

(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2017-6655
(P2017-6655A)

(43) 公開日 平成29年1月12日(2017.1.12)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F I

A61B 8/14

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2016-117270 (P2016-117270)
 (22) 出願日 平成28年6月13日(2016.6.13)
 (31) 優先権主張番号 特願2015-121539 (P2015-121539)
 (32) 優先日 平成27年6月16日(2015.6.16)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 110001771
 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
 (72) 発明者 五十嵐 悠
 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 赤木 和哉
 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 佐藤 俊介
 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

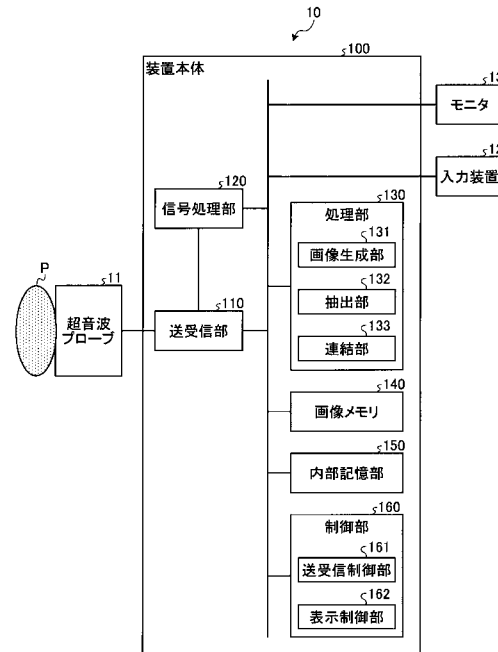
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】 簡易な操作で広範囲な画像データを生成すること。

【解決手段】 実施形態の超音波診断装置において、画像生成部は、超音波プローブが被検体の第1の位置にあるときに実行された超音波の送受信の結果に基づいて第1のボリュームデータを生成し、超音波プローブが第1の位置とは異なる第2の位置にあるときに実行された超音波の送受信の結果に基づいて第2のボリュームデータを生成する。抽出部は、被検体内の構造物を含み、構造物の延在方向に沿った第1の断面画像データを、断面の向きに関する第1の制約に従って、第1のボリュームデータから抽出し、構造物を含み、構造物の延在方向に沿った第2の断面画像データを、断面の向きに関する第2の制約に従って、第2のボリュームデータから抽出する。連結部は、第1の断面画像データの少なくとも一部と第2の断面画像データの少なくとも一部が連結された連結画像データを生成する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブが被検体の第 1 の位置にあるときに実行された超音波の送受信の結果に基づいて第 1 のボリュームデータを生成し、前記超音波プローブが前記第 1 の位置とは異なる第 2 の位置にあるときに実行された超音波の送受信の結果に基づいて第 2 のボリュームデータを生成する画像生成部と、

前記被検体内の構造物を含み、前記構造物の延在方向に沿った第 1 の断面画像データを、断面の向きに関する第 1 の制約に従って、前記第 1 のボリュームデータから抽出し、前記構造物を含み、前記構造物の延在方向に沿った第 2 の断面画像データを、断面の向きに関する第 2 の制約に従って、前記第 2 のボリュームデータから抽出する抽出部と、

前記第 1 の断面画像データの少なくとも一部と前記第 2 の断面画像データの少なくとも一部が連結された連結画像データを生成する連結部と、
を備える、超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記抽出部は、前記超音波プローブが前記第 1 の位置にあるときの前記超音波プローブの向きに応じた断面画像データを抽出するという制約に従って、前記第 1 の断面画像データを抽出する、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記抽出部は、前記第 1 の断面画像データの向きに応じた断面画像データを抽出するという制約に従って、前記第 2 の断面画像データを抽出する、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記第 1 の制約と前記第 2 の制約は同一である、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記抽出部は、前記第 1 の断面画像データに含まれる前記構造物の一部と同一の部位を含む断面の画像データを前記第 2 の断面画像データとして抽出する、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記連結部は、前記第 1 の断面画像データにおける前記構造物の一部と前記第 2 の断面画像データにおける前記構造物の一部とが連続するように、前記第 1 の断面画像データの少なくとも一部と前記第 2 の断面画像データの少なくとも一部を連結する、

請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一つに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記画像生成部は、前記超音波プローブによって順次実行される超音波の送受信の結果に基づいて時系列のボリュームデータを生成し、

前記第 1 のボリュームデータ及び前記第 2 のボリュームデータは、前記時系列のボリュームデータに含まれる、

請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一つに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記第 1 の断面画像データを抽出するための第 1 の断面位置の指定を受け付ける入力部を備え、

前記第 2 の断面画像データを抽出するための第 2 の断面位置は、前記第 1 の断面位置に依存する、

請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記構造物は、管状の構造物であり、

前記第 1 の断面位置の指定は、前記第 1 のボリュームデータに含まれる前記管状の構造物の芯線を中心とした回転角度の指定操作である、

50

請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記第 1 の断面画像データから所定の距離に含まれる領域に対して、前記超音波プローブによる超音波の送受信を実行させる送受信制御部を更に備え、

前記超音波プローブは、前記領域に対する超音波の送受信を実行し、

前記画像生成部は、前記領域に対して実行された超音波の送受信の結果に基づいて前記第 2 のボリュームデータを生成する、

請求項 1 乃至 9 のうちいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記抽出部は、前記構造物の延在方向の長さを評価するための関数を用いて、前記第 1 の断面画像データ及び前記第 2 の断面画像データの少なくとも一方を抽出する、

請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記連結画像データに基づく画像を表示させる表示制御部を更に備え、

前記表示制御部は、更に、前記超音波プローブによって走査可能な範囲に対する、前記連結画像データに連結された断面画像データのうち最新の断面画像データに対応する断面の位置を示す断面位置画像データを表示させる、

請求項 1 乃至 11 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

超音波プローブが被検体の第 1 の位置にあるときに実行された超音波の送受信の結果に基づいて第 1 のボリュームデータを生成し、前記超音波プローブが前記第 1 の位置とは異なる第 2 の位置にあるときに実行された超音波の送受信の結果に基づいて第 2 のボリュームデータを生成する画像生成部と、

前記第 1 のボリュームデータと前記第 2 のボリュームデータが連結された連結ボリュームデータを生成する連結部と、

前記連結ボリュームデータから、被検体の体内の構造物を含み、前記構造物の延在方向に沿った断面画像データを、断面の向きに関する制約に従って抽出する抽出部と、

を備える、超音波診断装置。

【請求項 14】

前記構造物は、管状の構造物であり、

前記抽出部は、前記構造物の芯線を回転軸とする回転角度を指定する操作を操作者から受け付けた場合に、当該操作により指定された回転角度に対応する断面画像データを、前記連結ボリュームデータから抽出する、

請求項 13 に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

超音波プローブが被検体の第 1 の位置にあるときに実行された超音波の送受信の結果に基づいて生成された第 1 のボリュームデータを記憶し、前記超音波プローブが前記第 1 の位置とは異なる第 2 の位置にあるときに実行された超音波の送受信の結果に基づいて生成された第 2 のボリュームデータを記憶する記憶部と、

前記被検体内の構造物を含み、前記構造物の延在方向に沿った第 1 の断面画像データを、断面の向きに関する第 1 の制約に従って、前記第 1 のボリュームデータから抽出し、前記構造物を含み、前記構造物の延在方向に沿った第 2 の断面画像データを、断面の向きに関する第 2 の制約に従って、前記第 2 のボリュームデータから抽出する抽出部と、

