

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6096415号
(P6096415)

(45) 発行日 平成29年3月22日 (2017.3.22)

(24) 登録日 平成29年2月24日 (2017.2.24)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 14 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2012-50926 (P2012-50926)
 (22) 出願日 平成24年3月7日 (2012.3.7)
 (65) 公開番号 特開2013-183875 (P2013-183875A)
 (43) 公開日 平成25年9月19日 (2013.9.19)
 審査請求日 平成26年12月24日 (2014.12.24)

(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 110001380
 特許業務法人東京国際特許事務所
 (72) 発明者 山守 恭平
 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 川崎 友寛
 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 篠田 健輔
 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】 超音波診断装置及びその作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを制御することで経食道心エコーを実行し、大動脈を含む経食道心エコー画像を生成する画像生成部と、

空間座標位置及びスキニング方向・方位に関する位置データ信号を発生する位置センサと、

前記大動脈を含む心臓周辺画像を取得する取得手段と、

前記心臓周辺画像に基づいて動脈領域を抽出する抽出手段と、

前記動脈領域に基づいて大動脈の解離内膜領域を特定する解離内膜特定手段と、

前記取得手段によって取得された複数時相の心臓周辺画像の差分画像に基づいて、前記解離内膜領域からフラップ領域を特定するフラップ特定手段と、

前記動脈領域に、前記フラップ領域の情報を合成して第1合成画像を生成する第1合成手段と、

前記位置データ信号に基づいて、前記心臓周辺画像上に、前記経食道心エコーの撮影領域を位置合わせ処理する位置合せ処理手段と、

前記第1合成画像上に、前記位置合せ処理された撮影領域を示す情報を合成した第2合成画像を生成する第2合成手段と、

を有する超音波診断装置。

【請求項 2】

10

20

前記フラップ領域から所要距離内に存在する分岐動脈を影響分岐動脈として特定する影響分岐動脈特定手段をさらに有し、

前記第1合成手段は、前記第1合成画像を、前記動脈領域に、前記フラップ領域の情報と、前記影響分岐動脈の情報とを合成して生成する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記解離内膜領域から所要距離内に存在する分岐動脈を影響分岐動脈として特定する影響分岐動脈特定手段をさらに有し、

前記第1合成手段は、前記第1合成画像を、前記動脈領域に、前記フラップ領域の情報と、前記影響分岐動脈の情報とを合成して生成する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを制御することで経食道心エコーを実行し、大動脈を含む経食道心エコー画像を生成する画像生成部と、

空間座標位置及びスキニング方向・方位に関する位置データ信号を発生する位置センサと、

前記大動脈を含む心臓周辺画像を取得する取得手段と、

前記心臓周辺画像に基づいて動脈領域を抽出する抽出手段と、

前記動脈領域に基づいて大動脈の解離内膜領域を特定する解離内膜特定手段と、

前記取得手段によって取得された複数時相の心臓周辺画像の差分画像に基づいて、前記解離内膜領域からフラップ領域を特定するフラップ特定手段と、

前記動脈領域に、前記フラップ領域の情報を合成して第1合成画像を生成する第1合成手段と、

前記位置データ信号に基づいて、前記心臓周辺画像上に、前記経食道心エコーの撮影領域を位置合わせ処理する位置合せ処理手段と、

前記位置合せ処理された撮影領域を、撮影時刻と共に記憶装置に登録する登録手段と、

前記登録された過去の撮影領域と撮影時刻とに基づいて、前記心臓周辺画像の部分毎に、最終の撮影時刻からの経過時間を測定する測定手段と、

前記第1合成画像上に、前記経過時間に基づく情報を示した第2合成画像を生成する第2合成手段と、
を有する超音波診断装置。

【請求項5】

前記第2合成手段は、前記経過時間に従って階調が変化するように前記第2合成画像を生成する請求項4に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記第2合成手段は、前記経過時間に従って階調が変化するように前記解離内膜領域及び前記フラップ領域の少なくとも一方の情報を示した前記第2合成画像を生成する請求項5に記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記第2合成手段は、前記経過時間に従って階調が変化するように前記撮影領域の情報を示した前記第2合成画像を生成する請求項5に記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記フラップ領域から所要距離内に存在する分岐動脈を影響分岐動脈として特定する影響分岐動脈特定手段をさらに有し、

前記第1合成手段は、前記第1合成画像を、前記動脈領域に、前記フラップ領域の情報と、前記影響分岐動脈の情報とを合成して生成する請求項4乃至7のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記解離内膜領域から所要距離内に存在する分岐動脈を影響分岐動脈として特定する影響分岐動脈特定手段をさらに有し、

前記第1合成手段は、前記第1合成画像を、前記動脈領域に、前記フラップ領域の情報

10

20

30

40

50

と、前記影響分岐動脈の情報とを合成して生成する請求項 4 乃至 7 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記第 2 合成手段は、前記経過時間に従って階調が変化するように前記影響分岐動脈の情報を示した前記第 2 合成画像を生成する請求項 8 又は 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記第 2 合成手段は、前記経食道心エコー画像に、前記位置合せ処理された撮影領域内の動脈領域及びフラップ領域の情報を合成した第 3 合成画像を生成する請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記フラップ特定手段は、前記取得手段によって取得された拡張末期の心臓周辺画像と収縮末期の心臓周辺画像との差分画像に基づいて、前記フラップ領域を特定する 1 乃至 11 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

超音波プローブ、制御部、記憶部、及び表示部を備えた超音波診断装置の作動方法であって、

前記超音波プローブは、

超音波を送受信してスキャンを行ない、

前記制御部は、

前記スキャンによって得られた受信データに基づき、大動脈を含む経食道心エコー画像を生成し、

前記記憶部から前記大動脈を含む心臓周辺画像を取得し、

前記心臓周辺画像に基づいて動脈領域を抽出し、

前記動脈領域に基づいて大動脈の解離内膜領域を特定し、

前記取得された複数時相の心臓周辺画像の差分画像に基づいて、前記解離内膜領域からフラップ領域を特定し、

前記動脈領域に、前記フラップ領域の情報を合成して第 1 合成画像を生成し、

空間座標位置及びスキャン方向・方位に関する位置データ信号に基づいて、前記心臓周辺画像上に、前記経食道心エコーの撮影領域を位置合わせ処理し、

前記第 1 合成画像上に、前記位置合せ処理された撮影領域を示す情報を合成した第 2 合成画像を生成し、

前記表示部は、

前記第 2 合成画像を表示する、超音波診断装置の作動方法。

【請求項 14】

超音波プローブ、制御部、記憶部、及び表示部を備えた超音波診断装置の作動方法であって、

前記超音波プローブは、

超音波を送受信してスキャンを行ない、

前記制御部は、

前記スキャンによって得られた受信データに基づき、大動脈を含む経食道心エコー画像を生成し、

前記記憶部から前記大動脈を含む心臓周辺画像を取得し、

前記心臓周辺画像に基づいて動脈領域を抽出し、

前記動脈領域に基づいて大動脈の解離内膜領域を特定し、

前記取得された複数時相の心臓周辺画像の差分画像に基づいて、前記解離内膜領域からフラップ領域を特定し、

前記動脈領域に、前記フラップ領域の情報を合成して第 1 合成画像を生成し、

空間座標位置及びスキャン方向・方位に関する位置データ信号に基づいて、前記心臓周辺画像上に、前記経食道心エコーの撮影領域を位置合わせ処理し、

前記位置合せ処理された撮影領域を、撮影時刻と共に前記記憶部に登録し、

10

20

30

40

50

前記登録された過去の撮影領域と撮影時刻とに基づいて、前記心臓周辺画像の部分毎に、最終の撮影時刻からの経過時間を測定し、

前記第 1 合成画像上に、前記経過時間に基づく情報を示した第 2 合成画像を生成し、
前記表示部は、

前記第 2 合成画像を表示する、超音波診断装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の一態様としての実施形態は、経食道心エコー画像を表示する超音波診断装置及びその作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

