬画像とが合成された合成画像を示す合成画像データを生成する第 2 の生成部と、

前記合成画像データが示す合成画像を表示部に表示させるとともに、当該表示部に表示された合成画像に含まれる前記刺激伝搬画像において、刺激の伝搬が最も遅い部位の位置にマークを表示させる表示制御部と、

を備える、医用画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び医用画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、心不全治療法の 1 つとして、心臓再同期医療法（C R T : Cardiac Resynchronization Therapy）が知られている。C R T は、左心室及び右心室をペーシングし、心臓のポンプ機能を改善させる治療である。また、C R T は、心臓内の収縮のタイミングのズレをペースメーカ等で補正することで、正常に近いポンプ機能を取り戻す治療法である。

【0003】

近年、欧米での大規模試験によって C R T の治療効果が認められており、C R T は、心不全の治療法の 1 つとして、確立されつつある。日本においても、C R T は、2004 年に保険適応になっている。また、C R T は、重症な心不全を患った患者の Q O L（Quality Of Life）を向上させる治療法として確立されつつあり、年々 C R T による治療数が増加している。C R T では、ペースメーカや植込み型除細動器（I C D（Implantable Cardioverter Defibrillator））と同様に、本体及びリード（電極）の植込み手術が必要となる。C R T では、右心房及び右心室の他に、心臓の左心室及び右心室の収縮タイミングのズレを補正するペーシングを行うために、リードが、冠状静脈に挿入された状態で左心室の外側表面に留置される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2004 - 454 号公報

【特許文献 2】国際公開第 2011 / 093193 号

【特許文献 3】特開 2014 - 61093 号公報

【特許文献 4】特開 2008 - 302220 号公報

【特許文献 5】特開 2007 - 296362 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、操作者に、冠状静脈に挿入された状態で左心室の外側表面に留置されるリードの位置を容易に決定させることができる超音波診断装置及び医

10

20

30

40

50

用画像処理装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態の超音波診断装置は、第1の生成部と、第2の生成部と、表示制御部とを備える。第1の生成部は、被検体の心臓を超音波で3次元走査することで生成された時系列に沿った複数の第1の3次元医用画像データに基づいて、心臓の左心室の心筋の刺激伝搬情報を示す刺激伝搬画像データを生成する。第2の生成部は、被検体の心臓の冠状静脈が判別可能に描出された第2の3次元医用画像データから冠状静脈を抽出し、第2の3次元医用画像データと刺激伝搬画像データとの位置合わせを行って、冠状静脈と刺激伝搬画像が示す刺激伝搬画像とが合成された合成画像を示す合成画像データを生成する。表示制御部は、合成画像データが示す合成画像を表示部に表示させるとともに、表示部に表示された合成画像に含まれる刺激伝搬画像において、刺激の伝搬が最も遅い部位の位置にマークを表示させる。

10

【図面の簡単な説明】

【0007】

【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例を示すブロック図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る刺激伝搬画像の一例を示す図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る冠状静脈の一例を示す図である。

20

【図5】図5は、第1の実施形態に係る制御回路が実行する処理の一例を説明するための図である。

【図6】図6は、第1の実施形態に係る心電波形、及び、左心室内膜面の区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の実施形態に係る制御回路が実行す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の実施形態に係る超音波診断装置が実行する留置位置決定処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【図9】図9は、第1の変形例に係る超音波診断装置が実行する処理の一例を説明するための図である。

30

【図10】図10は、第2の変形例における候補マーク表示処理の原理の一例について説明するための図である。

【図11】図11は、第2の変形例における候補マーク表示処理の原理の一例について説明するための図である。

【図12】図12は、第2の変形例における候補マーク表示処理の原理の一例について説明するための図である。

【図13】図13は、第2の変形例に係る超音波診断装置が実行する処理の一例を説明するための図である。

【図14】図14は、第2の変形例に係る超音波診断装置が実行する処理の一例を説明するための図である。

40

【図15】図15は、第2の変形例に係る超音波診断装置が実行する処理の一例を説明するための図である。

【図16】図16は、第1の実施形態の第6の変形例に係るフィルタ処理回路が実行する処理の一例を説明するための図である。

【図17】図17は、第2の実施形態に係る医用画像処理装置の構成の一例を示す図である。

【図18】図18は、第2の実施形態に係るX線診断装置の表示例を示す図である。

【図19】図19は、第3の実施形態に係る医用画像処理装置の構成の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

50

## 【 0 0 0 8 】

以下、図面を参照しながら、実施形態に係る超音波診断装置及び医用画像処理装置を説明する。なお、一つの実施形態又は変形例に記載した内容は、他の実施形態又は他の変形例にも同様に適用されてもよい。

## 【 0 0 0 9 】

(第1の実施形態)

まず、第1の実施形態に係る画像処理システムの構成例について説明する。図1は、第1の実施形態に係る画像処理システムの構成例を示す図である。

## 【 0 0 1 0 】

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は、超音波診断装置1と、X線CT(Computed Tomography)装置2と、画像保管装置3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)4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、医用画像データ等を相互に送受信する。

10

## 【 0 0 1 1 】

図1に例示する各装置は、DICOM規格のデータを送受信することで、他装置から受信したデータを、自装置で読み出したり、表示したりすることが可能となる。なお、本実施形態は、他装置から受信したデータを自装置で処理可能であるならば、任意の規格に則ったデータが送受信される場合であっても良い。

20

## 【 0 0 1 2 】

超音波診断装置1は、超音波の2次元走査を行なう超音波プローブの位置を操作者が調整することで、任意の断面の超音波画像データを生成する。また、超音波診断装置1は、メカニカル4Dプローブや2Dアレイプローブを用いることで、超音波の3次元走査を行なって、3次元超音波画像データを生成する。そして、超音波診断装置1は、各種の超音波画像データを画像保管装置3に送信する。

## 【 0 0 1 3 】

X線CT装置2は、X線を照射するX線管と被検体を透過したX線を検出するX線検出器とを対向する位置に支持して回転可能な回転フレームを有する。X線CT装置2は、X線管からX線を照射させながら回転フレームを回転させることで、透過、吸収、減衰を受けたX線のデータを全方位に渡り収集し、収集したデータからX線CT画像データを再構成する。X線CT画像データは、X線管とX線検出器との回転面(アキシアル面)における断層像となる。ここで、X線検出器では、チャンネル方向に配列された複数のX線検出素子である検出素子列が、被検体の体軸方向に沿って複数列配列されている。例えば、検出素子列が16列配列されたX線検出器を有するX線CT装置2は、回転フレームが1回転することで収集された投影データから、被検体の体軸方向に沿った複数枚(例えば16枚)のX線CT画像データを再構成する。

30

## 【 0 0 1 4 】

また、X線CT装置2は、回転フレームを回転させるとともに、被検体を載せた天板を移動させるヘリカルスキャンにより、例えば、心臓全体を網羅した500枚のX線CT画像データを3次元X線CT画像データとして再構成することができる。又は、例えば、検出素子列が320列配列されたX線検出器を有するX線CT装置2では、回転フレームを1回転させるコンベンショナルスキャンを行なうだけで、心臓全体を網羅した3次元X線CT画像データを再構成することができる。また、X線CT装置2は、ヘリカルスキャンやコンベンショナルスキャンを連続して行なうことで、3次元X線CT画像データを時系列に沿って撮影可能である。

40

## 【 0 0 1 5 】

また、本実施形態では、X線CT装置2は、造影剤が投入された被検体に対して、上述した3次元X線CT画像データを再構成する方法を実行することにより、3次元の造影C

50

T画像データを再構成することができる。例えば、X線CT装置2は、被検体に投入された造影剤が心臓の冠状静脈を流れるタイミングで撮影を行うことにより、被検体の心臓を含む3次元の造影CT画像データを再構成する。このような造影CT画像データには、冠状静脈が明瞭に描出される。より具体的には、このような造影CT画像データには、被検体Pの心臓の冠状静脈が判別可能に描出されている。そして、X線CT装置2は、各種のCT画像データを画像保管装置3に送信する。

#### 【0016】

第1の実施形態では、超音波診断装置1は、超音波診断装置1が生成した3次元の超音波画像データと、X線CT装置2が撮影した3次元の造影CT画像データとの位置合わせを行なう。この位置合わせについては、後述する。

10

#### 【0017】

画像保管装置3は、医用画像データを保管するデータベースである。例えば、画像保管装置3は、超音波診断装置1及びX線CT装置2のそれぞれから送信された超音波画像データやCT画像データ等の医用画像データを記憶回路に格納し、医用画像データを保管する。ここでいう記憶回路は、例えば、RAM(Random Access Memory)、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子、ハードディスク又は光ディスクによって実現される。画像保管装置3に保管された医用画像データは、例えば、被検体のID(Identifier)である被検体ID、被検体に対して実施された検査のIDである検査ID、及び、検査の際に用いられた装置のIDである装置ID等の付帯情報と対応付けて保管される。

20

#### 【0018】

次に、図1に示す超音波診断装置1の構成例について、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の構成例を示すブロック図である。図1に例示するように、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、装置本体100と、超音波プローブ101と、入力装置102と、ディスプレイ103と、心電計104とを有する。

#### 【0019】

超音波プローブ101は、例えば、圧電振動子等の複数の素子を有する。これら複数の素子は、後述する装置本体100が有する送信回路110から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ101は、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101は、例えば、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ング材等を有する。なお、超音波プローブ101は、装置本体100と着脱自在に接続される。

30

#### 【0020】

超音波プローブ101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、反射波として超音波プローブ101が有する複数の素子にて受信される。受信される反射波の振幅は、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等の表面で反射された場合の反射波は、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。

#### 【0021】

40

超音波プローブ101は、装置本体100と着脱可能に設けられる。被検体P内の2次元領域の走査(2次元走査)を行なう場合、操作者は、例えば、複数の圧電振動子が一列で配置された1Dアレイプローブを超音波プローブ101として装置本体100に接続する。1Dアレイプローブは、リニア型超音波プローブ、コンベックス型超音波プローブ、セクタ型超音波プローブ等である。また、被検体P内の3次元領域の走査(3次元走査)を行なう場合、操作者は、例えば、メカニカル4Dプローブや2Dアレイプローブを超音波プローブ101として装置本体100と接続する。メカニカル4Dプローブは、1Dアレイプローブのように一列で配列された複数の圧電振動子を用いて2次元走査が可能であるとともに、複数の圧電振動子を所定の角度(揺動角度)で揺動させることで3次元走査が可能である。また、2Dアレイプローブは、マトリックス状に配置された複数の圧電振