前記第 1 の断面画像データの少なくとも一部と前記第 2 の断面画像データの少なくとも一部が連結された連結画像データを生成する連結部と、

を備える、画像処理装置。

【請求項 16】

超音波プローブが被検体の第 1 の位置にあるときに実行された超音波の送受信の結果に基づいて生成された第 1 のボリュームデータを記憶し、前記超音波プローブが前記第 1 の位置とは異なる第 2 の位置にあるときに実行された超音波の送受信の結果に基づいて生成

10

20

30

40

50

された第2のボリュームデータを記憶する記憶部と、

前記第1のボリュームデータと前記第2のボリュームデータが連結された連結ボリュームデータを生成する連結部と、

前記連結ボリュームデータから、被検体の体内の構造物を含み、前記構造物の延在方向に沿った断面画像データを、断面の向きに関する制約に従って抽出する抽出部と、

を備える、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画像処理装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに設けられた圧電振動子から発生する超音波パルスを被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる超音波の反射波を圧電振動子により受信して生体情報を収集する装置である。超音波診断装置は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で画像データの略リアルタイム表示が可能となるため、各種臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

【0003】

被検体内における関心領域（構造物）が超音波プローブの走査領域より広範囲に及ぶ場合、複数箇所から収集した超音波の画像データを繋ぎ合わせることで、広範囲な画像データを生成する技術がある。この場合、例えば、超音波診断装置は、超音波プローブを体表面に沿って少しずつ移動させる操作者の手技により、複数フレーム分の画像データを収集し、各フレームを繋ぎ合わせることで、広範囲な画像データ（パノラマ画像データ）を生成する。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2011-72656号公報

【特許文献2】特開2007-330764号公報

【発明の概要】

30

【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、簡易な操作で広範囲な画像データを生成することができる超音波診断装置及び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、画像生成部と、抽出部と、連結部とを備える。画像生成部は、超音波プローブが被検体の第1の位置にあるときに実行された超音波の送受信の結果に基づいて第1のボリュームデータを生成し、前記超音波プローブが前記第1の位置とは異なる第2の位置にあるときに実行された超音波の送受信の結果に基づいて第2のボリュームデータを生成する。抽出部は、前記被検体内の構造物を含み、前記構造物の延在方向に沿った第1の断面画像データを、断面の向きに関する第1の制約に従って、前記第1のボリュームデータから抽出し、前記構造物を含み、前記構造物の延在方向に沿った第2の断面画像データを、断面の向きに関する第2の制約に従って、前記第2のボリュームデータから抽出する。連結部は、前記第1の断面画像データの少なくとも一部と前記第2の断面画像データの少なくとも一部が連結された連結画像データを生成する。

40

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】図1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。

50

【図 2】図 2 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図 3】図 3 は、第 1 の実施形態に係る初期断面の決定について説明するための図である。

【図 4 A】図 4 A は、第 1 の実施形態に係る初期断面の決定について説明するための図である。

【図 4 B】図 4 B は、第 1 の実施形態に係る初期断面の決定について説明するための図である。

【図 5】図 5 は、実施形態に係る送受信制御部の処理を説明するための図である。

【図 6 A】図 6 A は、第 1 の実施形態に係る抽出部の処理を説明するための図である。

10

【図 6 B】図 6 B は、第 1 の実施形態に係る抽出部の処理を説明するための図である。

【図 6 C】図 6 C は、第 1 の実施形態に係る抽出部の処理を説明するための図である。

【図 7 A】図 7 A は、第 1 の実施形態に係る連結部の処理を説明するための図である。

【図 7 B】図 7 B は、第 1 の実施形態に係る連結部の処理を説明するための図である。

【図 7 C】図 7 C は、第 1 の実施形態に係る連結部の処理を説明するための図である。

【図 8】図 8 は、第 1 の実施形態に係る表示制御部の処理を説明するための図である。

【図 9】図 9 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図 10】図 10 は、第 2 の実施形態に係る連結部の処理を説明するための図である。

【図 11】図 11 は、その他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。

20

【図 12】図 12 は、その他の実施形態に係る画像処理装置の構成例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置及び画像処理装置を説明する。

【0009】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 10 の構成例を示すブロック図である。

図 1 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 10 は、超音波プローブ 11 と、入力装置 12 と、モニタ 13 と、装置本体 100 とを備える。

30

【0010】

超音波プローブ 11 は、被検体 P の体表面に接触され、超音波の送受信を行う。例えば、超音波プローブ 11 は、複数の圧電振動子を有する。これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体 100 が有する送受信部 110 から供給される駆動信号に基づいて、超音波を発生させる。発生した超音波は、被検体 P の体内組織において反射され、反射波信号として複数の圧電振動子にて受信される。超音波プローブ 11 は、複数の圧電振動子にて受信した反射波信号を、送受信部 110 へ送る。

【0011】

第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 11 は、3次元領域に対する超音波の送受信(走査)を、所定のポリウムレート(フレームレート)で実行する。例えば、超音波プローブ 11 は、複数の圧電振動子が格子状に2次元で配置された2Dアレイプローブである。超音波プローブ 11 は、2次元で配置された複数の圧電振動子を用いて3次元の領域に対して超音波を送信し、反射波信号を受信する。なお、これに限らず、超音波プローブ 11 は、例えば、1次元で配列された複数の圧電振動子が機械的に揺動することで、3次元領域を走査するメカニカル4Dプローブであってもよい。

40

【0012】

入力装置 12 は、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を有し、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、装置本体 100 に対して受け付けた各種設定

50

要求を転送する。なお、入力装置 12 は、入力部の一例である。

【0013】

モニタ 13 は、超音波診断装置 10 の操作者が入力装置 12 を用いて各種設定要求を入力するための GUI (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 100 において生成された超音波画像データ等を表示したりする。

【0014】

装置本体 100 は、超音波プローブ 11 が受信した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である。図 1 に示すように、装置本体 100 は、例えば、送受信部 110 と、信号処理部 120 と、処理部 130 と、画像メモリ 140 と、内部記憶部 150 と、制御部 160 とを有する。送受信部 110、信号処理部 120、処理部 130、画像メモリ 140、内部記憶部 150、及び制御部 160 は、通信可能に互いに接続される。

10

【0015】

送受信部 110 は、超音波プローブ 11 による超音波の送受信を制御する。例えば、送受信部 110 は、後述する制御部 160 の指示に基づいて、超音波プローブ 11 が行う超音波送受信を制御する。送受信部 110 は、超音波プローブ 11 に駆動信号 (駆動パルス) を印加することで、超音波がビーム状に集束された超音波ビームを送信させる。また、送受信部 110 は、超音波プローブ 11 が受信した反射波信号に所定の遅延時間を与えて加算処理を行うことで、反射波信号の受信指向性に応じた方向から反射成分が強調された反射波データを生成する。

20

【0016】

信号処理部 120 は、送受信部 110 が反射波信号から生成した反射波データに対して各種の信号処理を行う。信号処理部 120 は、送受信部 110 から受信した反射波データに対して、対数増幅、包絡線検波処理等を行って、サンプル点 (観測点) ごとの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。

【0017】

また、信号処理部 120 は、送受信部 110 から受信した反射波データより、移動体のドプラ効果に基づく運動情報を、走査領域内の各サンプル点で抽出したデータ (ドプラデータ) を生成する。具体的には、信号処理部 120 は、移動体の運動情報として、平均速度、分散値、パワー値等を各サンプル点で抽出したドプラデータを生成する。ここで、移動体とは、例えば、血流や、心壁等の組織、造影剤である。

30

【0018】

処理部 130 は、画像データ (超音波画像データ) の生成処理や、画像データに対する各種の画像処理等を行う。処理部 130 は、生成した画像データや、各種の画像処理を行った画像データを、画像メモリ 140 に格納する。