心臓の左心室から出て上行した後に大動脈弓を形成して下降し、総腸骨動脈の分岐部に終わる最大の動脈であり、全身への血液循環の大元となる動脈は大動脈と呼ばれる。大動脈は他の動脈と同様に、内膜、中膜、及び外膜の 3 層構造をしている。

【0003】

大動脈に関係する病気の 1 つに、大動脈解離と呼ばれるものがある。大動脈解離とは、大動脈の血管が層状に割れることで、強烈な痛みを伴い、また分岐部での循環障害をきたす疾患である。大動脈解離では、内膜に裂孔（エントリー）が生じ、その部分に血液が流入することで内膜が剥離し、真腔と偽腔の二腔構造になる。大動脈解離における死亡率は高く、発症から 24 時間以内で約 93% になる。

【0004】

大動脈解離の診断は、造影 CT (computed tomography)、MRI (magnetic resonance imaging)、超音波を用いて実施可能であり、主に術前に造影 CT、術中に経食道心エコーが使用される。

【0005】

大動脈解離の治療として、内膜に生じた裂孔領域を含めて大動脈を切除して人工血管で置き換えるのが一般的である。しかし、大動脈解離は、CT を取り直している間にも破裂する恐れがあり、緊急を要することから、十分な情報を取得しない状態で手術を始めることがある。

【0006】

また、拍動に従って変動するフラップ（内膜フラップ）が広範囲の患者の場合、患者の体力によってはフラップの全てを人工血管に置き換えることができない場合がある。その場合、大動脈弁に近い領域のみを人工血管で置き換え、他の領域は薬物治療等で対処するのが一般的である。そのような場合、術中に血液を十分に送っていても、フラップが一部の分岐動脈の血管を塞ぎ、その先にある臓器で血行障害が発生することがある。また、フラップの場所が移動することもあり、術中は経食道心エコー (TEE: transesophageal echocardiography) による画像に基づいて、大動脈と臓器の血行を確認しながら治療を進める必要がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

従来技術では、経食道心エコーを用いた大動脈解離の術中に、フラップにより塞がれる可能性のある分岐動脈を見落とす危険性がある。また、従来技術では、経食道心エコーを用いた大動脈解離の術中に、フラップが解離内膜の範囲内で移動することによる想定外の場所での血行障害を見落とす危険性がある。

【0010】

すなわち、従来技術では、経食道心エコーを用いた大動脈解離の術中におけるフラップの確認を精度よく行なうことができない。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

本実施形態の超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、超音波プローブと、前記超音波プローブを制御することで経食道心エコーを実行し、大動脈を含む経食道心エコー画像を生成する画像生成部と、空間座標位置及びスキニング方向・方位に関する位置データ信号を発生する位置センサと、前記大動脈を含む心臓周辺画像を取得する取得手段と、前記心臓周辺画像に基づいて動脈領域を抽出する抽出手段と、前記動脈領域に基づいて大動脈の解離内膜領域を特定する解離内膜特定手段と、前記取得手段によって取得された複数時相の心臓周辺画像の差分画像に基づいて、前記解離内膜領域からフラップ領域を特定するフラップ特定手段と、前記動脈領域に、前記フラップ領域の情報を合成して第1合成画像を生成する第1合成手段と、前記位置データ信号に基づいて、前記心臓周辺画像上に、前記経食道心エコーの撮影領域を位置合わせ処理する位置合せ処理手段と、前記第1合成画像上に、前記位置合せ処理された撮影領域を示す情報を合成した第2合成画像を生成する第2合成手段と、を有する。

10

【 0 0 1 2 】

また、本実施形態の超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、超音波プローブと、前記超音波プローブを制御することで経食道心エコーを実行し、大動脈を含む経食道心エコー画像を生成する画像生成部と、空間座標位置及びスキニング方向・方位に関する位置データ信号を発生する位置センサと、前記大動脈を含む心臓周辺画像を取得する取得手段と、前記心臓周辺画像に基づいて動脈領域を抽出する抽出手段と、前記動脈領域に基づいて大動脈の解離内膜領域を特定する解離内膜特定手段と、前記取得手段によって取得された複数時相の心臓周辺画像の差分画像に基づいて、前記解離内膜領域からフラップ領域を特定するフラップ特定手段と、前記動脈領域に、前記フラップ領域の情報を合成して第1合成画像を生成する第1合成手段と、前記位置データ信号に基づいて、前記心臓周辺画像上に、前記経食道心エコーの撮影領域を位置合わせ処理する位置合せ処理手段と、前記位置合せ処理された撮影領域を、撮影時刻と共に記憶装置に登録する登録手段と、前記登録された過去の撮影領域と撮影時刻とに基づいて、前記心臓周辺画像の部分毎に、最終の撮影時刻からの経過時間を測定する測定手段と、前記第1合成画像上に、前記経過時間に基づく情報を示した第2合成画像を生成する第2合成手段と、を有する。

20

【 0 0 1 3 】

本実施形態の超音波診断装置の作動方法は、上述した課題を解決するために、超音波プローブ、制御部、記憶部、及び表示部を備えた超音波診断装置の作動方法であって、前記超音波プローブは、超音波を送受信してスキャンを行なう。前記制御部は、前記スキャンによって得られた受信データに基づき、大動脈を含む経食道心エコー画像を生成し、前記記憶部から前記大動脈を含む心臓周辺画像を取得し、前記心臓周辺画像に基づいて動脈領域を抽出し、前記動脈領域に基づいて大動脈の解離内膜領域を特定し、前記取得された複数時相の心臓周辺画像の差分画像に基づいて、前記解離内膜領域からフラップ領域を特定し、前記動脈領域に、前記フラップ領域の情報を合成して第1合成画像を生成し、空間座標位置及びスキニング方向・方位に関する位置データ信号に基づいて、前記心臓周辺画像上に、前記経食道心エコーの撮影領域を位置合わせ処理し、前記第1合成画像上に、前記位置合せ処理された撮影領域を示す情報を合成した第2合成画像を生成する。前記表示部は、前記第2合成画像を表示する。

30

40

【 0 0 1 4 】

また、本実施形態の超音波診断装置の作動方法は、上述した課題を解決するために、超音波プローブ、制御部、記憶部、及び表示部を備えた超音波診断装置の作動方法であって、前記超音波プローブは、超音波を送受信してスキャンを行なう。前記制御部は、前記スキャンによって得られた受信データに基づき、大動脈を含む経食道心エコー画像を生成し、前記記憶部から前記大動脈を含む心臓周辺画像を取得し、前記心臓周辺画像に基づいて動脈領域を抽出する抽出手段と、前記動脈領域に基づいて大動脈の解離内膜領域を特定し、前記取得された複数時相の心臓周辺画像の差分画像に基づいて、前記解離内膜領域からフラップ領域を特定し、前記動脈領域に、前記フラップ領域の情報を合成して第1合成画

50

像を生成し、空間座標位置及びスキニング方向・方位に関する位置データ信号に基づいて、前記心臓周辺画像上に、前記経食道心エコーの撮影領域を位置合わせ処理し、前記位置合わせ処理された撮影領域を、撮影時刻と共に前記記憶部に登録し、前記登録された過去の撮影領域と撮影時刻とに基づいて、前記心臓周辺画像の部分毎に、最終の撮影時刻からの経過時間を測定し、前記第1合成画像上に、前記経過時間に基づく情報を示した第2合成画像を生成する。前記表示部は、前記第2合成画像を表示する。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本実施形態の超音波診断装置の構成を示す概略図。