50

動子により 3 次元走査が可能であるとともに、超音波を集束して送信することで 2 次元走査が可能である。

【0022】

入力装置 102 は、例えば、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール、ジョイスティック等の入力手段により実現される。入力装置 102 は、超音波診断装置 1 の操作者からの各種設定要求を受け付け、受け付けた各種設定要求を装置本体 100 に転送する。

【0023】

ディスプレイ 103 は、例えば、超音波診断装置 1 の操作者が入力装置 102 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 100 において生成された超音波画像データにより示される超音波画像等を表示したりする。ディスプレイ 103 は、液晶モニタや C R T (Cathode Ray Tube) モニタ等によって実現される。ディスプレイ 103 は、表示部の一例である。

10

【0024】

心電計 14 は、超音波走査される被検体 P の生体信号として、被検体 P の心電波形 (E C G : Electrocardiogram) を取得する。心電計 14 は、取得した心電波形を装置本体 100 に送信する。

【0025】

装置本体 100 は、超音波プローブ 101 から送信される反射波信号に基づいて超音波画像データを生成する。装置本体 100 は、超音波プローブ 101 が送信した被検体 P の 2 次元領域に対応する反射波信号に基づいて 2 次元の超音波画像データを生成可能である。また、装置本体 100 は、超音波プローブ 101 が送信した被検体 P の 3 次元領域に対応する反射波信号に基づいて 3 次元の超音波画像データを生成可能である。

20

【0026】

図 2 に示すように、装置本体 100 は、送信回路 110 と、受信回路 120 と、B モード処理回路 130 と、ドプラ処理回路 140 と、画像生成回路 150 と、画像メモリ 160 と、記憶回路 170 と、制御回路 180 と、データ処理回路 190 とを有する。

【0027】

送信回路 110 は、制御回路 180 による制御を受けて、超音波プローブ 101 から超音波を送信させる。送信回路 110 は、レートパルス発生回路と、送信遅延回路と、送信パルスとを有し、超音波プローブ 101 に駆動信号を供給する。送信回路 110 は、被検体 P 内の 2 次元領域を走査する場合、超音波プローブ 101 から 2 次元領域を走査するための超音波ビームを送信させる。また、送信回路 110 は、被検体 P 内の 3 次元領域を走査する場合、超音波プローブ 101 から 3 次元領域を走査するための超音波ビームを送信させる。

30

【0028】

レートパルス発生回路は、所定のレート周波数 (P R F : Pulse Repetition Frequency) で、送信超音波 (送信ビーム) を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。レートパルスが送信遅延回路を経由することで、異なる送信遅延時間を有した状態で送信パルスに電圧が印加される。例えば、送信遅延回路は、超音波プローブ 101 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送信遅延時間を、レートパルス発生回路により発生される各レートパルスに対して与える。送信パルスは、かかるレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 101 に駆動信号 (駆動パルス) を印加する。なお、送信遅延回路は、各レートパルスに与える送信遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの超音波の送信方向を任意に調整する。

40

【0029】

駆動パルスは、送信パルスからケーブルを介して超音波プローブ 101 内の圧電振動子まで伝達した後に、圧電振動子において電気信号から機械的振動に変換される。この機械的振動によって発生した超音波は、生体内部に送信される。ここで、圧電振動子ごとに異なる送信遅延時間を持った超音波は、集束されて、所定方向に伝搬していく。

50

## 【 0 0 3 0 】

なお、送信回路 1 1 0 は、制御回路 1 8 0 による制御を受けて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有する。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアンプ型の発信回路、または、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。

## 【 0 0 3 1 】

超音波プローブ 1 0 1 により送信された超音波の反射波は、超音波プローブ 1 0 1 内部の圧電振動子まで到達した後、圧電振動子において、機械的振動から電氣的信号（反射波信号）に変換され、受信回路 1 2 0 に入力される。受信回路 1 2 0 は、制御回路 1 8 0 による制御を受けて、超音波プローブ 1 0 1 から送信され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し、生成した反射波データを B モード処理回路 1 3 0 及びドブラ処理回路 1 4 0 に出力する。受信回路 1 2 0 は、超音波プローブ 1 0 1 から送信された 2 次元の反射波信号から 2 次元の反射波データを生成する。また、受信回路 1 2 0 は、超音波プローブ 1 0 1 から送信された 3 次元の反射波信号から 3 次元の反射波データを生成する。

10

## 【 0 0 3 2 】

受信回路 1 2 0 は、プリアンプと、A / D (Analog to Digital) 変換器と、直交検波回路等を有する。プリアンプは、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン調整（ゲイン補正）を行なう。A / D 変換器は、ゲイン補正された反射波信号を A / D 変換することでゲイン補正された反射波信号をデジタル信号に変換する。直交検波回路は、デジタル信号をベースバンド帯域の同相信号（I 信号、I : In-phase）と直交信号（Q 信号、Q : Quadrature-phase）とに変換する。そして、直交検波回路は、I 信号及び Q 信号（I Q 信号）を反射波データとして B モード処理回路 1 3 0 及びドブラ処理回路 1 4 0 に出力する。

20

## 【 0 0 3 3 】

B モード処理回路 1 3 0 は、制御回路 1 8 0 による制御を受けて、受信回路 1 2 0 から出力された反射波データに対して、対数増幅、包絡線検波処理及び対数圧縮等を行なって、サンプル点ごとの信号強度（振幅強度）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。B モード処理回路 1 3 0 は、生成した B モードデータを画像生成回路 1 5 0 に出力する。B モード処理回路 1 3 0 は、例えば、プロセッサにより実現される。

30

## 【 0 0 3 4 】

ドブラ処理回路 1 4 0 は、制御回路 1 8 0 による制御を受けて、受信回路 1 2 0 から出力された反射波データを周波数解析することで、ドブラ効果に基づく移動体（血流や組織、造影剤エコー成分等）の運動情報を抽出し、抽出した運動情報を示すデータ（ドブラデータ）を生成する。例えば、ドブラ処理回路 1 4 0 は、移動体の運動情報として、平均速度、分散及びパワー等を多点に渡り抽出し、抽出した移動体の運動情報を示すドブラデータを生成する。ドブラ処理回路 1 4 0 は、生成したドブラデータを画像生成回路 1 5 0 に出力する。ドブラ処理回路 1 4 0 は、例えば、プロセッサにより実現される。

## 【 0 0 3 5 】

B モード処理回路 1 3 0 及びドブラ処理回路 1 4 0 は、2 次元の反射波データ及び 3 次元の反射波データの両方について処理可能である。

40

## 【 0 0 3 6 】

画像生成回路 1 5 0 は、制御回路 1 8 0 による制御を受けて、B モード処理回路 1 3 0 及びドブラ処理回路 1 4 0 が出力したデータから超音波画像データを生成する。画像生成回路 1 5 0 は、プロセッサにより実現される。ここで、画像生成回路 1 5 0 は、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等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）し、表示用の超音波画像データを生成する。例えば、画像生成回路 1 5 0 は、超音波プローブ 1 0 1 による超音波の走査形態に応じて座標変換を行なうことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成回路 1 5 0 は、スキャンコン

50

パート以外に種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理（平滑化処理）や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理（エッジ強調処理）等を行なう。また、画像生成回路150は、超音波画像データに、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマーク等を合成する。

#### 【0037】

また、画像生成回路150は、Bモード処理回路130により生成された3次元のBモードデータに対して座標変換を行なうことで、3次元Bモード画像データを生成する。また、画像生成回路150は、ドブラ処理回路140により生成された3次元のドブラデータに対して座標変換を行なうことで、3次元ドブラ画像データを生成する。すなわち、画像生成回路150は、「3次元のBモード画像データ及び3次元ドブラ画像データ」を「3次元超音波画像データ（ボリュームデータ）」として生成する。そして、画像生成回路150は、ボリュームデータをディスプレイ103にて表示するための各種の2次元画像データを生成するために、ボリュームデータに対して様々なレンダリング処理を行なう。

#### 【0038】

また、本実施形態に係る画像生成回路150は、位置合わせ機能150aを有する。位置合わせ機能150aは、各種の位置合わせを行う。例えば、超音波診断装置1が生成した3次元の超音波画像データと、X線CT装置2が撮影した3次元の造影CT画像データとの位置合わせを行なう。位置合わせ機能150aについては後述する。

#### 【0039】

Bモードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成回路150が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、Bモードデータ及びドブラデータは、生データ（Raw Data）とも呼ばれる。

#### 【0040】

画像メモリ160は、画像生成回路150により生成された各種の画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ160は、Bモード処理回路130及びドブラ処理回路140により生成されたデータも記憶する。画像メモリ160が記憶するBモードデータやドブラデータは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成回路150を経由して表示用の超音波画像データとなる。例えば、画像メモリ160は、RAM、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子、ハードディスク又は光ディスクによって実現される。

#### 【0041】

記憶回路170は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者ID、医師の所見等）や、診断プロトコルや各種ボディーマーク等の各種データを記憶する。また、記憶回路170は、必要に応じて、画像メモリ160が記憶するデータの保管等にも使用される。例えば、記憶回路170は、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子、ハードディスク又は光ディスクによって実現される。

#### 【0042】

制御回路180は、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御回路180は、入力装置102を介して操作者から入力された各種設定要求や、記憶回路170から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送信回路110、受信回路120、Bモード処理回路130、ドブラ処理回路140、画像生成回路150及びデータ処理回路190の処理を制御する。また、制御回路180は、画像メモリ160に記憶された表示用の超音波画像データにより示される超音波画像を表示するようにディスプレイ103を制御する。制御回路180は、例えば、プロセッサにより実現される。

#### 【0043】

データ処理回路190は、制御回路180による制御を受けて、画像生成回路150により生成された各種の超音波画像データに対して各種の処理を行う。データ処理回路190は、運動情報生成機能190aを有する。運動情報生成機能190aは、心臓について