【0019】

第 1 の実施形態に係る処理部 130 は、画像生成部 131 と、抽出部 132 と、連結部 133 とを備える。画像生成部 131 は、信号処理部 120 が生成したデータから超音波画像データを生成する。例えば、画像生成部 131 は、信号処理部 120 が生成した Bモードデータから、反射波の強度を輝度で表した Bモード画像データを生成する。また、画像生成部 131 は、信号処理部 120 が生成したドプラデータから、移動体情報を表すドプラ画像データを生成する。このドプラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。なお、ボリュームデータの表示を行う場合、画像生成部 131 は、ボリュームデータに対して各種のレンダリング処理を行い、表示用の 2次元画像データを生成する。なお、抽出部 132 及び連結部 133 の各処理については、後述する。

40

【0020】

画像メモリ 140 は、画像処理部 131 が生成した画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ 140 は、信号処理部 120 が生成したデータを記憶することも可能である。画像メモリ 140 が記憶する Bモードデータやドプラデータは、例えば、診断の

50

後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成部 1 3 1 を経由して表示用の超音波画像データとなる。

【 0 0 2 1 】

内部記憶部 1 5 0 は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行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、内部記憶部 1 5 0 は、必要に応じて、画像メモリ 1 4 0 が記憶する画像データの保管等にも使用される。また、内部記憶部 1 5 0 が記憶するデータは、図示しないインタフェース部を介して、外部装置へ転送することができる。

【 0 0 2 2 】

制御部 1 6 0 は、超音波診断装置 1 0 の処理全体を制御する。具体的には、制御部 1 6 0 は、入力装置 1 2 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 1 5 0 から読み込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信部 1 1 0、信号処理部 1 2 0、処理部 1 3 0 等の処理を制御する。また、制御部 1 6 0 は、画像メモリ 1 4 0 が記憶する超音波画像データをモニタ 1 3 に表示させる。

【 0 0 2 3 】

第 1 の実施形態に係る制御部 1 6 0 は、送受信制御部 1 6 1 と、表示制御部 1 6 2 とを備える。送受信制御部 1 6 1 及び表示制御部 1 6 2 の各処理については、後述する。

【 0 0 2 4 】

なお、装置本体 1 0 0 に内蔵される送受信部 1 1 0 及び制御部 1 6 0 等は、プロセッサ（CPU (Central Processing Unit)、MPU (Micro-Processing Unit)、集積回路等）のハードウェアにより構成されることもあるが、ソフトウェア的にモジュール化されたプログラムにより構成される場合もある。

【 0 0 2 5 】

ところで、超音波プローブ 1 1 の走査領域より広範囲な画像データを生成する場合、操作者（医師）は、撮影対象の構造物を見失ってしまう場合がある。例えば、慣れていない操作者は、超音波プローブ 1 1 を被検体 P の体表面に沿って少しずつ移動させる過程で撮影対象の構造物（血管等）を見失ってしまう。この場合、操作者は、それ以降の撮影を継続できず、広範囲な画像データを生成するには、再度、上記の手技を最初から行うこととなる。

【 0 0 2 6 】

そこで、本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 は、簡易な操作で広範囲な画像データ（以下、「連結画像データ」、若しくは「パノラマ画像データ」とも表記する）を生成するために、以下の構成を備える。すなわち、超音波診断装置 1 0 において、超音波プローブ 1 1 は、3次元領域に対する超音波の送受信を、所定のポリウムレートで実行する。抽出部 1 3 2 は、超音波の送受信により3次元領域の画像データであるポリウムデータが得られるごとに、ポリウムデータから被検体の体内の構造物の長軸を含む断面を抽出する。連結部 1 3 3 は、断面の画像データが抽出されるごとに、抽出された断面の画像データと、以前に抽出された断面の画像データとがそれぞれの対応する位置に配置された画像データを生成する。表示制御部 1 6 2 は、画像データに基づく画像を表示する。

【 0 0 2 7 】

以下、図 2 のフローチャートを用いて、上述した抽出部 1 3 2、連結部 1 3 3、送受信制御部 1 6 1、及び表示制御部 1 6 2 の各処理について説明する。なお、以下では、超音波プローブ 1 1 の走査領域より広範囲な撮影対象として、被検体 P の脚部（太もも）の血管を撮影する場合を説明するが、実施形態はこれに限定されるものではない。撮影対象は、例えば、食道等、超音波プローブ 1 1 の走査領域より広範囲な構造物であれば如何なる構造物であってもよい。例えば、構造物は、血管や食道等の管状の構造物である。

【 0 0 2 8 】

図 2 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 の処理を説明するためのフローチャートである。第 1 の実施形態に係る撮影においては、まず、血管が抽出された初期断面の

10

20

30

40

50

決定が行われ、次に、血管を追跡しながら画像を拡大する処理（自動追跡処理）が行われる。

【0029】

図2に示すように、撮影が開始されると（ステップS101肯定）、超音波診断装置10は、初期断面を決定する処理を行う。例えば、操作者は、超音波プローブ11を被検体の脚部に当接させ、撮影の開始を指示するためのボタンを押下する。これを契機として、超音波診断装置10は、初期断面を決定する処理を開始する。なお、撮影が開始されない場合（ステップS101否定）、超音波診断装置10は、待機状態である。

【0030】

図3及び図4A、4Bは、第1の実施形態に係る初期断面の決定について説明するための図である。図3には、超音波プローブ11が被検体Pに当接される場合の様子を例示する。図4Aには、初期断面の決定において表示される表示断面の位置を例示する。図4Bには、初期断面の決定において表示される表示断面を例示する。

10

【0031】

図3に示すように、例えば、2Dアレイプローブである超音波プローブ11は、被検体の脚部に当接される。そして、超音波プローブ11は、初期断面を決定するために、所定の断面の走査（スキャン）を行う。ここで、2Dアレイプローブは、例えば、超音波送受信を行う圧電振動子を一列とすることで、2次元（平面）領域の走査を行うこともできる。

【0032】

ここで、超音波プローブ11は、図4Aに示すように、複数の圧電振動子がアジマス方向及びエレベーション方向に2次元に配列される2Dアレイ面30を有する。ここで、超音波プローブ11は、操作者によりアジマス方向に沿って移動されるものとする。この場合、超音波プローブ11は、エレベーション方向における中央の位置に、アジマス方向に平行な断面（表示断面40）を走査する。これにより、超音波診断装置10は、図4Bに示すように、この表示断面40のBモード画像を生成し、表示する（ステップS102）。

20

【0033】

なお、以下の説明においても、超音波プローブ11がアジマス方向に沿って移動される場合を説明するが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波プローブ11がエレベーション方向に沿って移動される場合には、超音波プローブ11は、エレベーション方向に平行な断面を走査する。

30

【0034】

そして、超音波診断装置10において、抽出部132は、血管の認識を行う（ステップS103）。例えば、抽出部132は、Bモード画像の輝度値を用いて、血管を認識する。血管は、周囲の組織（実質部）と比較して黒抜けすることが知られている。このため、抽出部132は、周囲の組織（実質部）と比較して黒抜けしている部分をBモード画像から抽出することで、血管を認識する。そして、表示制御部162は、抽出部132によって認識された血管の位置をBモード画像上に強調表示する（図4B参照）。なお、Bモード画像から血管を認識する処理は、上記の処理に限定されるものではない。例えば、送受信制御部161は、Bモードの走査とともに、ドプラモードの走査を実行させ、これにより生成されたドプラ画像でドプラ情報を有する領域（例えば、パワー値が閾値以上の領域）を血管として認識してもよい。また、操作者が血管を手動で指定してもよい。