【図2】第1実施形態の超音波診断装置1の機能を示すブロック図。

10

【図3】動脈領域の一例を示す図。

【図4】(a)乃至(e)は、各領域の特定方法を説明するための図。

【図5】(a)、(b)は、大動脈全体の領域の特定方法を説明するための図。

【図6】フラップ領域の特定方法を説明するための図。

【図7】影響分岐動脈の特定方法を説明するための図。

【図8】第1実施形態の超音波診断装置における第1合成画像の一例を示す図。

【図9】第1実施形態の超音波診断装置における第2合成画像の一例を示す図。

【図10】影響分岐動脈の特定方法を説明するための図。

【図11】第1実施形態の超音波診断装置における第1合成画像の一例を示す図。

【図12】第1実施形態の超音波診断装置における第2合成画像の一例を示す図。

20

【図13】第2実施形態の超音波診断装置の機能を示すブロック図。

【図14】第2実施形態の超音波診断装置における第2合成画像の第1例を示す図。

【図15】第2実施形態の超音波診断装置における第2合成画像の第2例を示す図。

【図16】第2実施形態の超音波診断装置における第3合成画像の一例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0016】

本実施形態の超音波診断装置及びその作動方法について、添付図面を参照して説明する。

【0017】

(第1実施形態)

30

図1は、第1実施形態の超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【0018】

図1は、第1実施形態の超音波診断装置1を示す。超音波診断装置1は、超音波プローブ2、位置センサ3、及び装置本体4を備える。

【0019】

超音波プローブ2は、図示しない被検体の内部で超音波の送受信を行なう経食道心エコー(TEE: transesophageal echocardiography)に用いられるものである。超音波プローブ2は、図示しない複数の超音波振動子(圧電素子)が直線上又は2次元アレイ状に配列される。各超音波振動子は、装置本体4による制御の基で駆動され、予め設定された送信ビームフォーミング条件に沿った超音波ビームを被検体(部位)に向けてスキャンする。また、各超音波振動子は、超音波ビームに対して被検体の音響インピーダンス境界での反射や微小散乱体による散乱により超音波プローブ2に戻ってくる超音波エコー信号を微弱な電圧のエコー信号に変換して受信し、その受信信号を装置本体4に送る。

40

【0020】

位置センサ3は、超音波プローブ2に取り付けられる。位置センサ3は、空間座標位置及びスキニング方向・方位に関する位置データ信号を発生し、その位置データ信号を装置本体4に送る。

【0021】

装置本体4は、送受信部41、画像生成部42、及び画像処理部43を備える。

50

【 0 0 2 2 】

装置本体 4 の送受信部 4 1 は、画像処理部 4 3 による制御に従って、超音波プローブ 2 に対して電気信号の送受信を行なう。送受信部 4 1 は、送信パルス発生部 4 1 1、T / R (トランスミッタ / レシーバ) 4 1 2、プリアンプ 4 1 3、及び受信遅延部 4 1 4 を設ける。

【 0 0 2 3 】

送信パルス発生部 4 1 1 は、予め設定された送信ビームフォーミング条件に基づいて超音波プローブ 2 による超音波ビームの方向及び収束を制御するためのパルス電圧を発生する。

【 0 0 2 4 】

T / R 4 1 2 は、送信パルス発生部 4 1 1 によって発生されたパルス電圧に基づく駆動信号を、トランスミッタを介して超音波プローブ 2 に供給する。また、T / R 4 1 2 は、超音波プローブ 2 からの受信信号を受信する。

【 0 0 2 5 】

プリアンプ 4 1 3 は、T / R 4 1 2 のレシーバを介して受信された受信信号を増幅し、増幅信号を受信遅延部 4 1 4 に送る。

【 0 0 2 6 】

受信遅延部 4 1 4 は、プリアンプ 4 1 3 の出力側に接続される。受信遅延部 4 1 4 は、プリアンプ 4 1 3 からの受信信号に対して並列同時受信が可能な複数個のビームフォーマを備える。各ビームフォーマにて各受信信号に対して予め設定された受信ビームフォーミングにおける超音波ビームの方向及び集束の条件を満たすように受信遅延を掛ける。受信遅延部 4 1 4 は、遅延信号を次段の画像生成部 4 2 に供給する。

【 0 0 2 7 】

装置本体 4 の画像生成部 4 2 は、画像処理部 4 3 による制御に従って、送受信部 4 1 から得られた受信信号に対して信号処理を行なう。画像生成部 4 2 は、B モード処理部 4 2 1、C D I (c o l o r d o p p l e r i m a g i n g) 処理部 4 2 2 を設ける。また、画像生成部 4 2 は、ドプラスペクトラムの生成を行なうように構成してもよい。画像生成部 4 2 によって生成された B モードデータや C D I データは、必要に応じて合成されて画像処理部 4 3 に送られ、経食道心エコー画像 (経食道心エコー画像データ) として表示される。

【 0 0 2 8 】

B モード処理部 4 2 1 は、制御部 4 3 1 による制御に従って、受信遅延部 4 1 4 からの受信信号に対して所定のリファレンス周波数を用いて直交検波し、その検波信号の信号振幅に応じた B モードデータを生成する。また、B モード処理部 4 2 1 は、走査方向単位で生成された B モードデータを順次保存して、B モードデータを生成する。B モードデータは、ビデオフォーマットの走査線信号列に変換されて画像処理部 4 3 に送られる。

【 0 0 2 9 】

C D I 処理部 4 2 2 は、制御部 4 3 1 による制御に従って、受信遅延部 4 1 4 からの受信信号に対してその位相の時間変化を計測することにより被検体の血流情報を示す速度、パワー、及び分散等に基づく C D I データを生成する。また、C D I 処理部 4 2 2 は、走査方向単位で生成された C D I データを順次保存して、C D I データを生成する。C D I データは、ビデオフォーマットの走査線信号列に変換されて画像処理部 4 3 に送られる。

【 0 0 3 0 】

装置本体 4 の画像処理部 4 3 は、制御部 4 3 1、記憶部 4 3 2、入力部 4 3 3、表示処理部 4 3 4、表示部 4 3 5、I F 4 3 6、及び位置データ受信部 4 3 7 を設ける。

【 0 0 3 1 】

制御部 4 3 1 は、図示しない C P U (c e n t r a l p r o c e s s i n g u n i t) 及び内部記憶装置を含んでいる。C P U は、半導体で構成された電子回路が複数の端子を持つパッケージに封入されている集積回路 (L S I) の構成をもつ制御装置である。内部記憶装置は、R O M (r e a d o n l y m e m o r y) 及び R A M (r a n d o

10

20

30

40

50

m a c c e s s m e m o r y) 等の要素を含む記憶装置である。制御部 4 3 1 は、送受信部 4 1 及び画像生成部 4 2 の動作と、画像処理部 4 3 の記憶部 4 3 2、入力部 4 3 3、表示処理部 4 3 4、I F 4 3 6、及び位置データ受信部 4 3 7 の動作とを制御する。

【 0 0 3 2 】

制御部 4 3 1 の内部記憶装置は、データを記憶したり、C P U のワークメモリやデータの一時的な記憶に用いたりする機能を有する。制御部 4 3 1 は、バスを介して各部を制御する。

【 0 0 3 3 】

記憶部 4 3 2 は、制御部 4 3 1 による制御に従って、画像生成部 4 2 から出力される画像データや、後述する位置データを記憶する。

10

【 0 0 3 4 】

入力部 4 3 3 は、制御部 4 3 1 に接続される。入力部 4 3 3 には、超音波ビームの送受信条件等に関する各種設定・変更用のジョイスティックやトラックボール等の入力デバイス(その他スイッチ、各種ボタン、及びキーボード等)が搭載される。入力部 4 3 3 の入力操作で操作者により指示された情報が制御部 4 3 1 に送られる。これにより装置本体 4 内の各部で設定・変更される。