10

20

30

40

50

の各種の運動情報を生成する。運動情報生成機能 190 a については後述する。データ処理回路 190 は、例えば、プロセッサにより実現される。

【0044】

ここで、例えば、上述した画像生成回路 150 及びデータ処理回路 190 が有する各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態で記憶回路 170 に記憶される。画像生成回路 150 は、位置合わせ機能 150 a に対応するプログラムを記憶回路 170 から読み出し、読み出したプログラムを実行することで、位置合わせ機能 150 a を実現する。データ処理回路 190 は、運動情報生成機能 190 a に対応するプログラムを記憶回路 170 から読み出し、読み出したプログラムを実行することで、運動情報生成機能 190 a を実現する。換言すると、位置合わせ機能 150 a に対応するプログラムを読み出した状態の画像生成回路 150 は、図 1 に示す位置合わせ機能 150 a を有することとなる。また、運動情報生成機能 190 a に対応するプログラムを読み出した状態のデータ処理回路 190 は、図 1 に示す運動情報生成機能 190 a を有することとなる。

10

【0045】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphics Processing Unit)、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、若しくは、プログラマブル論理デバイス (例えば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、又は、フィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: FPGA)) 等の回路を意味する。プロセッサは、記憶回路 170 に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、記憶回路 170 にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせる 1 つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。更に、図 1 における複数の構成要素を 1 つのプロセッサへ統合してその機能を実現するようにしてもよい。

20

【0046】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の全体構成について説明した。ここで、超音波診断装置 1 を用いて CRT を実施する術者が、被検体 P の心臓の冠状静脈に挿入された状態で左心室の外側表面にリードを留置する場合について説明する。この場合、リードが留置される位置は、被検体 P の心臓の特性に依存するため、適した位置に留置することは、術者にとって困難である。また、リードを留置する度にテストを行い、心臓の信号が適切に感知されることを確認する作業が発生する。そのため、適した位置にリードが留置されるまで、繰り返し作業が行われると、被検体 P にとって負担がかかる。そこで、本実施形態に係る超音波診断装置 1 は、操作者に、冠状静脈に挿入された状態で左心室の外側表面に留置されるリードの位置を容易に決定させることができるように、以下に説明する各種の処理を実行する。

30

【0047】

例えば、画像生成回路 150 は、被検体 P の心臓の左心室を 1 心拍以上の期間にわたり時系列に沿って撮影することにより得られた複数の 3 次元の B モードデータから、複数の 3 次元の B モード画像データを生成する。このように、時系列に沿った複数の 3 次元の B モード画像データは、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る。なお、3 次元の B モード画像データは、第 1 の 3 次元医用画像データの一例である。

40

【0048】

図 3 は、第 1 の実施形態に係る刺激伝搬画像の一例を示す図である。そして、図 3 に示すように、運動情報生成機能 190 a は、複数の 3 次元の B モード画像データに基づいて、左心室内膜面のサーフェスレンダリング画像に、心筋の刺激伝搬情報が重畳された刺激伝搬画像 12 を示す刺激伝搬画像データを生成する。例えば、運動情報生成機能 190

50

a は、特開 2 0 1 2 - 1 8 7 3 8 3 号公報に記載されている技術を用いて、刺激伝搬画像データを生成する。なお、刺激伝搬画像 1 2 は、「時相保持型の重畳画像」とも称される。

【 0 0 4 9 】

例えば、刺激伝搬画像 1 2 が示すように、アメリカ心エコー図学会等が推奨する 1 6 分画で左心室内膜面が区画されている。しかしながら、運動情報生成機能 1 9 0 a は、この 1 6 分画よりも小さい複数の矩形で構成されるメッシュを左心室内膜面上に設定する。そして、運動情報生成機能 1 9 0 a は、心時相ごとに、各矩形の面積の変化率（単位：％）を算出する。そして、運動情報生成機能 1 9 0 a は、ある心時相において、面積の変化率が閾値を初めて超えた矩形に、閾値を初めて超えた心時相に対応する色を付して、刺激の伝搬の様相が操作者にとって分かりやすい刺激伝搬画像 1 2 を示す刺激伝搬画像データを生成する。このように、運動情報生成機能 1 9 0 a は、複数の 3 次元の B モード画像データに基づいて、被検体 P の心臓の左心室の心筋の刺激伝搬情報を示す刺激伝搬画像データを生成する。なお、運動情報生成機能 1 9 0 a は、第 1 の生成部の一例である。

10

【 0 0 5 0 】

そして、位置合わせ機能 1 5 0 a は、刺激伝搬画像データから、被検体 P の心臓の左心室の各種の長軸及び各種の短軸のうち少なくとも 1 つの軸を抽出する。例えば、長軸としては、水平長軸（H L A : Horizontal Long Axis）等が挙げられる。

【 0 0 5 1 】

そして、位置合わせ機能 1 5 0 a は、図示しないインターフェースを介して、画像保管装置 3 から、被検体 P の心臓を含む 3 次元の造影 C T 画像データを取得する。

20

【 0 0 5 2 】

図 4 は、第 1 の実施形態に係る冠状静脈の一例を示す図である。そして、図 4 に示すように、位置合わせ機能 1 5 0 a は、3 次元の造影 C T 画像データから被検体 P の心臓の冠状静脈 1 1 を抽出する。例えば、位置合わせ機能 1 5 0 a は、3 次元の造影 C T 画像データに対して、ボクセル値に対する閾値処理、領域拡張法、又は、他のセグメンテーション処理を用いて、冠状静脈 1 1 を抽出する。具体的には、位置合わせ機能 1 5 0 a は、3 次元の造影 C T 画像データから、冠状静脈 1 1 を示す C T 画像データを抽出する。このように、位置合わせ機能 1 5 0 a は、被検体 P の心臓の冠状静脈が判別可能に描出された 3 次元の造影 C T 画像データから冠状静脈 1 1 を抽出する。なお、3 次元の造影 C T 画像データは、第 2 の 3 次元医用画像データの一例である。また、位置合わせ機能 1 5 0 a は、第 2 の生成部の一例である。

30

【 0 0 5 3 】

本実施形態では、刺激伝搬画像 1 2 を示す刺激伝搬画像データ、及び、冠状静脈 1 1 を示す造影 C T 画像データが、位置合わせの対象である。

【 0 0 5 4 】

そして、位置合わせ機能 1 5 0 a は、3 次元の造影 C T 画像データから、先の刺激伝搬画像データから抽出した軸と同じ種類の軸を抽出する。

【 0 0 5 5 】

そして、位置合わせ機能 1 5 0 a は、刺激伝搬画像データから抽出した軸と、3 次元の造影 C T 画像データから抽出した軸とを一致させることで、冠状静脈 1 1 を示す C T 画像データと刺激伝搬画像 1 2 を示す刺激伝搬画像データとの位置合わせを行う。冠状静脈 1 1 を示す C T 画像データは、医用画像データの一例である。

40

【 0 0 5 6 】

図 5 は、第 1 の実施形態に係る位置合わせ機能が実行する処理の一例を説明するための図である。図 5 に示すように、位置合わせ機能 1 5 0 a は、位置合わせが行われた上で、刺激伝搬画像 1 2 に冠状静脈 1 1 が重ねられた重畳画像（合成画像）1 0 を示す重畳画像データ（合成画像データ）を生成する。すなわち、位置合わせ機能 1 5 0 a は、冠状静脈 1 1 と刺激伝搬画像 1 2 とが合成された合成画像 1 0 を示す合成画像データを生成する。位置合わせ機能 1 5 0 a は、第 2 の生成部の一例である。

50

## 【 0 0 5 7 】

そして、制御回路 1 8 0 は、重畳画像データにより示される重畳画像 1 0 をディスプレイ 1 0 3 に表示させる。

## 【 0 0 5 8 】

そして、図 5 に示すように、ディスプレイ 1 0 3 に表示された重畳画像 1 0 を閲覧した操作者は、例えば、刺激伝搬画像 1 2 上で、刺激の伝搬が遅い部位に関心領域 ( R O I : Region Of Interest ) 1 2 a を設定するための設定指示を入力装置 1 0 2 を介して入力する。このような刺激の伝搬が遅い部位に、冠状静脈 1 1 内に留置されたリードが近い場合には、C R T において左心室及び右心室の収縮タイミングのズレを補正するペーシングが効果適に行われると考えられるからである。

10

## 【 0 0 5 9 】

そして、制御回路 1 8 0 は、設定指示を受け付けると、設定指示に基づいて関心領域 1 2 a を設定する。そして、制御回路 1 8 0 は、関心領域 1 2 a に最も近い冠状静脈 1 1 上の位置に、リードが留置される位置の候補を示すマーク ( 第 1 のマーク ) 1 1 a を表示させる。これにより、操作者は、関心領域 1 2 a を効果的に刺激するためのリードの留置位置が、マーク 1 1 a の位置であることを把握することができる。

## 【 0 0 6 0 】

このように、制御回路 1 8 0 は、ディスプレイ 1 0 3 に表示された合成画像 1 0 に含まれる刺激伝搬画像 1 2 における関心領域 1 2 a の設定を受け付ける。そして、制御回路 1 8 0 は、受け付けた関心領域 1 2 a を刺激伝搬画像 1 2 上に設定する。例えば、制御回路 1 8 0 は、関心領域 1 2 a の範囲を示すマークを刺激伝搬画像 1 2 上に重畳してディスプレイ 1 0 3 に表示させる。そして、制御回路 1 8 0 は、関心領域 1 2 a から最も近い、ディスプレイ 1 0 3 に表示された合成画像 1 0 に含まれる冠状静脈 1 1 上の位置にマーク 1 1 a を表示させる。制御回路 1 8 0 は、表示制御部の一例である。

20

## 【 0 0 6 1 】

図 6 は、第 1 の実施形態に係る心電波形、及び、左心室内膜面の区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の一例を示す図である。ここで、制御回路 1 8 0 は、図 5 に示す重畳画像 1 0 とともに、図 6 に示す心電波形と、図 6 に示す左心室内膜面の区画ごとの平均面積変化率の時間変化曲線のグラフをディスプレイ 1 0 3 に表示させてもよい。なお、図 6 において、区画ごとの平均面積変化率の時間変化曲線は、実線で示されている。