40

【0035】

ここで、操作者は、血管が認識されたBモード画像を閲覧しながら超音波プローブ11の位置を動かすことで、そのBモード画像に血管（撮影対象）が明瞭に描出される位置を探す。そして、操作者は、Bモード画像に血管が明瞭に描出されたと判断すると、その位置から超音波プローブ11を動かさずに、初期断面を決定するためのボタンを押下する。これにより、送受信制御部161は、初期断面を決定するためのボタンが押下された際に表示されている表示断面40を、初期断面として決定する（ステップS104）。つまり

50

、入力装置 12 は、断面画像データを抽出するための断面位置の指定を受け付ける。そして、送受信制御部 161 は、表示中の表示断面 40 を、1 番目 ($N = 1$) のフレームの断面として設定する。ここまでの処理により、初期断面の決定が完了する。

【0036】

図 2 の説明に戻り、自動追跡処理について説明する。初期断面が決定された後に、操作者により自動追跡処理を開始するためのボタンが押下されると、制御部 160 の各処理部は、自動追跡処理を開始する (ステップ S105 肯定)。なお、自動追跡処理を開始するためのボタンが押下されない場合には、自動追跡処理は開始されない (ステップ S105 否定)。この場合、例えば、ステップ S102 ~ S104 の処理を再び実行することで、初期断面の再決定 (訂正) が行われてもよい。

10

【0037】

自動追跡処理が開始されると (ステップ S105 肯定)、送受信制御部 161 は、 N を 1 インクリメントする (ステップ S106)。そして、送受信制御部 161 は、前のフレーム ($N - 1$ フレーム目) の断面から所定の距離に含まれる領域を走査する (ステップ S107)。

【0038】

図 5 は、実施形態に係る送受信制御部 161 の処理を説明するための図である。図 5 には、各フレームにおいて超音波プローブ 11 により走査される走査領域 (探索範囲) 50 を例示する。図 5 に示すように、例えば、送受信制御部 161 は、 $N - 1$ フレーム目の断面の位置に基づいて、 N フレーム目の走査領域 50 を決定する。

20

【0039】

一例として、2 フレーム目 ($N = 2$) の走査領域 50 を決定する場合を説明する。つまり、図 5 の $N - 1$ フレーム目の表示断面 40 は、初期断面 ($N = 1$) に対応する。この場合、送受信制御部 161 は、初期断面として設定された表示断面 40 からエレベーション方向に所定距離離れた領域 (破線部分に含まれる領域) を、走査領域 50 として設定する。そして、送受信制御部 161 は、この初期断面に基づく走査領域 50 に対して、超音波プローブ 11 に走査を実行させる。なお、この走査領域 50 から、次の断面の画像データが抽出される。すなわち、 N フレーム目の断面画像データを抽出するための断面位置は、 N フレーム目の断面画像データを抽出するための断面位置に依存する。

【0040】

すなわち、2 フレーム目の走査を行う場合、送受信制御部 161 は、1 フレーム目の表示断面 40 (初期断面) に平行な走査領域 50 を走査させる。そして、3 フレーム目の走査を行う場合、送受信制御部 161 は、2 フレーム目の表示断面 40 に平行な走査領域 50 を走査させる。

30

【0041】

このように、送受信制御部 161 は、3 次元領域のうち、前のボリュームデータにおいて抽出された断面から所定の距離に含まれる走査領域 50 に対して、超音波プローブ 11 による超音波の送受信を実行させる。

【0042】

図 2 の説明に戻る。超音波プローブ 11 によって N フレーム目の走査が実行されると、画像生成部 131 は、 N フレーム目の 3 次元の反射波データに基づいて、ボリュームデータを生成する (ステップ S108)。画像生成部 131 は、例えば、ボリュームデータを生成するごとに、生成したボリュームデータを画像メモリ 140 に格納する。すなわち、画像生成部 131 は、超音波プローブ 11 によって順次実行される超音波の送受信の結果に基づいて時系列のボリュームデータを生成する。

40

【0043】

ここで、操作者は、超音波プローブ 11 を被検体 P の体表面に沿って少しずつ移動させながら走査を行う。つまり、 $N - 1$ フレーム目の走査が被検体 P の第 1 の位置で実行されると、 N フレーム目の走査は第 1 の位置とは異なる第 2 の位置で実行される。すなわち、画像生成部 131 は、超音波プローブ 11 が被検体 P の第 1 の位置にあるときに実行され

50

た超音波の送受信の結果に基づいて第1のポリウムデータを生成し、超音波プローブ11が第2の位置にあるときに実行された超音波の送受信の結果に基づいて第2のポリウムデータを生成する。なお、第1のポリウムデータ及び前記第2のポリウムデータは、時系列のポリウムデータに含まれる。

【0044】

そして、抽出部132は、Nフレーム目のポリウムデータから血管を認識する（ステップS109）。例えば、抽出部132は、Nフレーム目のポリウムデータが画像メモリ140に格納されるごとに、そのポリウムデータから血管を認識する。なお、血管を認識する処理については、上述したように、輝度値（黒抜け）を用いた認識であってもよいし、ドプラ情報を用いた認識であってもよい。つまり、抽出部132は、ポリウムデータのうち、周囲の組織（実質部）と比較して黒抜けしている部分を血管として認識してもよいし、ドプラ情報を有するサンプル点の位置を血管として認識してもよい。

10

【0045】

そして、抽出部132は、コスト関数を用いて、血管を含む断面の画像データ（断面画像データ）を抽出する（ステップS110）。例えば、抽出部132は、抽出した血管が最も長く、最も太く描出される断面の画像データを抽出する。

【0046】

図6A～図6Cは、第1の実施形態に係る抽出部132の処理を説明するための図である。図6A～図6Cには、あるフレームにおいて、各々血管が描出された表示断面40を例示する。

20

【0047】

図6A～図6Cに示すように、例えば、抽出部132は、Nフレーム目のポリウムデータから、血管を含む断面の画像データを複数生成する。具体的には、抽出部132は、認識した血管を通り、深さ方向（超音波プローブ11による超音波送受信の方向）に平行な断面の画像データを複数生成する。例えば、抽出部132は、図6A～図6Cに例示したそれぞれの表示断面40の画像データを生成する。

【0048】

そして、抽出部132は、下記の式(1)に示すコスト関数を用いて、生成した複数の画像データから血管が最も長く、最も太く描出される断面の画像データを抽出する。式(1)のコスト関数は、血管の長軸及び短軸の長さを評価するための関数である。また、 $length_{短軸}$ は、短軸の長さであり、 $length_{長軸}$ は、長軸の長さである。また、 α 、 β は、それぞれ重み係数である。

30

【0049】

【数1】

$$\text{コスト関数} = \alpha \times length_{短軸} + \beta \times length_{長軸} \dots (1)$$

【0050】

すなわち、式(1)は、 α 、 β のそれぞれに、所定の値を入力しておくことで、構造物の長軸及び短軸のそれぞれの長さを所定の重みで評価する関数である。 α 、 β のそれぞれの値は、任意に変更されてよい。例えば、短軸方向の重み係数である β の値を0に設定することで、長軸方向の長さのみを評価する場合であってもよい。ただし、連結画像データを生成する都合上、長軸方向の重み係数である α の値は、0より大きい値に設定するのが好ましい。

40

【0051】

例えば、抽出部132は、図6A～図6Cのそれぞれの画像データから、血管の長軸及び短軸の長さを取得する。例えば、抽出部132は、断面の水平方向の長さを長軸の長さとし、垂直方向の長さを短軸の長さとして取得する。