【 0 0 3 5 】

表示処理部 4 3 4 は、制御部 4 3 1 による制御に従って、画像生成部 4 2 から送られる B モードデータと C D I データとの合成データを、経食道心エコー画像として表示部 4 3 5 に表示させる。また、表示処理部 4 3 4 は、制御部 4 3 1 による制御に従って、後述する合成画像を表示部 4 3 5 に表示させる。

20

【 0 0 3 6 】

表示部 4 3 5 は、表示処理部 4 3 4 から出力されるデータを、種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に表示する。

【 0 0 3 7 】

I F 4 3 6 は、パラレル接続仕様やシリアル接続仕様に合わせたコネクタによって構成され、各規格に応じた通信制御を行なう。I F 4 3 6 は、ネットワーク N に接続することができる機能を有しており、これにより、超音波診断装置 1 は、I F 4 3 6 からネットワーク N 網に接続することができる。

【 0 0 3 8 】

30

位置データ受信部 4 3 7 は、位置センサ 3 によって発生された位置データ信号を受信する。

【 0 0 3 9 】

図 2 は、第 1 実施形態の超音波診断装置 1 の機能を示すブロック図である。

【 0 0 4 0 】

図 1 に示す制御部 4 3 1 がプログラムを実行することによって、図 2 に示すように超音波診断装置 1 は、心臓周辺画像取得部 6 1、動脈領域抽出部 6 2、解離領域等特定部 6 3、フラップ領域特定部 6 4、影響分岐動脈特定部 6 5、第 1 合成画像生成部 6 6、経食道心エコー実行部 7 1、位置合せ処理部 7 2、及び第 2 合成画像生成部 7 3 として機能する。なお、超音波診断装置 1 を構成する各部 6 1 乃至 6 6、7 1 乃至 7 3 は、プログラムを実行することによって機能するものとして説明したが、その場合に限定されるものではない。超音波診断装置 1 を構成する各部 6 1 乃至 6 6、7 1 乃至 7 3 の全部又は一部は、超音波診断装置 1 にハードウェアとして備えられるものであってもよい。

40

【 0 0 4 1 】

なお、超音波診断装置 1 を構成する各部 6 1 乃至 6 6 は、経食道心エコーを実行させる前に予め機能するものであるのに対し、超音波診断装置 1 を構成する各部 7 1 乃至 7 3 は、経食道心エコーを用いた大動脈解離の術中に機能するものである。

【 0 0 4 2 】

心臓周辺画像取得部 6 1 は、I F 3 3 6 を介してネットワーク N (画像サーバ等) から、被検体の心臓周辺の大動脈(上行大動脈、弓部大動脈、及び下行大動脈)と、大動脈が

50

ら分岐する分岐動脈（腕頭動脈（BCA）、左総頸動脈（LCA）、及び左鎖骨下動脈（LSCA）等）を含む心臓周辺画像（心臓周辺画像データ）を取得する機能を有する。例えば、心臓周辺画像取得部61は、造影又は非造影におけるMR血管造影法（MRA）や、CT血管造影法（CTA）に基づく心臓周辺画像を取得する。心臓周辺画像取得部61は、複数時相（例えば、拡張末期及び収縮末期）の心臓周辺画像をそれぞれ取得する。なお、心臓周辺画像取得部61は、被検体の心臓周辺の胸腹部大動脈及び腹部大動脈や、胸腹部大動脈から分岐する分岐動脈（肋間動脈）や、腹部大動脈から分岐する分岐動脈（腎動脈、腹腔動脈、及び腸間膜動脈）をも含む領域の心臓周辺画像を取得してもよい。

【0043】

動脈領域抽出部62は、心臓周辺画像取得部61によって取得された心臓周辺画像に基づいて、動脈領域（動脈領域データ）を抽出する機能を有する。動脈領域抽出部62は、公知技術や、表示部435に表示された、心臓周辺画像上で、入力部433によって入力された領域に基づいて動脈領域を抽出する。従来技術としては、例えば、セグメンテーション処理が挙げられる。

【0044】

図3は、動脈領域の一例を示す図である。

【0045】

図3は、大動脈解離が発生している場合の、心臓周辺画像に含まれる動脈領域を示す図である。図3に示すように、動脈領域は、心臓周辺の大動脈の上行大動脈領域101と、同じく大動脈の弓部大動脈領域102と、同じく大動脈の下行大動脈領域103とを含む。動脈領域は、弓部大動脈領域102から分岐する分岐動脈領域としてのBCA領域201と、同じく分岐動脈としてのLCA領域202と、同じく分岐動脈としてのLSCA領域203とを含む。動脈領域は、下行大動脈領域103から分岐する分岐動脈を含む。

【0046】

図2の説明に戻って、解離領域等特定部63は、動脈領域抽出部62によって抽出された動脈領域に基づいて、大動脈領域内の真腔領域（真腔領域データ）と、偽腔領域（偽腔領域データ）と、解離した内膜領域である解離内膜領域（解離内膜領域データ）とをそれぞれ特定する機能を有する。

【0047】

図4（a）乃至（e）は、各領域の特定方法を説明するための図である。

【0048】

図4（a）は、大動脈解離が発生している場合の、心臓周辺画像に含まれる動脈領域を示す図である。図4（a）に示すように、動脈領域に基づいて1つの大動脈断面F（大動脈の芯線に直交する断面）を設定する。

【0049】

図4（b）乃至（e）は、図4（a）に示す大動脈断面Fの断面図である。

【0050】

図4（c）に示すように、図4（b）に示す大動脈断面Fの動脈領域についてクラスタリングされる。例えば、大動脈断面Fの動脈領域に3個の制御点（クラスタの代表点）P1、P2、P3を初期配置したk-means法（k平均法）によって3個のクラスタA1、A2、A3（図4（d）、（e）に図示）が求められる。3個のクラスタA1、A2、A3の画素値が略同一（閾値以内）の場合、大動脈断面Fにおいて動脈は解離していないと判断される。一方、3個のクラスタA1、A2、A3の画素値が異なる（閾値を超える）場合、大動脈断面Fにおいて動脈は解離していると判断される。そして、画素値が高い2個のクラスタA1、A2が真腔／偽腔領域と判断される一方、画素値が低いクラスタA3が解離した内膜のフラップ領域と判断される。

【0051】

さらに、入力部433を介して真腔と入力されるクラスタA1が真腔領域と判断され、同じく偽腔と入力されるクラスタA2が偽腔領域と判断される。又は、他の動脈部分であって、偽腔を含まない大動脈断面の真腔の延長上にある大動脈断面FのクラスタA1が真

10

20

30

40

50

腔領域と判断される一方、大動脈断面 F のクラスタ A 2 が偽腔と判断される。

【 0 0 5 2 】

大動脈解離を起こしている場合、大動脈断面 F の動脈には、真腔に加え偽腔が発生している。大動脈壁の弱い部分に圧ストレスがかかって内膜の一部が破綻すると、内腔の血液が中膜組織内に入り込む（解離のエントリー）。中膜組織はスポンジ状であるため容易に破壊されて解離され、血液は次々に破壊された中膜組織流入して、真腔領域 A 1、偽腔領域 A 2、及び解離内膜領域 A 3 を含む図 4（d）の状態となり、外膜にも圧力をかける。さらに解離が進むと、図 4（d）の状態から図 4（e）の状態となる。

【 0 0 5 3 】

さらに、図 4（d）、（e）に示す真腔領域 A 1、偽腔領域 A 2、及び解離内膜領域 A 3 の位置情報に基づいて、リージョングローイング法を用いて、大動脈全体の真腔領域 A 1、偽腔領域 A 2、及び解離内膜領域 A 3 が特定される。又は、大動脈全体についてクラスタリングを実行して、大動脈全体の真腔領域 A 1、偽腔領域 A 2、及び解離内膜領域 A 3 が特定される。