30

## 【 0 0 6 2 】

平均面積変化率の時間変化曲線のグラフは、運動情報生成機能 1 9 0 a により生成される。例えば、運動情報生成機能 1 9 0 a は、ある基準となる心時相 ( 基準心時相 ) と他の複数の心時相のそれぞれとの各組において、区画毎に、区画内の全ての矩形について算出された面積変化率の合計を矩形の数で除することで、基準心時相と他の複数の心時相のそれぞれとの各組における区画毎の面積変化率の平均値である平均面積変化率を算出する。そして、運動情報生成機能 1 9 0 a は、基準心時相と、基準心時相以外の複数の心時相のそれぞれとの各組において算出した平均面積変化率を区画ごとにプロットすることで、区画ごとの平均面積変化率の時間変化曲線のグラフを算出する。

40

## 【 0 0 6 3 】

更に、本実施形態に係る制御回路 1 8 0 は、図 6 に示すように、関心領域 1 2 a の平均面積変化率の時間変化曲線のグラフをディスプレイ 1 0 3 に表示させてもよい。なお、図 6 において、関心領域 1 2 a の平均面積変化率の時間変化曲線は、破線で示されている。このような関心領域 1 2 a の平均面積変化率の時間変化曲線も、運動情報生成機能 1 9 0 a により生成される。例えば、運動情報生成機能 1 9 0 a は、基準心時相と他の複数の心時相のそれぞれとの各組において、関心領域 1 2 a 内の全ての矩形について算出された面積変化率の合計を矩形の数で除することで、基準心時相と他の複数の心時相のそれぞれとの各組における関心領域 1 2 a の面積変化率の平均値である平均面積変化率を算出する。そして、運動情報生成機能 1 9 0 a は、基準心時相と、基準心時相以外の複数の心時相の

50

それぞれとの各組において算出した平均面積変化率をプロットすることで、関心領域 1 2 a の平均面積変化率の時間変化曲線のグラフを算出する。すなわち、運動情報生成機能 1 9 0 a が、関心領域 1 2 a 内の部位の平均面積変化率を生成する。そして、制御回路 1 8 0 が、関心領域 1 2 a 内の部位の平均面積変化率をディスプレイ 1 0 3 に表示させる。

【 0 0 6 4 】

このような関心領域 1 2 a の平均面積変化率の時間変化曲線のグラフが表示されることで、操作者は、自らが設定した関心領域 1 2 a が設定された部位の刺激の伝搬の様相を詳細に把握することができる。

【 0 0 6 5 】

ここで、アメリカ心エコー図学会等が推奨する 1 6 分画で区画された左心室内膜面の 1 つ 1 つの区画は、心臓臨床上におけるセグメント分割による分割領域である。このような分割領域よりも、例えば、関心領域 1 2 a は小さい。このため、関心領域 1 2 a の平均面積変化率の時間変化曲線は、分割領域（区画）毎の平均面積変化率の時間変化曲線よりも細分化された領域についての時間変化曲線である。

【 0 0 6 6 】

また、本実施形態では、入力装置 1 0 2 は、ベストポジションボタンと称されるボタンを有する。図 7 は、第 1 の実施形態に係る制御回路が実行する処理の一例を説明するための図である。このベストポジションボタンが操作者により押下されると、制御回路 1 8 0 は、図 7 に示すように、刺激伝搬画像 1 2 上で、刺激の伝搬が最も遅い部位の位置にマーク（第 2 のマーク）1 2 b を表示させる。これにより、操作者は、マーク 1 2 b の位置から最も近い冠状静脈 1 1 上の位置を、上述したペーシングが効果的に行うことができると考えられるようなリードの留置位置として把握することができる。したがって、本実施形態によれば、操作者に、冠状静脈に挿入された状態で左心室の外側表面に留置されるリードの位置を容易に決定させることができる。

【 0 0 6 7 】

すなわち、制御回路 1 8 0 は、上述した合成画像データが示す合成画像 1 0 をディスプレイ 1 0 3 に表示させる。また、制御回路 1 8 0 は、ディスプレイ 1 0 3 に表示された合成画像 1 0 に含まれる刺激伝搬画像 1 2 において、刺激の伝搬が最も遅い部位の位置にマーク 1 2 b を表示させる。

【 0 0 6 8 】

そして、操作者は、例えば、関心領域 1 2 a の位置をずらしながら、関心領域 1 2 a を何度も設定する。ここで、操作者は、関心領域 1 2 a を設定する度に、ディスプレイ 1 0 3 に表示された、関心領域 1 2 a の平均面積変化率の時間変化曲線のグラフを確認する。これにより、操作者は、最も刺激の伝搬が遅いと考えられる部位を把握することができる。そして、操作者は、例えば、最も刺激の伝搬が遅いと考えられる部位に最も近い冠状静脈 1 1 上の位置を、リードが留置される留置位置であると決定する。そして、操作者は、入力装置 1 0 2 を介して、決定した留置位置の指定を入力する。このように、操作者は、関心領域 1 2 a の平均面積変化率の時間変化曲線のグラフを確認することで、冠状静脈に挿入された状態で左心室の外側表面に留置されるリードの位置を決定する。したがって、本実施形態によれば、操作者に、リードの位置を容易に決定させることができる。

【 0 0 6 9 】

制御回路 1 8 0 は、留置位置の指定が入力されると、指定された留置位置を示す位置情報を、実際の C R T においてリードが留置される位置を示す位置情報として、記憶回路 1 7 0 に記憶させる。

【 0 0 7 0 】

図 8 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置が実行する留置位置決定処理の流れの一例を示すフローチャートである。図 8 に示す留置位置決定処理は、例えば、超音波診断装置 1 が、入力装置 1 0 2 を介して、操作者から留置位置決定処理を実行するための指示を受け付けた場合に実行される。

【 0 0 7 1 】

10

20

30

40

50

図 8 に示すように、運動情報生成機能 190 a は、複数の 3 次元の B モード画像データに基づいて、刺激伝搬画像 12 を示す刺激伝搬画像データを生成する（ステップ S 101）。そして、位置合わせ機能 150 a は、刺激伝搬画像データから、被検体 P の心臓の左心室の各種の長軸及び各種の短軸のうち少なくとも 1 つの軸を抽出する（ステップ S 102）。

【0072】

そして、位置合わせ機能 150 a は、図示しないインターフェースを介して、画像保管装置 3 から、被検体 P の心臓を含む 3 次元の造影 CT 画像データを取得する（ステップ S 103）。位置合わせ機能 150 a は、3 次元の造影 CT 画像データから被検体 P の心臓の冠状静脈 11 を抽出する（ステップ S 104）。

10

【0073】

そして、位置合わせ機能 150 a は、3 次元の造影 CT 画像データから、先の刺激伝搬画像データから抽出した軸と同じ種類の軸を抽出する（ステップ S 105）。そして、位置合わせ機能 150 a は、刺激伝搬画像データから抽出した軸と、3 次元の造影 CT 画像データから抽出した軸とを一致させることで、刺激伝搬画像 12 を示す刺激伝搬画像データと、冠状静脈 11 を示す CT 画像データとの位置合わせを行う（ステップ S 106）。

【0074】

そして、位置合わせ機能 150 a は、刺激伝搬画像 12 に冠状静脈 11 が重ねられた重畳画像 10 を示す重畳画像データを生成する（ステップ S 107）。

【0075】

20

そして、制御回路 180 は、重畳画像データにより示される重畳画像 10 をディスプレイ 103 に表示させる（ステップ S 108）。

【0076】

そして、制御回路 180 は、関心領域 12 a を設定するための指示（設定指示）を、入力装置 102 を介して操作者から受け付けたか否かを判定する（ステップ S 109）。設定指示を受け付けていない場合（ステップ S 109：No）、制御回路 180 は、ステップ S 112 へ進む。

【0077】

一方、設定指示を受け付けた場合（ステップ S 109：Yes）、制御回路 180 は、設定指示に基づいて関心領域 12 a を設定する（ステップ S 110）。そして、制御回路 180 は、関心領域 12 a に最も近い冠状静脈 11 上の位置に、リードが留置される位置の候補であることを示す第 1 のマーク 11 a を表示させる（ステップ S 111）。

30

【0078】

制御回路 180 は、ベストポジションボタンが押下されたか否かを判定する（ステップ S 112）。ベストポジションボタンが押下されていない場合（ステップ S 112：No）、制御回路 180 は、ステップ S 114 へ進む。

【0079】

一方、ベストポジションボタンが押下された場合（ステップ S 112：Yes）、制御回路 180 は、刺激伝搬画像 12 上で、刺激の伝搬が最も遅い部位の位置に第 2 のマーク 12 b を表示させる（ステップ S 113）。

40

【0080】

制御回路 180 は、留置位置の指定を、入力装置 102 を介して操作者から受け付けたか否かを判定する（ステップ S 104）。留置位置の指定を受け付けていない場合（ステップ S 104：No）、制御回路 180 は、ステップ S 109 に戻り、再び、ステップ S 109 以降の処理を実行する。

【0081】

一方、留置位置の指定を受け付けた場合（ステップ S 104：Yes）、制御回路 180 は、指定された留置位置を示す位置情報を、実際の CRT においてリードが留置される位置を示す位置情報として記憶回路 170 に記憶させる（ステップ S 115）。そして、制御回路 180 は、留置位置決定処理を終了する。

50

## 【0082】

図8に示すステップS101は、運動情報生成機能190aに対応するステップである。ステップS101は、データ処理回路190が記憶回路170から運動情報生成機能190aに対応するプログラムを呼び出し実行することにより、運動情報生成機能190aが実現されるステップである。

## 【0083】

ステップS102～S107は、位置合わせ機能150aに対応するステップである。ステップS102～S107は、画像生成回路150が、記憶回路170から位置合わせ機能150aに対応するプログラムを呼び出し実行することにより、位置合わせ機能150aが実現されるステップである。

10

## 【0084】

以上、第1の実施形態に係る超音波診断装置1について説明した。第1の実施形態に係る超音波診断装置1によれば、上述したように、操作者に、冠状静脈に挿入された状態で左心室の外側表面に留置されるリードの位置を容易に決定させることができる。