【0052】

そして、抽出部132は、取得した長軸及び短軸の長さを、上記の式(1)に代入することで、評価値を求める。ここで、図6A～図6Cのうち、図6Aの血管は、最も太く、

50

長い。また、図 6 B の血管は、図 6 A よりも短い。また、図 6 C の血管は、図 6 A より細い。このような場合、抽出部 1 3 2 は、血管が最も長く、最も太く描出される断面の画像データとして、図 6 A の画像データを抽出する。

【 0 0 5 3 】

このように、抽出部 1 3 2 は、超音波の送受信によりボリュームデータが得られるごとに、ボリュームデータから被検体 P の体内の構造物の長軸を含む断面の画像データを抽出する。なお、上記のように、抽出部 1 3 2 が構造物の長軸を用いて処理を行うのは、構造物の延在方向に沿った断面画像データを抽出するためである。すなわち、抽出部 1 3 2 は、被検体内の構造物を含み、構造物の延在方向に沿った第 1 の断面画像データを第 1 のボリュームデータから抽出し、構造物を含み、構造物の延在方向に沿った第 2 の断面画像データを第 2 のボリュームデータから抽出する。具体的には、抽出部 1 3 2 は、第 1 の断面画像データに含まれる構造物の一部と同一の部位を含む断面の画像データを第 2 の断面画像データとして抽出する。

10

【 0 0 5 4 】

なお、図 6 A ~ 図 6 C では一例として、血管を通り、深さ方向に平行な断面の画像データを抽出する場合を例示したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、ボリュームデータにおける、体表面と超音波プローブ 1 1 との接触部分の中心と、血管の芯線を通る断面の画像データを抽出してもよいし、血管の芯線を通り、重力方向に沿った断面の画像データを抽出してもよい。重力方向は、例えば、超音波プローブ 1 1 に位置センサを取り付けることにより検出可能である。また、例えば、抽出される断面の画像データは、必ずしも平面でなくてもよい。例えば、抽出部 1 3 2 は、血管（構造物）の延在方向に沿った曲面の画像データを抽出してもよい。これにより、初期断面と連続する曲面の断面画像データを順次抽出することができる。

20

【 0 0 5 5 】

また、図 6 A ~ 図 6 C では一例として、3つの断面から抽出される場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、より多くの断面から抽出されてよい。ただし、処理負荷を軽減するために、所定の方向（上記の例では、深さ方向）に平行な断面に絞るのが好ましい。また、例えば、所定の方向に平行な断面に限らず、多少の断面の傾きを許容して、所定の範囲に含まれる断面を抽出してもよい。ここで、所定の範囲に含まれる断面とは、例えば、血管の芯線を通り所定の方向に平行な断面を、血管の芯線を回転軸として所定の角度（例えば、3度）回転させた範囲に含まれる断面である。つまり、抽出部 1 3 2 は、血管の芯線を回転軸とし、所定の回転角度範囲に含まれる断面を抽出してもよい。言い換えると、抽出部 1 3 2 は、構造物の芯線を回転軸とし、所定の回転角度範囲に含まれるという制約に従って、各断面の画像データを抽出してもよい。

30

【 0 0 5 6 】

また、例えば、上記の所定の角度範囲は、直前のフレームで抽出された断面を基準として設定されてもよい。例えば、抽出部 1 3 2 は、N フレーム目の断面の画像データを抽出する場合には、N - 1 フレーム目の断面を血管の芯線を軸として所定の角度（例えば、3度ずつ）回転させた範囲に含まれる断面を抽出してもよい。言い換えると、抽出部 1 3 2 は、構造物の芯線を回転軸とし、N - 1 フレーム目の断面の向きを基準とする所定の回転角度範囲に含まれるという制約に従って、N フレーム目の断面の画像データを抽出してもよい。

40

【 0 0 5 7 】

このように、抽出部 1 3 2 は、断面の向きに関する制約に従って、各フレームのボリュームデータから断面の画像データを抽出する。すなわち、抽出部 1 3 2 は、被検体内の構造物を含み、構造物の延在方向に沿った第 1 の断面画像データを、断面の向きに関する第 1 の制約に従って、第 1 のボリュームデータから抽出し、構造物を含み、構造物の延在方向に沿った第 2 の断面画像データを、断面の向きに関する第 2 の制約に従って、第 2 のボリュームデータから抽出する。

【 0 0 5 8 】

50

例えば、抽出部 1 3 2 は、超音波プローブ 1 1 が第 1 の位置にあるときの超音波プローブ 1 1 の向きに応じた断面画像データを抽出するという制約に従って、第 1 の断面画像データを抽出する。一例としては、抽出部 1 3 2 は、超音波プローブ 1 1 の向きに平行な方向（つまり深さ方向）や、構造物の芯線を回転軸とした所定の回転角度範囲に含まれるという制約に従って、第 1 の断面画像データを抽出する。

【 0 0 5 9 】

また、例えば、抽出部 1 3 2 は、第 1 の断面画像データの向きに応じた断面画像データを抽出するという制約に従って、第 2 の断面画像データを抽出する。一例としては、抽出部 1 3 2 は、構造物の芯線を回転軸とし、N - 1 フレーム目の断面の向きを基準とする所定の回転角度範囲に含まれるという制約に従って、N フレーム目の断面の画像データを抽出する。

10

【 0 0 6 0 】

なお、上述した第 1 の制約と第 2 の制約は、同一である。例えば、第 1 の制約と第 2 の制約は、同一の回転角度範囲が設定される。しかしながら、必ずしも第 1 の制約と第 2 の制約は同一でなくてもよく、例えば、第 1 の制約における回転角度範囲が 3 度である一方で、第 2 の制約における回転角度範囲が 2 度であってもよい。

【 0 0 6 1 】

また、例えば、構造物の長軸及び短軸の長さを取得する処理は、上記の例に限定されるものではない。例えば、抽出部 1 3 2 は、血管を構成する複数の画素のうち、最も離れた二つの画素によって結ばれる線分を、長軸とし、長軸に直交する線分を短軸として取得してもよい。

20

【 0 0 6 2 】

図 2 の説明に戻る。抽出部 1 3 2 によって断面の画像データが抽出されると、連結部 1 3 3 は、複数の断面の画像データを連結させた連結画像データを生成（更新）する（ステップ S 1 1 1）。例えば、連結部 1 3 3 は、N フレーム目の表示断面 4 0 の画像データが抽出されるごとに、N フレーム目の表示断面 4 0 の画像データと、N - 1 フレーム目の表示断面 4 0 の画像データとを連結し、連結画像データを生成する。これにより、連結部 1 3 3 は、N - 1 フレーム目までに生成済みの連結画像データ 7 0 を更新する。

【 0 0 6 3 】

図 7 A ~ 図 7 C は、第 1 の実施形態に係る連結部 1 3 3 の処理を説明するための図である。図 7 A には、N フレーム目及び N - 1 フレーム目における表示断面 4 0 の位置関係を例示する。図 7 B には、N フレーム目及び N - 1 フレーム目における表示断面 4 0 の画像データをそれぞれ例示する。図 7 C には、連結部 1 3 3 により生成される連結画像データ 7 0 を例示する。

30

【 0 0 6 4 】

図 7 A に示すように、超音波プローブ 1 1（つまり、2 D アレイ面 3 0）を体表面に沿って移動させながら走査するので、N フレーム目及び N - 1 フレーム目の表示断面 4 0 は、近い位置にある。図 7 A の例では、アジマス方向で見た場合、N - 1 フレーム目の表示断面 4 0 の右側、及び、N フレーム目の表示断面 4 0 の左側は、近い位置である。このため、図 7 B に示すように、N - 1 フレーム目の表示断面 4 0 の右側、及び、N フレーム目の表示断面 4 0 の左側は、互いに類似している。そこで、図 7 C に示すように、連結部 1 3 3 は、この互いに類似している範囲を重ね合わせることで、連結画像データ 7 0 を生成する。なお、ここで言う「連結」とは、例えば、方位方向における同一位置で双方の画像データを切断し、切断した画像データ同士を繋ぎ合わせてもよいし、一方の画像データのうち類似範囲以外の範囲の画像データを、他方の画像データに対して繋ぎ合わせてもよい。また、双方の画像データが 3 次元空間の同一平面上に存在する場合には、統計的手法（平均、最大、最小など）によって双方の画像データの重複部分のピクセル値を求めることで、繋ぎ合わせてもよい。