10

【 0 0 5 4 】

図 5（a）、（b）は、大動脈全体の領域の特定方法を説明するための図である。

【 0 0 5 5 】

図 5（a）、（b）は、大動脈解離が発生している場合の、心臓周辺画像に含まれる動脈領域を示す図である。

【 0 0 5 6 】

20

図 5（a）は、図 4（e）を用いて説明したように、1 断面において特定された真腔領域 A 1、偽腔領域 A 2、及び解離内膜領域 A 3 を示す。図 5（a）に示す真腔領域 A 1、偽腔領域 A 2、及び解離内膜領域 A 3 の位置情報に基づいて、リージョングローイング法による処理を実施する。リージョングローイング法による処理の結果、図 5（b）に示すような結果が得られる。

【 0 0 5 7 】

図 2 の説明に戻って、フラップ領域特定部 6 4 は、解離領域等特定部 6 3 によって特定された解離内膜領域に基づいて、拍動に従って変動するフラップ領域（フラップ領域データ）を特定する機能を有する。フラップ領域は、解離内膜領域のうち、拍動に従って変動する領域である。

30

【 0 0 5 8 】

図 6 は、フラップ領域の特定方法を説明するための図である。

【 0 0 5 9 】

図 6 は、大動脈解離を起こし、図 4（a）に示す大動脈断面 F にフラップ領域が発生している場合の動脈領域を示す縦断面図である。

【 0 0 6 0 】

第 1 時相の動脈領域に基づく解離内膜領域と、第 2 時相の動脈領域に基づく解離内膜領域との差分画像に基づいて、第 1 時相の解離内膜領域 A 3 [T 1] と、第 2 時相の解離内膜領域 A 3 [T 2] とが抽出される。そして、解離内膜領域 A 3 [T 1] と解離内膜領域 A 3 [T 2] との動脈芯線上の距離 d が閾値以上の領域が、フラップ領域 A 3' [T 1]、A 3' [T 2] として特定される。

40

【 0 0 6 1 】

なお、フラップ領域特定部 6 4 は、解離内膜領域に基づいてフラップ領域を特定する場合について説明したが、その場合に限定されるものではない。例えば、フラップ領域特定部 6 4 は、動脈領域に基づいてフラップ領域を特定してもよい。

【 0 0 6 2 】

図 2 の説明に戻って、影響分岐動脈特定部 6 5 は、動脈領域抽出部 6 2 によって抽出された動脈領域と、フラップ領域特定部 6 4 によって特定されたフラップ領域とに基づいて、血行に影響のある（血行障害が発生する可能性のある）分岐動脈を影響分岐動脈として特定する機能を有する。

50

【 0 0 6 3 】

図 7 は、影響分岐動脈の特定方法を説明するための図である。

【 0 0 6 4 】

図 7 は、大動脈解離が発生している場合の、心臓周辺画像に含まれる動脈領域を示す図である。

【 0 0 6 5 】

図 7 に示すように、フラップ領域 A 3' (図 6 に示すフラップ領域 A 3' [T 1] 又はフラップ領域 A 3' [T 2]) から所定距離 R 内に存在する分岐動脈が検索されることで、影響分岐動脈が特定される。又は、大動脈の芯線と分岐動脈の芯線との交点を中心とする所定距離内に、フラップ領域 A 3' が存在する場合、当該分岐動脈が影響分岐動脈として特定される。

10

【 0 0 6 6 】

図 2 の説明に戻って、第 1 合成画像生成部 6 6 は、動脈領域抽出部 6 2 によって抽出された動脈領域に、フラップ領域特定部 6 4 によって特定されたフラップ領域の情報と、影響分岐動脈特定部 6 5 によって特定された影響分岐動脈の情報とを合成して第 1 合成画像 (第 1 合成画像データ) を生成する機能を有する。例えば、第 1 合成画像生成部 6 6 は、動脈領域の、解離領域等特定部 6 3 によって特定された偽腔領域の該当部分に、フラップ領域の存在を示す情報を合成した第 1 合成画像を生成する。第 1 合成画像生成部 6 6 によって生成された第 1 合成画像は、表示処理部 4 3 4 を介して表示部 4 3 5 で表示される。

【 0 0 6 7 】

20

図 8 は、第 1 実施形態の超音波診断装置 1 における第 1 合成画像の一例を示す図である。

【 0 0 6 8 】

図 8 は、大動脈解離が発生し、かつ、フラップ領域が発生している場合の第 1 合成画像を示す図である。

【 0 0 6 9 】

図 8 は、動脈領域の偽腔領域 A 2 の該当部分 (該当位置) にフラップ領域 A 3' の発生を示す情報が合成され、フラップ領域 A 3' の存在に基づく影響分岐動脈 E を示す情報が合成された第 1 合成画像である。図 8 に示すように、第 1 合成画像において動脈領域にフラップ領域が発生しているか否か、フラップ領域に基づく影響分岐動脈 E が存在するか否かを視認することができる。

30

【 0 0 7 0 】

図 2 の説明に戻って、経食道心エコー実行部 7 1 は、入力部 4 3 3 から入力された指示に従って、送受信部 4 1 及び画像生成部 4 2 を動作させることで、被検体の心臓周辺の大動脈と、大動脈から分岐する分岐動脈とを含む領域に対して、経食道心エコーを実行させて経食道心エコー画像を収集する機能を有する。

【 0 0 7 1 】

位置合せ処理部 7 2 は、位置データ受信部 4 3 7 によって受信された位置データ信号に基づいて、心臓周辺画像取得部 6 1 によって取得された心臓周辺画像上に、経食道心エコーの撮影領域を位置合わせ処理する機能を有する。位置合せ処理部 7 2 は、公知技術に従って、心臓周辺画像上の、経食道心エコーの撮影領域を計算する。

40

【 0 0 7 2 】

第 2 合成画像生成部 7 3 は、第 1 合成画像生成部 6 6 によって生成された第 1 合成画像上に、位置合せ処理部 7 2 によって取得された経食道心エコーの撮影領域を示す情報を合成した第 2 合成画像 (第 2 合成画像データ) を生成する機能を有する。なお、第 2 合成画像生成部 7 3 は、第 1 合成画像生成部 6 6 によって生成された第 1 合成画像の、位置合せ処理部 7 2 によって取得された経食道心エコーの撮影領域の部分画像としての第 2 合成画像を生成してもよい。第 2 合成画像生成部 7 3 によって生成された第 2 合成画像は、表示処理部 4 3 4 を介して表示部 4 3 5 で表示される。

【 0 0 7 3 】

50

図 9 は、第 1 実施形態の超音波診断装置 1 における第 2 合成画像の一例を示す図である。

【 0 0 7 4 】

図 9 は、大動脈解離が発生し、かつ、フラップ領域が発生している場合の第 2 合成画像を示す図である。図 9 は、第 1 合成画像上に経食道心エコーの撮影領域 D を示す情報を合成した第 2 合成画像である。図 9 に示すように、第 2 合成画像上の経食道心エコーの撮影領域 D において、動脈領域にフラップ領域が発生しているか否か、フラップ領域に基づく影響分岐動脈 E が存在するか否かを視認することができる。

【 0 0 7 5 】

なお、図 2 に示す影響分岐動脈特定部 6 5 は、フラップ領域に基づいて影響分岐動脈を特定する場合について説明したが、その場合に限定されるものではない。例えば、影響分岐動脈特定部 6 5 は、解離内膜領域に基づいて影響分岐動脈を特定してもよい。その場合について図 1 0 乃至図 1 2 を用いて説明する。

【 0 0 7 6 】

図 1 0 は、影響分岐動脈の特定方法を説明するための図である。図 1 0 は、図 7 に対応するものである。

【 0 0 7 7 】

図 1 0 は、大動脈解離が発生している場合の、心臓周辺画像に含まれる動脈領域を示す図である。

【 0 0 7 8 】

図 1 0 に示すように、解離内膜領域 A 3 から所定距離 R 内に存在する分岐動脈が検索されることで、影響分岐動脈が特定される。又は、大動脈の芯線と分岐動脈の芯線との交点を中心とする所定距離内に、解離内膜領域 A 3 が存在する場合、当該分岐動脈が影響分岐動脈として特定される。