## 【0085】

(第1の実施形態の第1の変形例)

なお、上述した第1の実施形態では、運動情報生成機能190aが、左心室内膜面のサーフェスレンダリング画像に心筋の刺激伝搬情報がマッピングされた刺激伝搬画像12を示す刺激伝搬画像データを生成する場合について説明した。しかしながら、運動情報生成機能190aは、刺激伝搬画像12を示す刺激伝搬画像データと共に、16分画のPolar-mapに心筋の刺激伝搬情報がマッピングされた刺激伝搬画像を示す刺激伝搬画像データを生成してもよい。そこで、このような変形例を第1の実施形態の第1の変形例として説明する。なお、以下の説明では、第1の変形例に係る超音波診断装置1と第1の実施形態に係る超音波診断装置1とで異なる点を説明する。

20

## 【0086】

図9は、第1の変形例に係る超音波診断装置が実行する処理の一例を説明するための図である。図9の左側に示すように、第1の変形例では、位置合わせ機能150aは、第1の実施形態と同様に、刺激伝搬画像12に冠状静脈11が重ねられた重畳画像(合成画像)10を示す重畳画像データ(合成画像データ)を生成する。すなわち、位置合わせ機能150aは、冠状静脈11と刺激伝搬画像12とが合成された合成画像10を示す合成画像データを生成する。なお、刺激伝搬画像12上には、マーク12bが配置されている。

30

## 【0087】

そして、図9の右側に示すように、第1の変形例では、位置合わせ機能150aは、16分画のPolar-mapに心筋の刺激伝搬情報がマッピングされた刺激伝搬画像20aを示す刺激伝搬画像データを生成する。そして、位置合わせ機能150aは、刺激伝搬画像20aに冠状静脈11が重ねられた重畳画像(合成画像)20を示す重畳画像データ(合成画像データ)を生成する。すなわち、位置合わせ機能150aは、冠状静脈11と刺激伝搬画像20aとが合成された合成画像20を示す合成画像データを生成する。なお、刺激伝搬画像20a上には、2つの矢印20b, 20cによって、マーク12bに対応する位置が示されている。具体的には、2つの矢印20b, 20cの間の位置が、マーク12bに対応する位置である。

40

## 【0088】

そして、制御回路180は、合成画像10と、合成画像20とを並べて、ディスプレイ103に表示させる。

## 【0089】

以上、第1の実施形態の第1の変形例に係る超音波診断装置1について説明した。第1の変形例に係る超音波診断装置1によれば、第1の実施形態と同様に、操作者に、冠状静脈に挿入された状態で左心室の外側表面に留置されるリードの位置を容易に決定させることができる。

## 【0090】

50

(第1の実施形態の第2の変形例)

次に、第1の実施形態の第2の変形例について説明する。第2の変形例に係る超音波診断装置1では、第1の実施形態に係る超音波診断装置1に対して、リードが留置される位置の候補を示すマーク(第1の実施形態ではマーク11a)を表示させる処理(候補マーク表示処理)が異なる。そこで、図10~15を参照して、第2の変形例に係る超音波診断装置1が実行する候補マーク表示処理の一例について説明する。

【0091】

まず、図10~12を参照して、第2の変形例における候補マーク表示処理の原理の一例について説明する。図10~12は、第2の変形例における候補マーク表示処理の原理の一例について説明するための図である。

10

【0092】

例えば、刺激伝搬画像上において関心領域が設定された場合に、図10に示すように、関心領域からの距離が所定の閾値未満となるような冠状静脈上の位置が、4点あったと仮定する。ただし、図10では、冠状静脈が図示されておらず、冠状静脈上の4点のそれぞれに最も近い被検体の左心室の心壁(心筋)30の4つの組織のそれぞれが、符号「30a」で示されている。

【0093】

ここで、例えば、リードが留置された近くに心壁30の瘢痕組織がある場合には、上述したペーシングを行っても効果は限定的であると考えられる。そこで、図11に示すように、制御回路180は、心壁30の瘢痕組織30bを特定する。例えば、制御回路180は、運動情報生成機能190aにより矩形毎に算出された長軸方向の歪み(Longitudinal Strain)から、心壁30の瘢痕組織30bを特定する。より具体的には、制御回路180は、長軸方向の歪みが所定の閾値未満であるような、ほとんど変化しない矩形に対応する部位を瘢痕組織30bとして特定する。図11の例では、制御回路180は、4つの瘢痕組織30bを特定する。

20

【0094】

そして、制御回路180は、図10に示す4つの組織30aのうち、図11の例に示す瘢痕組織30bを除いた2つの組織30aを特定する。そして、制御回路180は、図12に示すように、2つの組織30aのそれぞれに最も近い冠状静脈上の位置にマーク30cを表示させる。以上、図10~12を参照して、原理について説明した。

30

【0095】

次に、図13~15を参照して、具体例について説明する。図13~15は、第2の変形例に係る超音波診断装置が実行する処理の一例を説明するための図である。

【0096】

制御回路180は、まず、図13に示す合成画像20の刺激伝搬画像上に設定された関心領域(図示せず)からの距離が、所定の閾値未満となるような冠状静脈上の範囲を特定する。ただし、図13では、冠状静脈が図示されておらず、冠状静脈上の特定された範囲に対応する左心室内膜面の組織30aの範囲が示されている。

【0097】

図14には、左心室内膜面のサーフェスレンダリング画像に、心筋の長軸方向の歪みを示す歪み情報が重畳された運動情報画像21が示されている。この運動情報画像21を示す運動情報画像データは、運動情報生成機能190aにより生成される。例えば、運動情報生成機能190aは、複数の矩形で構成されるメッシュを左心室内膜面上に設定する。そして、運動情報生成機能190aは、矩形毎に、長軸方向の歪みを算出する。なお、長軸方向の歪みは、運動情報の一例である。そして、運動情報生成機能190aは、各矩形に、長軸方向の歪みに対応する色を付して、局所毎に長軸方向の歪みが操作者にとって分かりやすい運動情報画像21を示す運動情報画像データを生成する。このように、運動情報生成機能190aは、複数の3次元のBモード画像データに基づいて、被検体Pの心臓の左心室の心筋の長軸方向の歪みを示す運動情報画像データを生成する。

40

【0098】

50

そして、制御回路 180 は、図 14 に示すように、長軸方向の歪みが所定の閾値未満となるような、ほとんど変化しない部位の範囲を、瘢痕組織 30b の範囲として特定する。

【0099】

そして、制御回路 180 は、図 13 に示す組織 30a の範囲から図 14 の例に示す瘢痕組織 30b の範囲を除いた範囲を特定する。そして、制御回路 180 は、図 15 に示すように、特定した範囲に対応する冠状静脈（図示せず）上の位置にマーク 30c を表示させる。このように、制御回路 180 は、長軸方向の歪みに基づいて、心筋の瘢痕組織を特定し、特定した瘢痕組織を避けるように、マーク 30c を表示させる。

【0100】

第 2 の変形例によれば、瘢痕組織を避けるように、リードが留置される位置の候補を示すマーク 30c が設定される。したがって、第 2 の変形例によれば、操作者に、冠状静脈に挿入された状態で左心室の外側表面に留置されるリードの更に適切な位置を容易に決定させることができる。

10

【0101】

（第 2 の実施形態）

ここで、C R T が実施される被検体 P は、C R T が行われる前に、各種の検査が行われる。各種の検査とは、例えば、電気カテテルが用いられる電気生理学検査、心エコー検査、M R I（Magnetic Resonance Imaging（磁気共鳴イメージング））装置を用いた M R I 検査、冠状静脈 C T 検査、X 線診断装置を用いた検査等である。そこで、これらの検査により得られた各種の医用画像データが示す各種の医用画像を共通の座標系で表示することで、各検査で得られた内容を統合的に表示する実施形態を、第 2 の実施形態として説明する。

20

【0102】

第 2 の実施形態の説明では、上述した実施形態及び各変形例と同様の構成については、同一の符号を付し、説明を省略する場合がある。第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、第 1 の実施形態又はいずれかの変形例に係る超音波診断装置 1 と同様の処理を実行する。これに加えて、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、以下で説明する処理を実行する。

【0103】

第 2 の実施形態に係る画像処理システムは、先の図 1 に示す超音波診断装置 1、X 線 C T 装置 2 及び画像保管装置 3 に加えて、M R I 装置及び X 線診断装置等を有する。各装置は、院内 L A N 4 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。

30

【0104】

例えば、超音波診断装置 1、X 線 C T 装置 2、画像保管装置 3、M R I 装置及び X 線診断装置の各装置が用いられて実施される各検査において共通の目印となるものを被検体 P の同一の位置に設定することで、複数の検査において共通の座標系を構築できる。

【0105】

図 16 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、取付機器 105 が被検体 P に取り付けられている点が、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 と異なる。

40

【0106】

例えば、取付機器 105 は、例えば、被検体 P の体表の設定位置に取付られる。この設定位置は、任意に変更が可能である。取付機器 105 としては、「omniTRAX（商標）ブラケット」（シブコ社製）が挙げられる。例えば、超音波診断装置 1、X 線 C T 装置 2、画像保管装置 3、M R I 装置及び X 線診断装置の各装置が用いられて実施される各検査において、取付機器 105 を被検体 P の同一の位置に設定することで、各検査において共通の座標系を構築できる。例えば、取付機器 105 を含むように各検査において医用画像データを生成し、複数の医用画像データのそれぞれに含まれる取付機器 105 の位置を一致させる位置合わせを行うことで、共通の座標系を構築できる。共通の座標系で各診断画像を表示することにより、例えば、瘢痕組織が各診断画像でどのように表示されるかを知るこ

50

とができ、位置関係がより明瞭になる。

【0107】

このように、共通の座標系を構築できるため、第2の実施形態に係る超音波診断装置1は、図17に示すような各種の画像をディスプレイ103に表示させることができる。図17は、第2の実施形態に係るディスプレイの表示例を示す図である。なお、本実施形態では、制御回路180が、MRI装置から取得した遅延造影画像データ、電気生理学検査において電気カテテルにより得られた電気生理学検査マップデータ、及び、X線診断装置から取得したX線画像データ等の各種の医用画像データを、記憶回路170に格納する。そして、制御回路180が、記憶回路170に記憶されている各種の医用画像データを取得し、取得した各種の医用画像データを用いて以下に説明する処理を実行する。