40

【 0 0 6 5 】

具体的には、連結部 1 3 3 は、N フレーム目の断面の画像データが抽出されると、N フ

50

フレーム目の断面の画像データと、N - 1フレーム目の断面の画像データとの間で、双方の画像データに含まれる構造物の特徴点（エッジ、コーナー等）を用いたパターンマッチング（画像認識技術）を行うことで、双方の画像データの位置を合わせる。具体的には、連結部133は、SAD（Sum of Absolute Difference）、SSD（Sum of Squared Difference）、NCC（Normalized Cross-Correlation）等を評価関数とする類似画像決定法を用いて、最も類似する位置を求める。そして、連結部133は、双方の画像データの対応する位置（つまり、最も類似する位置）で、双方の画像データを連結する。ここで、双方の画像データにおいて互いに類似する範囲については、連結部133は、アルファブレンディング（重み付け合成）によって合成する。すなわち、連結部133は、第1の断面画像データにおける構造物の一部と第2の断面画像データにおける構造物の一部とが連続するように、第1の断面画像データの少なくとも一部と前記第2断面画像データの少なくとも一部を連結する。これにより、連結部133は、双方の画像データにおける構造物の輪郭が連続するように、連結画像データ70を生成する。

10

20

30

40

50

【0066】

このように、連結部133は、断面の画像データが抽出されるごとに、抽出された断面の画像データと、以前に抽出された断面の画像データとがそれぞれの対応する位置に配置された連結画像データ70を生成する。例えば、Nフレーム目の表示断面40の画像データが抽出されると、その表示断面40の画像データを、N - 1フレーム目までに生成済みの連結画像データ70に連結することで、連結画像データ70を更新する。これにより、連結部133は、被検体Pの体内の構造物（血管）のアジマス方向の長さが忠実に再現された画像データを生成することができる。なお、図7Cに示したように、連結される画像データは、必ずしもその全てが連結されなくてもよい。すなわち、抽出部132は、第1の断面画像データの少なくとも一部と第2の断面画像データの少なくとも一部が連結された連結画像データを生成してもよい。

【0067】

なお、連結部133の処理は、上記の説明に限定されるものではない。例えば、連結部133は、必ずしも重み付け合成を行わなくてもよい。例えば、図7Aに示したように、双方の表示断面40が交わる場合には、交わった交線の片側をN - 1フレーム目の表示断面40から生成し、もう片側をNフレーム目の表示断面40から生成してもよい。

【0068】

また、例えば、連結部133は、Nフレーム目及びN - 1フレーム目の各ボリュームデータにおける共通の領域を用いて、パターンマッチングを行うことで、双方のボリュームデータの位置合わせを行ってもよい。そして、この位置合わせの結果から、連結部133は、Nフレーム目及びN - 1フレーム目の各表示断面40の画像データを連結して、連結画像データ70を生成してもよい。

【0069】

また、血管が大幅に曲がっている場合には、十分な長さの血管が描出されず、アジマス方向の長さが短い血管が描出された画像データが得られる場合がある（例えば、図6B参照）。この場合、連結部133は、表示断面40の画像データの全範囲を利用しなくてもよい。例えば、連結部133は、表示断面40の画像データの左右を削除し、描出される血管の長さに合わせてアジマス方向に短くした画像データを、連結画像データ70の生成に用いてもよい。

【0070】

図2の説明に戻る。連結部133によって連結画像データ70が生成（更新）されると、表示制御部162は、連結画像データ70に基づく画像を表示させる（ステップS112）。例えば、表示制御部162は、連結部133によって連結画像データ70が更新されるごとに、更新された連結画像データ70をモニタ13に表示させる。

【0071】

図8は、第1の実施形態に係る表示制御部162の処理を説明するための図である。図8には、表示制御部162によってモニタ13に表示される表示画面の一例を示す。具体

的には、図 8 に示すモニタ 13 の表示画面には、連結画像データ 70 に基づく画像と、撮影対象の血管の位置を表示するためのガイド表示 80 とが表示される。

【0072】

図 8 に示すように、表示制御部 162 は、連結画像データ 70 に基づいて、表示用の画像を生成し、モニタ 13 に表示させる。例えば、図 8 の右方向が超音波プローブ 11 の移動方向に対応する場合、最新の画像 81 は、連結画像データ 70 の右端に位置する。この場合、表示制御部 162 は、連結画像データ 70 のうち、右端から所定の距離（長さ）に含まれる画像データから表示用の画像を生成し、表示する。これにより、表示制御部 162 は、連結画像データ 70 がどれほど長く延長されたとしても、一定の縮尺で最新の画像 81 を含む連結画像を表示させることができる。

10

【0073】

また、例えば、表示制御部 162 は、ガイド表示 80 をモニタ 13 の表示画面に表示させる。このガイド表示 80 は、超音波プローブ 11 により撮影可能な 3 次元領域に対する表示断面 40 の位置を示す画像データに対応する。例えば、表示制御部 162 は、抽出部 132 によって表示断面 40 の画像データが抽出されると、2Dアレイ面 30 に対する表示断面 40 の位置を示す情報を抽出部 132 から取得する。そして、表示制御部 162 は、抽出部 132 から取得した情報に基づいて、2Dアレイ面 30 に対する最新（Nフレーム目）の表示断面 40 の位置を示す画像データを、ガイド表示 80 として生成し、表示させる。つまり、ガイド表示 80 の表示断面 40 の位置は、最新の画像 81 の位置に対応する。これにより、表示制御部 162 は、超音波プローブ 11 により撮影可能な 3 次元領域に対する最新の表示断面 40 の位置を表示することができる。言い換えると、操作者は、ガイド表示 80 を閲覧しながら超音波プローブ 11 を移動させることで、撮影対象の構造物を見失うリスクを軽減することができる。

20

【0074】

このように、表示制御部 162 は、連結画像データ 70 に基づく画像を表示させる。なお、表示制御部 162 の処理は、上記の説明に限定されるものではない。例えば、表示制御部 162 は、生成された全ての範囲の連結画像データ 70 をモニタ 13 に表示させてもよい。また、例えば、表示制御部 162 は、表示断面 40 が 2Dアレイ面 30 から外れそうになった場合に、その旨を操作者に報知してもよい。例えば、表示制御部 162 は、ガイド表示 80 における表示断面 40 の長さが所定の閾値（長さ）より短くなった場合に、「血管を見失う可能性があります」というメッセージを表示させたり、ガイド表示 80 を点滅させたり、ガイド表示 80 の色を変えたりする。また、表示制御部 162 は、最新の画像 81 が操作者にわかるように、強調表示を行ってもよい。

30

【0075】

上述してきたように、超音波診断装置 10 は、撮影が終了されるまで（ステップ S113 否定）、ステップ S106 ~ ステップ S112 の処理を繰り返し実行することで、連結画像データ 70 を拡大する。そして、超音波診断装置 10 は、撮影が終了されると（ステップ S113 肯定）、自動追跡処理を終了し、連結画像データ 70 を拡大する処理を終了する。