【 0 0 7 9 】

図 1 1 は、第 1 実施形態の超音波診断装置 1 における第 1 合成画像の一例を示す図である。図 1 1 は、図 8 に対応するものである。

【 0 0 8 0 】

図 1 1 は、大動脈解離が発生し、かつ、フラップ領域が発生している場合の第 1 合成画像を示す図である。

【 0 0 8 1 】

図 1 1 は、動脈領域の偽腔領域 A 2 の該当部分（該当位置）に解離内膜領域 A 3 及びフラップ領域 A 3 ' の発生を示す情報が合成され、解離内膜領域 A 3 の存在に基づく影響分岐動脈 E を示す情報が合成された第 1 合成画像である。図 1 1 に示すように、第 1 合成画像において動脈領域にフラップ領域が発生しているか否か、解離内膜領域に基づく影響分岐動脈 E が存在するか否かを視認することができる。解離内膜領域に基づいて影響分岐動脈 E が特定されることで、解離内膜の範囲内で移動するフラップの移動範囲が予測できる。

【 0 0 8 2 】

図 1 2 は、第 1 実施形態の超音波診断装置 1 における第 2 合成画像の一例を示す図である。図 1 2 は、図 9 に対応するものである。

【 0 0 8 3 】

図 1 2 は、大動脈解離が発生し、かつ、フラップ領域が発生している場合の第 2 合成画像を示す図である。図 1 2 は、第 1 合成画像上に経食道心エコーの撮影領域 D を示す情報を合成した第 2 合成画像である。図 1 2 に示すように、第 2 合成画像上の経食道心エコーの撮影領域 D において、動脈領域にフラップ領域が発生しているか否か、解離内膜領域に基づく影響分岐動脈 E が存在するか否かを視認することができる。

【 0 0 8 4 】

第 1 実施形態の超音波診断装置 1 によると、経食道心エコーを用いた大動脈解離の術中に、経食道心エコーの撮影領域内の大動脈にフラップが発生しているか否か、フラップに

10

20

30

40

50

影響される分岐動脈が存在するか否かを視認することができる。すなわち、フラップにより塞がれる可能性のある分岐動脈の見落としがなくなる。よって、第1実施形態の超音波診断装置1によると、経食道心エコーを用いた大動脈解離の術中におけるフラップの確認を正確に精度よく行なうことができる。

【0085】

また、第1実施形態の超音波診断装置1によると、経食道心エコーを用いた大動脈解離の術中に、解離内膜領域に影響される分岐動脈が存在するか否かを視認することができる。すなわち、フラップが解離内膜の範囲内で移動することによる想定外の場所での血行障害を見落とす危険性がなくなる。よって、第1実施形態の超音波診断装置1によると、経食道心エコーを用いた大動脈解離の術中におけるフラップの確認を正確に精度よく行なうことができる。

10

【0086】

(第2実施形態)

第2実施形態の超音波診断装置1Aの構成の概略は、図1に示す第1実施形態の超音波診断装置1の構成と同一であるので、説明を省略する。

【0087】

図13は、第2実施形態の超音波診断装置の機能を示すブロック図である。

【0088】

図13に示す第2実施形態の超音波診断装置1Aは、図2に示す第1実施形態の超音波診断装置1に、撮影領域登録部74及び経過時間測定部75を組合せたものである。

20

【0089】

図1に示す制御部431がプログラムを実行することによって、図13に示すように超音波診断装置1Aは、心臓周辺画像取得部61、動脈領域抽出部62、解離領域等特定部63、フラップ領域特定部64、影響分岐動脈特定部65、第1合成画像生成部66、経食道心エコー実行部71、位置合せ処理部72、第2合成画像生成部73A、撮影領域登録部74、及び経過時間測定部75として機能する。なお、超音波診断装置1Aを構成する各部61乃至66、71乃至75は、プログラムを実行することによって機能するものとして説明したが、その場合に限定されるものではない。超音波診断装置1Aを構成する各部61乃至66、71乃至75の全部又は一部は、超音波診断装置1Aにハードウェアとして備えられるものであってもよい。

30

【0090】

なお、超音波診断装置1Aを構成する各部61乃至66は、経食道心エコーを実行させる前に予め機能するものであるのに対し、超音波診断装置1Aを構成する各部71乃至75は、経食道心エコーを用いた大動脈解離の術中に機能するものである。また、図13に示す超音波診断装置1Aにおいて、図2に示す超音波診断装置1と同一機能には同一符号を付して説明を省略する。

【0091】

撮影領域登録部74は、位置合せ処理部72によって位置合せ処理された心臓周辺画像上の経食道心エコーの撮影領域を、撮影時刻と共に記憶部432に登録する機能を有する。

40

【0092】

経過時間測定部75は、撮影領域登録部74によって記憶部432に登録された心臓周辺画像上の過去の経食道心エコーの撮影領域と撮影時刻とを取得し、心臓周辺画像の部分毎に、最終の超音波撮影時刻からの経過時間を測定する機能を有する。

【0093】

第2合成画像生成部73Aは、第1合成画像生成部66によって生成された第1合成画像上に、経過時間測定部75によって測定された経過時間に基づく情報を示した第2合成画像を生成する機能を有する。なお、第2合成画像生成部73Aは、第1合成画像生成部66によって生成された第1合成画像上に、位置合せ処理部72によって取得された現在の経食道心エコーの撮影領域と、過去の経食道心エコーの撮影領域及び経過時間に基づく

50

情報とを示した第2合成画像を生成してもよい。第2合成画像生成部73Aによって生成された第2合成画像は、表示処理部434を介して表示部435で表示される。

【0094】

図14は、第2実施形態の超音波診断装置1Aにおける第2合成画像の第1例を示す図である。

【0095】

図14は、大動脈解離が発生し、かつ、フラップ領域が発生している場合の第2合成画像を示す図である。過去の経食道心エコーの撮影領域に含まれる解離内膜領域及びフラップ領域（少なくとも一方）の経過時間が算出され、図14に示す第2合成画像は、経過時間の情報が第1合成画像上に合成されたものである。図14に示す第2合成画像では、経過時間に従って解離内膜領域及びフラップ領域の階調がそれぞれ変化される。なお、経過時間に従って影響分岐動脈Eの階調が変化されるようにしてもよい。

10

【0096】

図15は、第2実施形態の超音波診断装置1Aにおける第2合成画像の第2例を示す図である。

【0097】

図15は、大動脈解離が発生し、かつ、フラップ領域が発生している場合の第2合成画像を示す図である。過去の経食道心エコーの撮影領域D1、D2、...の経過時間が算出され、図15に示す第2合成画像は、過去の経食道心エコーの撮影領域D1、D2、...の情報と、過去の経食道心エコーの撮影領域の経過時間の情報が第1合成画像上に合成されたものである。図15に示す第2合成画像では、経過時間に従って経食道心エコーの撮影領域D1、D2、...の階調がそれぞれ変化される。

20

【0098】

図13の説明に戻って、第2合成画像生成部73Aは、画像生成部42によって生成された現在の経食道心エコー画像に、第1合成画像上の、位置合せ処理部72によって位置合せ処理された現在の経食道心エコーの撮影領域内の動脈領域及びフラップ領域の情報を合成した第3合成画像（第3合成画像データ）を生成する機能を有する。