10

【0108】

図17に示すように、制御回路180は、合成画像10及び合成画像20を左端の上下に並べてディスプレイ103に表示させる。合成画像10には、切断面10aが含まれる。

【0109】

また、制御回路180は、MRI装置から取得した遅延造影画像データが示す遅延造影画像41を、ディスプレイ103に表示させる。遅延造影画像41は、例えば、切断面10aにより切断された被検体Pの切断面を示す。遅延造影画像データは、例えば、ガドリニウム系の造影剤が投入された被検体PがMRI装置により撮像されることにより得られる医用画像データである。遅延造影画像データを用いることで、瘢痕組織の特定が容易に行われる。遅延造影画像41には、2つの矢印41a、41bが含まれている。2つの矢印41a、41bは、瘢痕組織を示すマークである。

20

【0110】

また、制御回路180は、図6に示す心電波形及びグラフと同様の心電波形及びグラフをディスプレイ103に表示させる。

【0111】

また、制御回路180は、電気生理学検査マップデータが示す電気生理学検査マップ42をディスプレイ103に表示させる。電気生理学検査マップ42には、被検体Pの右心房に留置されるリードの位置を示すマーク42aと、右心室に留置されるリードの位置を示すマーク42bが含まれている。

30

【0112】

ここで、冠状静脈に挿入された状態で左心室の外側表面に留置されるリードは、左心室の概評に右心房に留置されるリード及び右心室に留置されるリードから適度に離れているほうがCRTによる治療効果が高い。そのため、本実施形態に係る制御回路180は、被検体Pの右心房に留置されるリードの位置、及び、右心室に留置されるリードの位置から所定の距離だけ離れた位置であって刺激伝搬画像12、20a上の位置に、一定の範囲を示すマーク12c、20dを配置する。これにより、操作者は、刺激の伝搬が遅い部位の中でも、リードを載置するのに最適な部位を決定することができる。

【0113】

また、制御回路180は、X線診断装置から取得したX線画像データが示すX線画像43を、ディスプレイ103に表示させる。X線画像43は、例えば、切断面10aにより切断された被検体Pの切断面を示す。X線画像43には、被検体Pの冠状静脈が含まれている。

40

【0114】

このように、第2の実施形態に係る制御回路180は、共通の座標系を用いて、他の医用画像診断装置から取得した医用画像データが示す医用画像をディスプレイ103に表示させる。

【0115】

次に、X線診断装置を用いて術者が被検体Pに対してCRTを実施する場合について説明する。図18は、第2の実施形態に係るX線診断装置の表示例を示す図である。図18

50

に示すように、X線診断装置も、同様に、共通の座標系を用いて、X線画像50に、刺激伝搬画像12を重畳させて表示させることができる。

【0116】

ここで、超音波診断装置1の制御回路180は、記憶回路170から留置位置を示す位置情報を取得し、位置情報が示す留置位置にマーク12cが配置された刺激伝搬画像12を示す刺激伝搬画像データをX線診断装置に送信する。この結果、X線診断装置は、図18に示すように、マーク12cが重畳された刺激伝搬画像12を表示する。術者は、マーク12cを目標位置としてリードの位置を調整することができるので、簡易に、適切な位置にリードを留置させることができる。

【0117】

以上、第2の実施形態に係る超音波診断装置1について説明した。第2の実施形態に係る超音波診断装置1によれば、各検査で得られた内容を統合的に表示することができる。また、第2の実施形態に係る超音波診断装置1によれば、第1の実施形態と同様に、操作者に、冠状静脈に挿入された状態で左心室の外側表面に留置されるリードの位置を容易に決定させることができる。

【0118】

(第3の実施形態)

次に、第3の実施形態について説明する。図19は、第3の実施形態に係る医用画像処理装置の構成の一例を示す図である。図19に示すように、医用画像処理装置5は、院内LAN4を介して、超音波診断装置1、X線CT装置2及び画像保管装置3に接続される。なお、図19に示す構成はあくまでも一例であり、図示する超音波診断装置1、X線CT装置2及び画像保管装置3以外にも、端末装置などの種々の装置が院内LAN4に接続されてもよい。

【0119】

超音波診断装置1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複数の3次元のBモード画像データを画像保管装置3及び医用画像処理装置5に送信する。

【0120】

X線CT装置2は、3次元の造影CT画像データを画像保管装置3及び医用画像処理装置5に送信する。

【0121】

画像保管装置3は、超音波診断装置1から送信された複数の3次元のBモード画像データを保管する。また、画像保管装置3は、X線CT装置2から送信された3次元の造影CT画像データを保管する。例えば、画像保管装置3は、サーバ装置等のコンピュータ機器によって実現される。画像保管装置3は、院内LAN4を介して超音波診断装置1から複数の3次元のBモード画像データを取得し、取得した複数の3次元のBモード画像データを装置内又は装置外に設けられたハードディスク又は光ディスク等のメモリに記憶させる。また、画像保管装置3は、院内LAN4を介してX線CT装置2から3次元の造影CT画像データを取得し、取得した3次元の造影CT画像データをハードディスク又は光ディスク等のメモリに記憶させる。また、画像保管装置3は、医用画像処理装置5からの要求に応じて、メモリに記憶させた複数の3次元のBモード画像データ及び3次元の造影CT画像データを医用画像処理装置5に送信する。

【0122】

医用画像処理装置5は、院内LAN4を介して超音波診断装置1、X線CT装置2及び画像保管装置3から複数の3次元のBモード画像データ及び3次元の造影CT画像データを取得する。そして、医用画像処理装置5は、複数の3次元のBモード画像データ及び3次元の造影CT画像データを処理する。例えば、医用画像処理装置5は、取得した複数の3次元のBモード画像データ及び3次元の造影CT画像データを後述するメモリ5bに格納し、メモリ5bに記憶された複数の3次元のBモード画像データ及び3次元の造影CT画像データに対して各種処理を行う。そして、医用画像処理装置5は、処理後の画像等を

10

20

30

40

50

後述するディスプレイ 5 d に表示させる。

【0123】

図 1 に示すように、医用画像処理装置 5 は、通信インターフェース 5 a と、メモリ 5 b と、入力インターフェース 5 c と、ディスプレイ 5 d と、処理回路 5 e とを有する。

【0124】

通信インターフェース 5 a は、処理回路 5 e に接続され、院内 LAN 4 を介して接続された超音波診断装置 1、X 線 CT 装置 2 及び画像保管装置 3 との間で行われる各種データの伝送を制御する。また、通信インターフェース 5 a は、超音波診断装置 1、X 線 CT 装置 2 及び画像保管装置 3 との間で行われる通信を制御する。例えば、通信インターフェース 5 a は、ネットワークカードやネットワークアダプタ、NIC (Network Interface Controller) 等によって実現される。例えば、通信インターフェース 5 a は、超音波診断装置 1、X 線 CT 装置 2 及び画像保管装置 3 から複数の 3 次元の B モード画像データ及び 3 次元の造影 CT 画像データを受信する。通信インターフェース 5 a は、受信した複数の 3 次元の B モード画像データ及び 3 次元の造影 CT 画像データを処理回路 5 e に出力する。

10

【0125】

メモリ 5 b は、処理回路 5 e に接続され、各種データを記憶する。例えば、メモリ 5 b は、RAM、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子、ハードディスク又は光ディスクによって実現される。本実施形態では、メモリ 5 b は、超音波診断装置 1、X 線 CT 装置 2 及び画像保管装置 3 から受信した複数の 3 次元の B モード画像データ及び 3 次元の造影 CT 画像データを記憶する。

20

【0126】

また、メモリ 5 b は、処理回路 5 e の処理に用いられる種々の情報や、処理回路 5 e による処理結果等を記憶する。例えば、メモリ 5 b は、処理回路 5 e によって生成された表示用の画像データ等を記憶する。メモリ 5 b は、記憶部の一例である。

【0127】

入力インターフェース 5 c は、処理回路 5 e に接続され、操作者から受け付けた入力操作を電気信号に変換して処理回路 5 e に出力する。例えば、入力インターフェース 5 c は、種々の設定などを行うためのトラックボール、スイッチボタン、マウス、キーボード、操作面へ触れることで入力操作を行うタッチパッド、表示画面とタッチパッドとが一体化されたタッチスクリーン、光学センサを用いた非接触入力装置、又は、音声入力装置によって実現される。

30

【0128】

ディスプレイ 5 d は、処理回路 5 e に接続され、処理回路 5 e から出力される各種情報及び各種画像を表示する。例えば、ディスプレイ 5 d は、液晶モニターや CRT モニタ等によって実現される。例えば、ディスプレイ 5 d は、操作者の指示を受け付けるための GUI や、種々の表示用の画像、処理回路 5 e による種々の処理結果を表示する。ディスプレイ 5 d は、表示部の一例である。

【0129】

処理回路 5 e は、入力インターフェース 5 c を介して操作者から受け付けた入力操作に応じて、医用画像処理装置 5 が有する各構成要素を制御する。例えば、処理回路 5 e は、プロセッサによって実現される。本実施形態では、処理回路 5 e は、通信インターフェース 5 a から出力された複数の 3 次元の B モード画像データ及び 3 次元の造影 CT 画像データをメモリ 5 b に記憶させる。また、処理回路 5 e は、画像データにより示される画像を表示するようにディスプレイ 5 d を制御する。

40

【0130】

図 19 に示すように、処理回路 5 e は、取得機能 5 f と、画像生成機能 5 g と、データ処理機能 5 h と、制御機能 5 i とを有する。ここで、例えば、図 19 に示す処理回路 5 e の構成要素である取得機能 5 f、画像生成機能 5 g、データ処理機能 5 h 及び制御機能 5 i の各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態でメモリ 5 b に記

50

憶されている。処理回路 5 e は、各プログラムをメモリ 5 b から読み出し、読み出した各プログラムを実行することで各プログラムに対応する機能を実現する。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路 5 e は、図 19 の処理回路 5 e 内に示された各機能を有することとなる。