【0076】

なお、超音波診断装置 10 における処理手順は、図 2 に示した処理手順に限定されるものではない。例えば、図 2 では、初期断面を決定するステップ S104 と、自動追跡処理を開始するステップ S105 とが異なる処理として実行される場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、ステップ S104 とステップ S105 とが同一の処理として実行されてもよい。この場合、例えば、初期断面を決定する操作が行われると、これを契機として自動追跡処理が開始される。

40

【0077】

上述してきたように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 10 において、超音波プローブ 11 は、3 次元領域に対する超音波の送受信を、所定のポリウムレートで実行する。抽出部 132 は、超音波の送受信により 3 次元領域の画像データであるポリウムデ

50

ータが得られるごとに、ボリュームデータから被検体の体内の構造物の長軸を含む断面を抽出する。連結部 133 は、断面の画像データが抽出されるごとに、抽出された断面の画像データと、以前に抽出された断面の画像データとがそれぞれの対応する位置に配置された画像データを生成する。表示制御部 162 は、画像データに基づく画像を表示する。このため、超音波診断装置 10 は、簡易な操作で広範囲な画像データを生成することができる。

【0078】

例えば、超音波診断装置 10 は、撮影対象の構造物が超音波プローブ 11 により走査される走査領域に含まれていれば、そのボリュームデータから構造物の長軸が抽出された断面の画像データを自動的に抽出し、連結画像データ 70 を生成（更新）する。このため、操作者は、3次元の走査領域に構造物が含まれるように超音波プローブ 11 を移動させるだけで、構造物が抽出された連結画像データ 70 を容易に生成することができる。つまり、操作者は、自分で走査断面を構造物の位置にあわせることなく、構造物が抽出された連結画像データ 70 を容易に生成することができる。

10

【0079】

また、例えば、超音波診断装置 10 において、送受信制御部 161 は、3次元領域のうち、前のボリュームデータにおいて抽出された断面から所定の距離に含まれる走査領域 50 に対して、超音波プローブ 11 による超音波の送受信を実行させる。これによれば、送受信制御部 161 は、超音波プローブ 11 により走査可能な全ての領域（つまり、2D 平面 30 の全領域）を走査せず、限られた領域を走査するので、フレームレート（ボリュームレート）を向上させることができる。また、これにより、各フレームのボリュームデータが小さくなるので、例えば、ボリュームデータを処理対象とする抽出部 132 の処理負荷が軽減される。具体的には、抽出部 132 は、ボリュームデータから生成する断面の数を減少させることができるので、処理負荷が軽減される。また、断面の数を減少させることができるので、抽出部 132 は、構造物がよりよく抽出された断面を精度よく抽出することができる。

20

【0080】

なお、上記の実施形態では、第1及び第2のボリュームデータを含む複数のボリュームデータを、超音波プローブ 11 を移動させながらボリュームスキャンを順次（例えば所定の時間間隔で）実行することにより生成する場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、装置本体 100 又は超音波プローブ 11 に設けられたスキャン指示用のボタンの押下により、ボリュームスキャンが実行される場合であってもよい。この場合、操作者は、例えば、被検体のある位置に超音波プローブ 11 を当接させた状態でボタンを押下することにより、第1のボリュームデータを生成し、次に、位置を変えてボタンを押下することにより、第2のボリュームデータを生成する。このように、超音波プローブ 11 の位置を変更するごとにボタンを押下するという操作を繰り返し行うことで、複数のボリュームデータが生成される。

30

【0081】

また、スキャン指示用のボタンに限らず、例えば、超音波プローブ 11 の動きを検知して、超音波プローブ 11 が止まったタイミングでボリュームスキャンを実行する場合であってもよい。この場合、操作者は、例えば、被検体の体表面に沿って移動される超音波プローブ 11 を、所望のタイミング（位置）で止めることにより、第1のボリュームデータを生成する。そして、超音波プローブ 11 の移動を再開した後に、所望のタイミングで再び止めることにより、第2のボリュームデータを生成する。このように、超音波プローブ 11 の移動を所望のタイミングで止めるという操作を繰り返し行うことで、複数のボリュームデータが生成される。

40

【0082】

なお、ボリュームスキャンが完了する前に超音波プローブ 11 の移動が再開された場合には、当該ボリュームスキャンにより生成されるボリュームデータは未完成となる。この場合、例えば、未完成のボリュームデータは上記の処理（断面画像データの抽出や連結）

50

には使用せず、破棄されてよい。つまり、未完成のボリュームデータは未完成の直前に生成されたボリュームデータが、上記の処理に使用される。

【0083】

また、上記の実施形態では、断面の画像データを抽出するための探索範囲を絞り込むために、N-1フレーム目の断面の位置に基づいて、Nフレーム目のボリュームデータの走査領域を絞り込む場合を説明したが（図5参照）、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、探索範囲が絞り込まれていれば、走査領域は必ずしも絞り込まなくても良い。すなわち、抽出部132は、図5に示した走査領域50を決定する処理と同様の処理により探索範囲を決定し、決定した探索範囲から断面の画像データを抽出してもよい。この場合、例えば、送受信制御部161は、全てのフレームにわたって、超音波プローブ11により走査可能な全ての領域（つまり、2Dアレイ面30の全領域）を走査してもよい。

10

【0084】

（第2の実施形態）

第1の実施形態では、超音波の送受信方向（深さ方向）に沿って各フレームの画像データを生成し、連結する場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置10は、各フレームのボリュームデータを連結し、任意の断面を表示してもよい。

【0085】

第2の実施形態に係る超音波診断装置10は、図1に例示した超音波診断装置10と同様の構成を備え、連結部133及び表示制御部162の処理の一部が相違する。そこで、第2の実施形態では、第1の実施形態と相違する点を中心に説明することとし、第1の実施形態において説明した構成と同様の機能を有する点については、説明を省略する。

20

【0086】

図9のフローチャートを用いて、第2の実施形態に係る超音波診断装置10の処理を説明する。図9は、第2の実施形態に係る超音波診断装置10の処理を説明するためのフローチャートである。なお、図9に示すステップS201～ステップS210の各処理は、図2に示したステップS101～ステップS110の各処理と同様であるので、説明を省略する。

【0087】

図9に示すように、連結部133は、抽出部132によって断面が抽出されると、Nフレーム目のボリュームデータを過去のボリュームデータに合成する（ステップS211）。例えば、連結部133は、Nフレーム目の表示断面40が抽出されるごとに、Nフレーム目のボリュームデータと、N-1フレーム目のボリュームデータとの位置合わせを行い、双方のボリュームデータを連結した連結ボリュームデータを生成する。

30

【0088】

図10は、第2の実施形態に係る連結部133の処理を説明するための図である。図10には、Nフレーム目のボリュームデータと、N-1フレーム目のボリュームデータとが連結された連結ボリュームデータの一例を示す。

【0089】

ここで、図7Aに示したように、超音波プローブ11（つまり、2Dアレイ面30）を体表面に沿って移動させながら走査するので、Nフレーム目及びN-1フレーム目の各走査領域は、共通の領域を有する。このため、Nフレーム目及びN-1フレーム目の各ボリュームデータは、共通の領域を有する。

40

【0090】

そこで、連結部133は、図10に示すように、Nフレーム目及びN-1フレーム目の各ボリュームデータにおける共通の領域を用いて、パターンマッチングを行うことで、双方のボリュームデータの位置合わせを行う。そして、連結部133は、双方のボリュームデータの対応する位置を重畳させて連結する。ここで、双方のボリュームデータにおいて互いに共通する領域については、連結部133は、アルファブレンディングによって合成