【0099】

図16は、第2実施形態の超音波診断装置1Aにおける第3合成画像の一例を示す図である。

30

【0100】

図16は、大動脈解離が発生し、かつ、フラップ領域が発生している場合の第3合成画像を示す図である。図16に示すように、現在の経食道心エコー画像に、現在の経食道心エコーの撮影領域内の動脈領域100と、図6に示す複数時相のフラップ領域A3' [T1]、A3' [T2]の情報がグラフィックとして合成される。第3合成画像では、血液が超音波プローブ2に近づく領域が赤色で示され、遠ざかる領域が青色で示される。しかしながら、フラップ領域A3' [T1]、A3' [T2]が発生すると動脈内の血液に乱流が起こり、乱流の領域が橙色、黄色、及び緑色等で示される。

【0101】

第2実施形態の超音波診断装置1Aによると、経食道心エコーを用いた大動脈解離の術中に、経食道心エコーの撮影領域内の大動脈にフラップが発生しているか否か、フラップに影響される分岐動脈が存在するか否かを視認することができる。すなわち、フラップにより塞がれる可能性のある分岐動脈を見落とすなくなる。よって、第2実施形態の超音波診断装置1Aによると、経食道心エコーを用いた大動脈解離の術中におけるフラップの確認を正確に精度よく行なうことができる。

40

【0102】

また、第2実施形態の超音波診断装置1Aによると、経食道心エコーを用いた大動脈解離の術中に、解離内膜領域に影響される分岐動脈が存在するか否かを視認することができる。すなわち、フラップが解離内膜の範囲内で移動することによる想定外の場所での血行障害を見落とす危険性がなくなる。よって、第2実施形態の超音波診断装置1Aによると

50

、経食道心エコーを用いた大動脈解離の術中におけるフラップの確認を正確に精度よく行なうことができる。

【 0 1 0 3 】

さらに、第2実施形態の超音波診断装置1Aによると、経食道心エコーを用いた大動脈解離の術中に、最終の超音波撮影時刻からの経過時間を視認することができる。経過時間を視認できるようにすることで、いつ・どこを確認したのかを把握できる。大動脈解離では、術中に定期的に血管の血流状態を確認するので、いつ・どこを確認したのかを把握することで、確認漏れによる血流障害を防ぐことができる。よって、第2実施形態の超音波診断装置1Aによると、経食道心エコーを用いた大動脈解離の術中におけるフラップの確認を正確に精度よく行なうことができる。

10

【 0 1 0 4 】

以上、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。これら新規な実施形態は、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、変更を行なうことができる。これらの実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、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。