【0131】

なお、取得機能 5 f、画像生成機能 5 g、データ処理機能 5 h 及び制御機能 5 i の全ての処理機能がコンピュータによって実行可能な 1 つのプログラムの形態で、メモリ 5 b に記憶されていてもよい。例えば、このようなプログラムは、医用画像処理プログラムとも称される。この場合、処理回路 5 e は、医用画像処理プログラムをメモリ 5 b から読み出し、読み出した医用画像処理プログラムを実行することで医用画像処理プログラムに対応する取得機能 5 f、画像生成機能 5 g、データ処理機能 5 h 及び制御機能 5 i を実現する。

10

【0132】

取得機能 5 f は、複数の 3 次元の B モード画像データ及び 3 次元の造影 CT 画像データをメモリ 5 b から取得する。取得機能 5 f により取得された複数の 3 次元の B モード画像データ及び 3 次元の造影 CT 画像データは、画像生成機能 5 g、データ処理機能 5 h 及び制御機能 5 i により各種の処理に用いられる。

【0133】

画像生成機能 5 g は、上述した画像生成回路 150 が有する機能（例えば、位置合わせ機能 150b）に対応する。画像生成機能 5 g は、取得機能 5 f により取得されたデータを用いて、画像生成回路 150 が実行する各種の処理と同様の各種の処理を行う。画像生成機能 5 g は、第 2 の生成部の一例である。

20

【0134】

データ処理機能 5 h は、上述したデータ処理回路 190 が有する機能（例えば、運動情報生成機能 190a）に対応する。データ処理機能 5 h は、取得機能 5 f により取得されたデータを用いて、データ処理回路 190 が実行する各種の処理と同様の各種の処理を行う。データ処理機能 5 h は、第 1 の生成部の一例である。

【0135】

制御機能 5 i は、上述した制御回路 180 が有する機能に対応する。制御機能 5 i は、取得機能 5 f により取得されたデータを用いて、制御回路 180 が実行する各種の処理と同様の各種の処理を行う。制御機能 5 i は、表示制御部の一例である。

30

【0136】

以上、第 3 の実施形態に係る医用画像処理装置 5 について説明した。第 3 の実施形態に係る医用画像処理装置 5 によれば、上述した超音波診断装置 1 と同様に、操作者に、冠状静脈に挿入された状態で左心室の外側表面に留置されるリードの位置を容易に決定させることができる。

【0137】

以上述べた少なくとも 1 つの実施形態又は変形例によれば、操作者に、冠状静脈に挿入された状態で左心室の外側表面に留置されるリードの位置を容易に決定させることができる。

40

【0138】

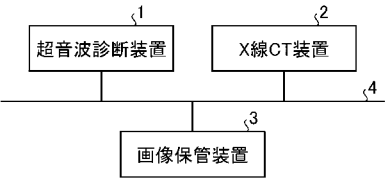
本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