【 符号の説明 】

【 0 1 0 5 】

1 , 1 A 超音波診断装置

20

3 位置センサ

4 装置本体

4 3 1 制御部

4 3 7 位置データ受信部

6 1 心臓周辺画像取得部

6 2 動脈領域抽出部

6 3 解離領域等特定部

6 4 フラップ領域特定部

6 5 影響分岐動脈特定部

6 6 第1合成画像生成部

30

7 1 経食道心エコー実行部

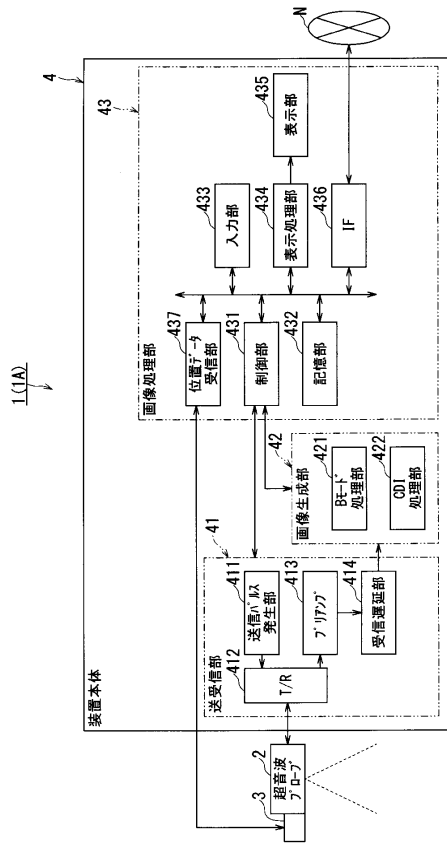
7 2 位置合せ処理部

7 3 , 7 3 A 第2合成画像生成部

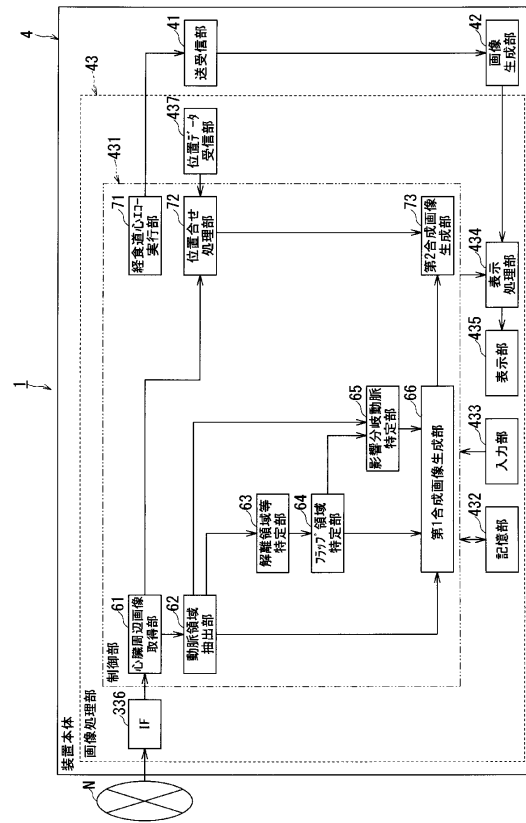
7 4 撮影領域登録部

7 5 経過時間測定部

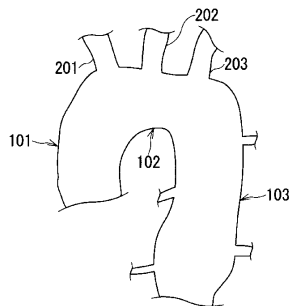
【図 1】



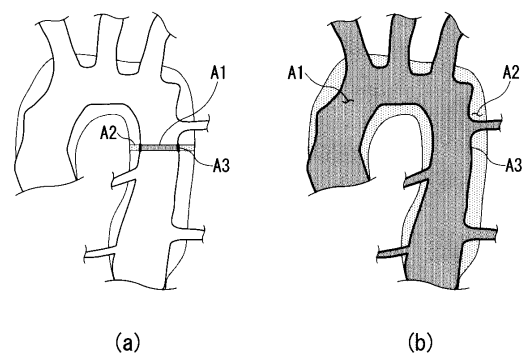
【図 2】



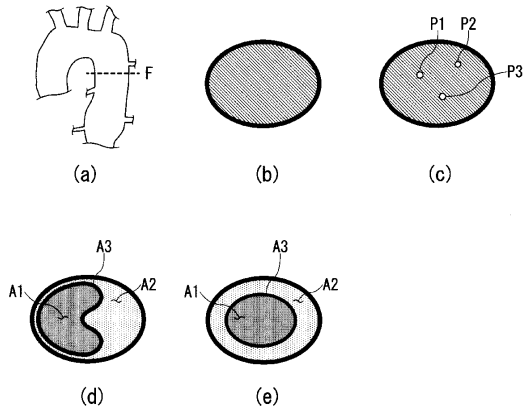
【図 3】



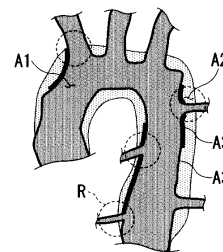
【図 5】



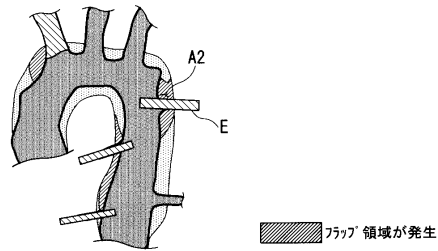
【図 4】



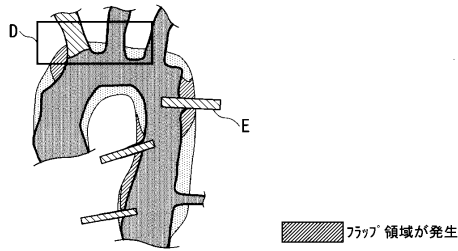
【図 7】



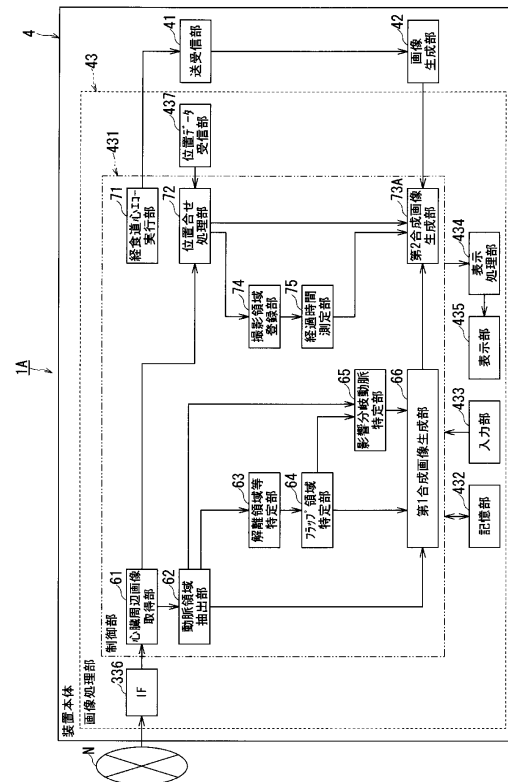
【図 8】



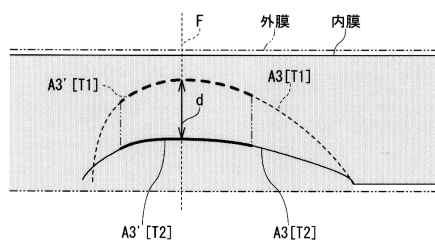
【図 9】



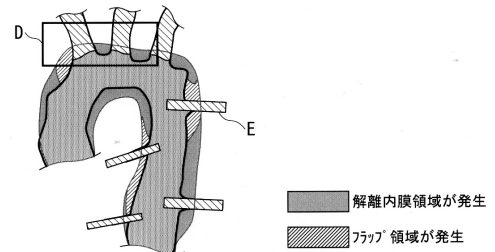
【図 13】



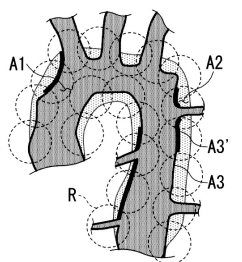
【図 6】



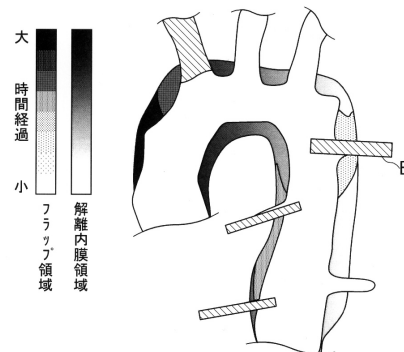
【図 12】



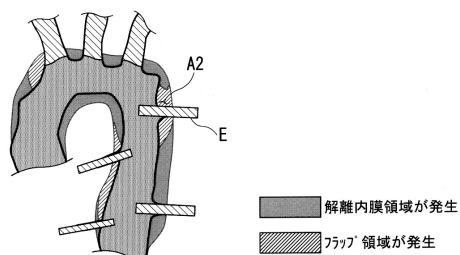
【図 10】



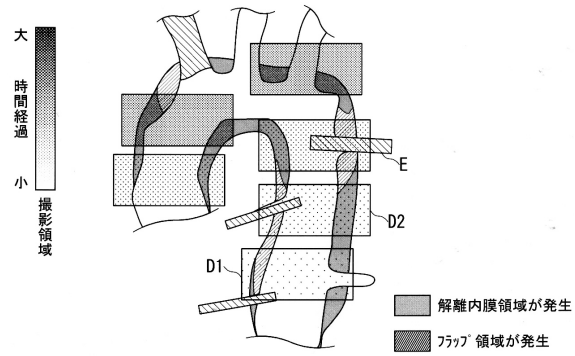
【図 14】



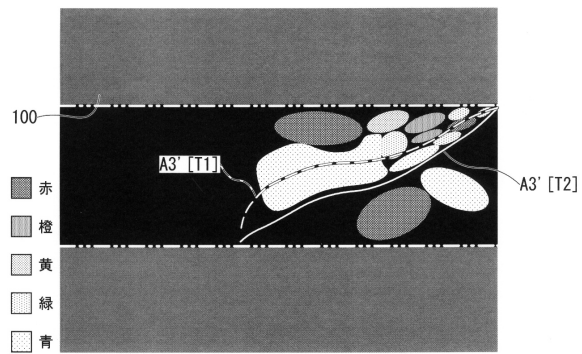
【図 11】



【図 15】



【図 16】



フロントページの続き

審査官 増渕 俊仁

- (56)参考文献 特表2004-533863(JP,A)
国際公開第2009/119908(WO,A1)
米国特許出願公開第2008/0287777(US,A1)
国際公開第2006/064676(WO,A1)
特開2000-005133(JP,A)
特開2003-275213(JP,A)
米国特許出願公開第2010/0074494(US,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备及其操作方法		
公开(公告)号	JP6096415B2	公开(公告)日	2017-03-22
申请号	JP2012050926	申请日	2012-03-07
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	山守恭平 川崎友寛 篠田健輔		
发明人	山守 恭平 川崎 友寛 篠田 健輔		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/13 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/FE01 4C601/FF08 4C601/GA19 4C601/ /JC05 4C601/JC19 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK24		
其他公开文献	JP2013183875A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

甲超声波诊断装置，在使用经食道超声术主动脉夹层襟翼的确认准确准确地执行它。一种超声波诊断装置1包括图像生成部42用于生成经食管超声心动图图像包括主动脉，心脏周围图像获取单元61用于获取心脏周边图像包括主动脉，基于心包图像上用于提取动脉区域，解离区域等指定单元63，用于指定基于所述动脉区域的主动脉的剥离内膜区域，基于所述心脏的多个时相的图像附近的差分图像，解离TE动脉区域提取部62皮瓣区域识别单元64，用于从内膜面积，动脉区域，用于通过合成位置数据信号的基础上皮瓣区域的信息生成第一合成图像，第一合成图像生成单元66识别皮瓣区域上周边图像，用于处理所述经食道超声的成像区域的定位的注册处理单元72，第1合成图像对心脏，表明取向的信息的第2合成图像处理的成像区域第二次合成图像生成它有一个73，一个。 .
The

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6096415号 (P6096415)	
(45) 発行日 平成29年3月22日 (2017. 3. 22)		(24) 登録日 平成29年2月24日 (2017. 2. 24)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8/12 (2006. 01)		F I A 6 1 B 8/12			
請求項の数 14 (全 19 頁)					
(21) 出願番号 特願2012-50926 (P2012-50926)		(73) 特許権者 594164542			
(22) 出願日 平成24年3月7日 (2012. 3. 7)		東芝メディカルシステムズ株式会社			
(65) 公開番号 特開2013-183875 (P2013-183875A)		栃木県大田原市下石上1385番地			
(43) 公開日 平成25年9月19日 (2013. 9. 19)		(74) 代理人 110001380			
審査請求日 平成26年12月24日 (2014. 12. 24)		特許業務法人東京国際特許事務所			
		(72) 発明者 山守 恭平			
		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 川崎 友寛			
		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 篠田 健輔			
		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】 超音波診断装置及びその操作方法					