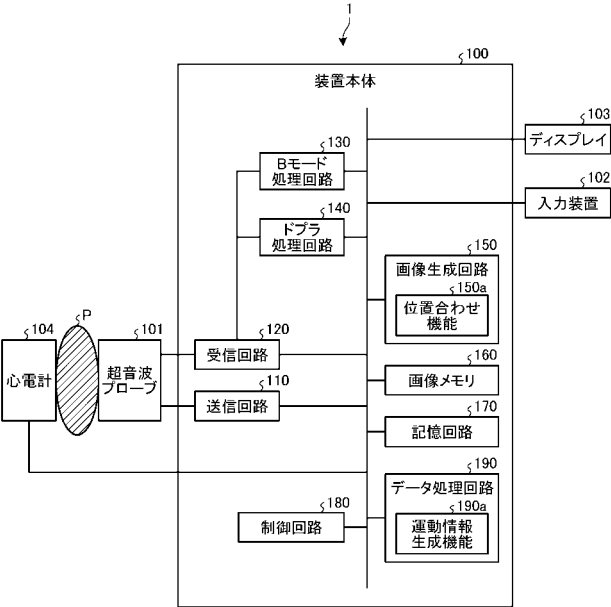
【0139】

- 1 5 0 a      位置合わせ機能
- 1 8 0        制御回路
- 1 9 0 a      運動情報生成機能

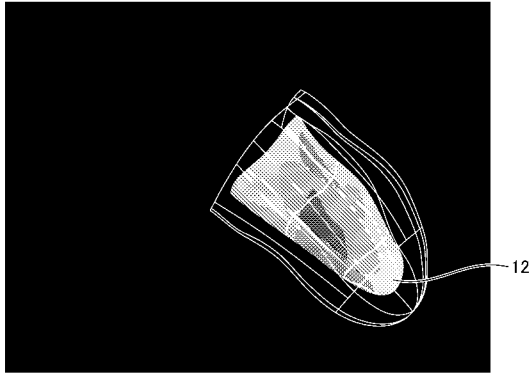
【 図 1 】



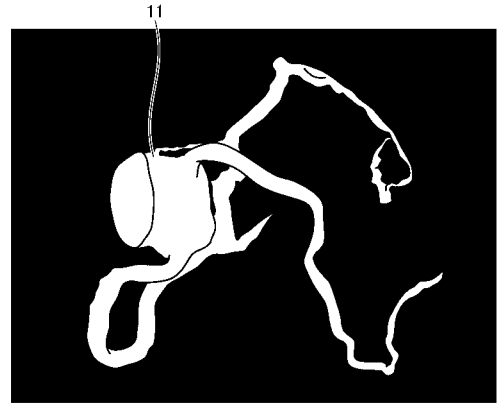
【 図 2 】



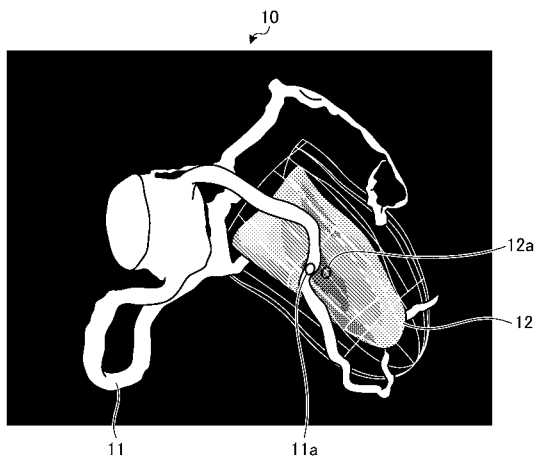
【 図 3 】



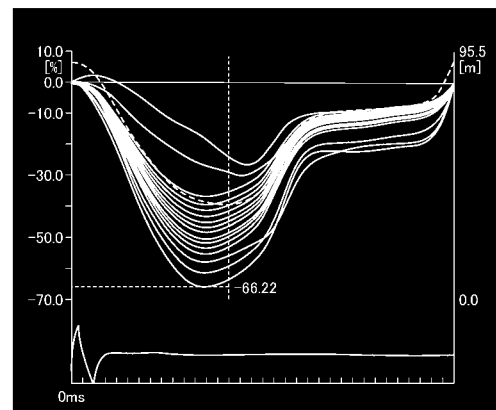
【 図 4 】



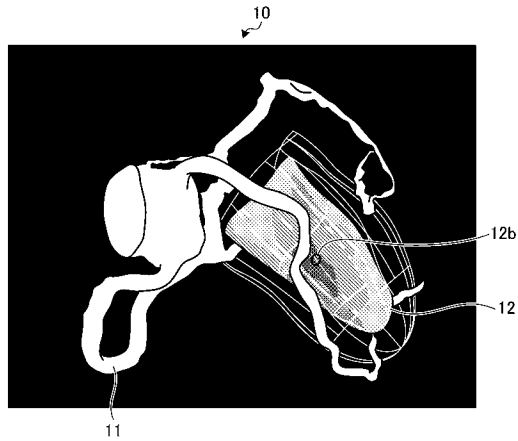
【 図 5 】



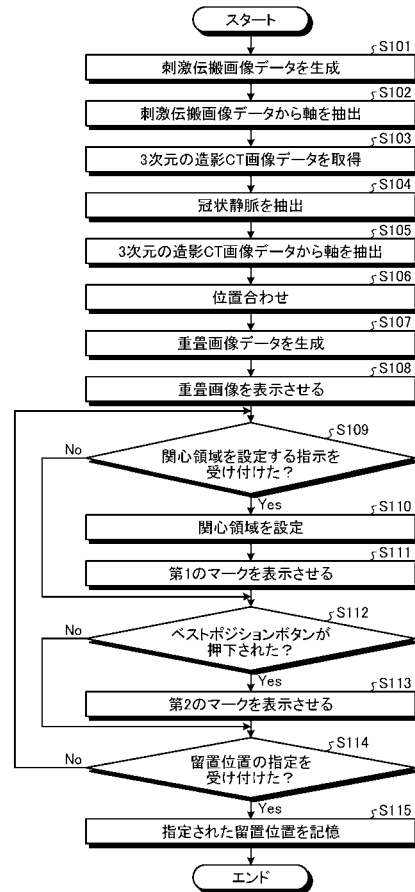
【 図 6 】



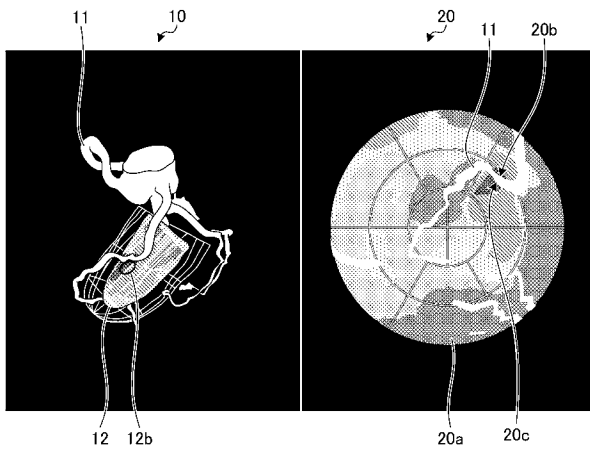
【図 7】



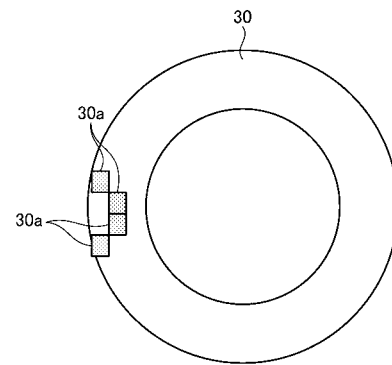
【図 8】



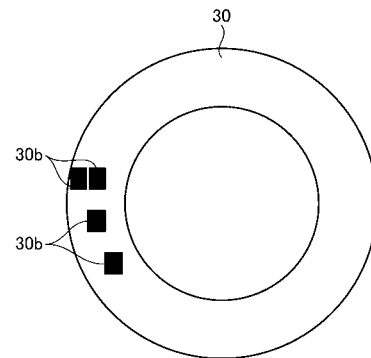
【図 9】



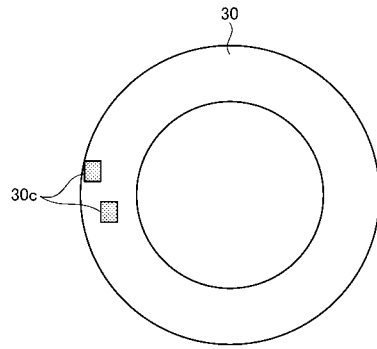
【図 10】



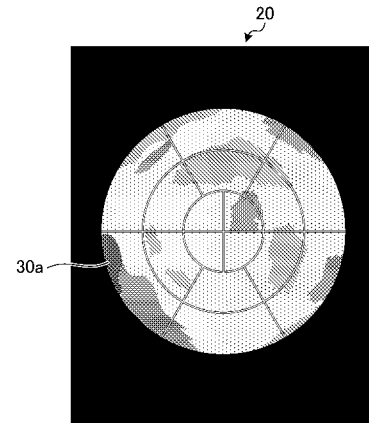
【図 11】



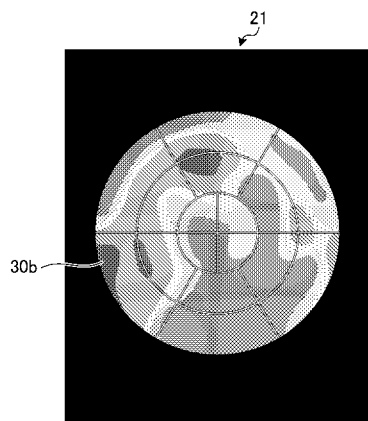
【図 1 2】



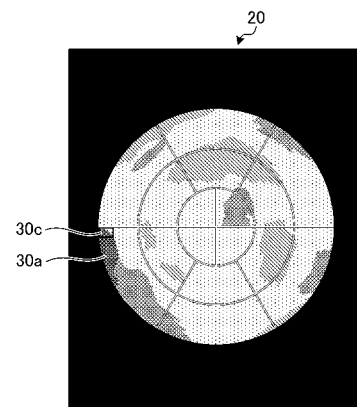
【図 1 3】



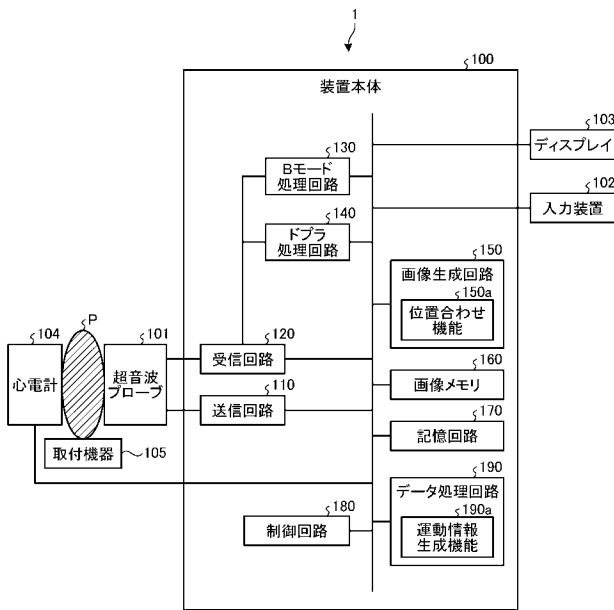
【図 1 4】



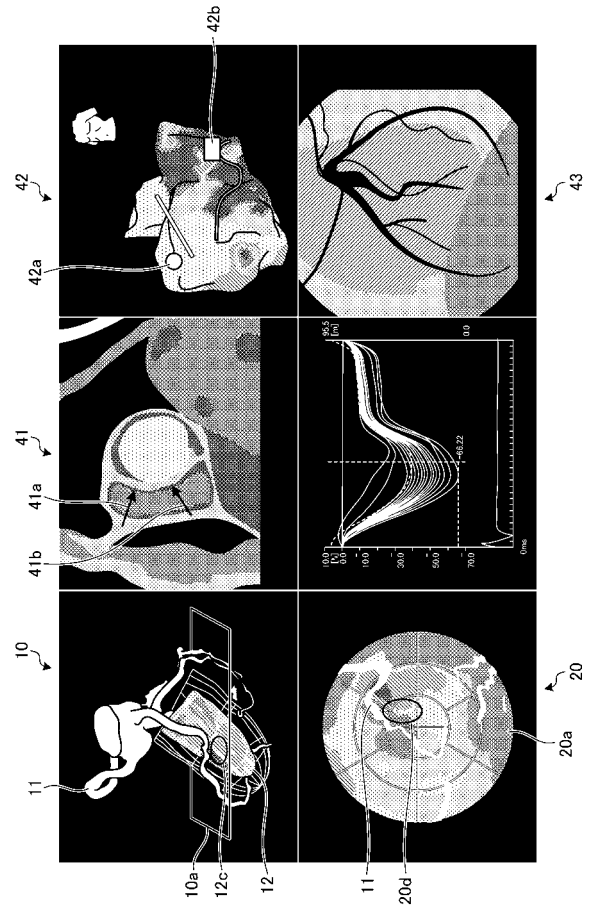
【図 1 5】



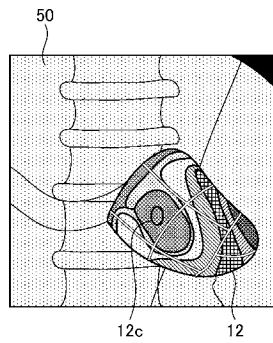
【図 16】



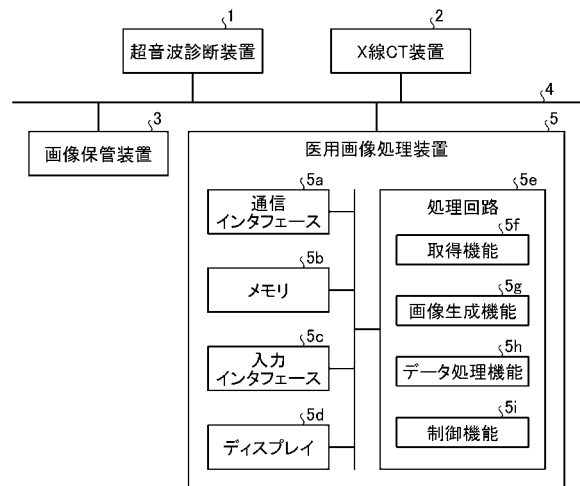
【図 17】



【図 18】



【図 19】



---

フロントページの続き

(72)発明者 樋口 治郎  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 手塚 和男  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 嶺 喜隆  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 中内 章一  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C096 AA11 AA18 AB36 AC04 AD14 AD15 AD19 DC20 DD13 FC20  
4C601 BB03 BB06 DD15 DE01 EE11 FF08 JC06 JC09 JC21 KK25  
KK31 LL33

|           |                                                                                                                                                                                                                                                   |         |            |
|-----------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)   | 超声波诊断装置及医学图像处理装置                                                                                                                                                                                                                                  |         |            |
| 公开(公告)号   | <a href="#">JP2020062072A</a>                                                                                                                                                                                                                     | 公开(公告)日 | 2020-04-23 |
| 申请号       | JP2018194052                                                                                                                                                                                                                                      | 申请日     | 2018-10-15 |
| [标]发明人    | 小林豊<br>中井淳<br>中屋重光<br>樋口治郎<br>手塚和男<br>嶺喜隆<br>中内章一                                                                                                                                                                                                 |         |            |
| 发明人       | 小林 豊<br>中井 淳<br>中屋 重光<br>樋口 治郎<br>手塚 和男<br>嶺 喜隆<br>中内 章一                                                                                                                                                                                          |         |            |
| IPC分类号    | A61B8/14 A61B5/055                                                                                                                                                                                                                                |         |            |
| FI分类号     | A61B8/14 A61B5/055.383                                                                                                                                                                                                                            |         |            |
| F-TERM分类号 | 4C096/AA11 4C096/AA18 4C096/AB36 4C096/AC04 4C096/AD14 4C096/AD15 4C096/AD19 4C096/DC20 4C096/DD13 4C096/FC20 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DD15 4C601/DE01 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JC06 4C601/JC09 4C601/JC21 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL33 |         |            |
| 外部链接      | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                                                         |         |            |

# 摘要(译)

解决的问题：为了使操作员在插入冠状静脉时可以轻松确定放置在左心室外表面上的导线的位置。根据实施例的超声诊断设备的第一生成单元包括按时间序列的多个第一三维医学图像，所述多个三维三维医学图像是通过用超声波三维扫描对象的心脏而生成的。基于该数据，生成指示心脏的左心室的心肌的刺激传播信息的刺激传播图像数据。第二生成单元从第二3D医学图像数据中提取冠状静脉，在第二3D医学图像数据中以可区分的方式绘制对象的心脏的冠状静脉，并且第二3D医学图像数据和刺激传播图像数据 执行以生成表示组合图像的组图像数据，其中，冠状静脉和由刺激传播图像表示的刺激传播图像被组合。显示控制单元在显示单元上显示由合成图像数据表示的合成图像，并且在显示在显示单元上的合成图像中包括的刺激传播图像中，在刺激传播最慢的部位的位置显示标记。。[选择图]图2