50

する。これにより、連結部 133 は、連結ボリュームデータを生成する。

【0091】

このように、連結部 133 は、N フレーム目のボリュームデータを過去のボリュームデータに合成させ、連結ボリュームデータを生成（更新）する。つまり、図 10 に示す連結ボリュームデータ（及び、血管）は、超音波プローブ 11 の移動に伴って、その移動方向にアップデートされていく。なお、ボリュームデータの連結においても、第 1 の実施形態にて説明したように、双方のボリュームデータを切断し、切断したボリュームデータ同士を繋ぎ合わせてもよいし、一方のボリュームデータのうち類似範囲以外の範囲のボリュームデータを、他方のボリュームデータに対して繋ぎ合わせてもよい。また、統計的手法によって双方のボリュームデータの重複部分のピクセル値を求めることで、繋ぎ合わせてもよい。

10

【0092】

図 9 の説明に戻る。連結部 133 は、連結ボリュームデータを生成すると、更に、連結ボリュームデータに対して MPR（Multi Planar Reconstructions）処理を行って、予め指定された方向の MPR 画像データを生成し、表示制御部 162 は、MPR 画像データを表示する（ステップ S212）。例えば、抽出部 132 は、血管の芯線を通り重力方向に平行であるという制約に従って、MPR 画像データを生成する。

【0093】

一例として、各フレームで認識された血管の長軸を含み、2D アレイ面 30 と平行な断面を表示することが、操作者によって予め指定される場合を説明する。この場合、連結部 133 は、連結ボリュームデータを更新するごとに、更新した連結ボリュームデータに対して MPR 処理を実行し、2D アレイ面 30 と平行な断面で血管を切断した MPR 画像データを生成する。そして、表示制御部 162 は、連結部 133 によって生成された MPR 画像データを、モニタ 13 の表示画面に表示させる。

20

【0094】

このように、超音波診断装置 10 は、撮影が終了されるまで（ステップ S213 否定）、ステップ S206 ~ ステップ S212 の処理を繰り返し実行することで、連結ボリュームデータを生成（更新）する。そして、超音波診断装置 10 は、撮影が終了されると（ステップ S213 肯定）、自動追跡処理を終了し、連結ボリュームデータを生成する処理を終了する。

30

【0095】

このように、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 10 において、連結部 133 は、第 1 のボリュームデータと第 2 のボリュームデータが連結された連結ボリュームデータを生成する。そして、抽出部 132 は、連結ボリュームデータから、被検体の体内の構造物を含み、構造物の延在方向に沿った断面画像データを、断面の向きに関する制約に従って抽出する。これによれば、超音波診断装置 10 は、例えば、被検体の血管の様々な方向の断面を提供することができる。このため、操作者は、様々な方向から血管の様子を観察することができるので、例えば、閉塞性動脈硬化症や動脈瘤等の診断に有用となる。例えば、操作者は、ある断面では観察できなかったブランク部位を、別の断面では観察することが可能となる。

40

【0096】

なお、上記の MPR 処理により抽出される断面位置は、予め指定される場合のみならず、例えば、MPR 断面を表示するタイミングで操作者により指定されてもよい。この場合、例えば、入力装置 12 は、第 1 の断面画像データを抽出するための第 1 の断面位置の指定を受け付ける。具体的には、入力装置 12 は、MPR 断面の位置として、血管の芯線を中心とした回転角度を指定する操作を受け付ける。この場合、例えば、表示制御部 162 は、回転角度入力用の GUI として、血管の芯線に直交する断面の画像を表示する。この画像において、血管の芯線は、画像の中心点として描出され、MPR 断面の位置は、芯線を通る直線として描出される。この直線は、芯線位置（中心点）を中心として回転可能である。つまり、操作者は、この直線の角度を任意の角度に回転（変更）することにより、

50

芯線に対するMPR断面の角度を指定することができる。言い換えると、抽出部132は、構造物の芯線を回転軸とする回転角度を指定する操作を操作者から受け付けた場合に、当該操作により指定された回転角度の断面画像データを、前記連結ボリュームデータから抽出する。

【0097】

なお、第1の実施形態にて説明した内容は、連結ボリュームデータを生成し、生成した連結ボリュームデータからMPR画像データを生成すること以外、第2の実施形態においても適用可能である。

【0098】

(その他の実施形態)

上述した実施形態以外にも、種々の異なる形態にて実施されてもよい。

【0099】

(初期断面の自動設定)

例えば、上記の実施形態では、操作者の指定(ボタンの押下)により初期断面が決定される場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、初期断面の決定においても上記の式(1)のコスト関数を用いることで、初期断面を自動的に決定してもよい。

【0100】

(位置センサの利用)

また、例えば、上記の実施形態では、連結画像データ70(若しくは連結ボリュームデータ)を生成する場合に、パターンマッチングによって位置合わせを行う場合を説明したが、これに限定されるものではない。例えば、この位置合わせに、位置センサからの位置情報を用いてもよい。

【0101】

図11は、その他の実施形態に係る超音波診断装置10の構成例を示すブロック図である。図11に示すように、その他の実施形態に係る超音波診断装置10は、図1に示した超音波診断装置10と同様の構成を備え、位置センサ14と、トランスミッタ15とを更に備える点と、連結部133の処理の一部が相違する。

【0102】

位置センサ14及びトランスミッタ15は、超音波プローブ11の位置情報を取得するための装置である。例えば、位置センサ14は、超音波プローブ11に取り付けられる磁気センサである。また、例えば、トランスミッタ15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装置である。

【0103】

位置センサ14は、トランスミッタ15によって形成された3次元の磁場を検出する。そして、位置センサ14は、検出した磁場の情報に基づいて、トランスミッタ15を原点とする空間における自装置の位置(座標及び角度)を算出し、算出した位置を制御部160に送信する。ここで、位置センサ14は、各フレームにおける自装置の位置情報、つまり、超音波プローブ11の位置情報を、制御部160に送信する。これにより、連結部133は、各フレームの位置情報を位置センサ14から取得することができる。

【0104】

そして、連結部133は、位置センサ14から取得した各フレームの位置情報を用いて、各フレームの断面の画像データの位置合わせを行う。例えば、連結部133は、Nフレーム目の断面が抽出されると、Nフレーム目の位置情報と、N-1フレーム目の位置情報とを用いて、Nフレーム目の断面の画像データと、N-1フレーム目の断面の画像データとの位置を合わせる。そして、連結部133は、位置情報を用いて合わせた位置を中心として、双方の画像データのマッチングを行うことで、双方の画像データの位置をより正確に合わせる。そして、連結部133は、双方の画像データの対応する位置(つまり、最も類似する位置)で、双方の画像データを連結する。

【0105】

10

20

30

40

50

このように、連結部 133 は、位置センサ 14 から取得した各フレームの位置情報を用いて、各フレームの位置合わせを行う。これにより、連結部 133 は、位置合わせの精度を向上させつつ、処理速度を高めることができる。なお、連結部 133 は、ボリュームデータ同士の位置合わせにおいても同様に、位置情報を用いることができる。

【0106】

なお、図 11 に示した例では、磁気センサによって超音波プローブ 11 の位置情報を取得する場合を例示したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、磁気センサに代えて、3次元の加速度センサ、3次元ジャイロセンサ、及び3次元のコンパスのうちいずれかの手段によって超音波プローブ 11 の位置情報を取得してもよいし、上記の手段を適宜組み合わせることで超音波プローブ 11 の位置情報を取得してもよい。

10

【0107】

(造影剤)

また、例えば、上記の実施形態においては、造影剤を用いない場合を説明したが、これに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置 10 は、造影剤を用いて上記の処理を行うことで、非造影では検出可能な血管をも検出し、連結画像データ 70 を生成することが可能となる。

【0108】

(画像処理装置)

また、上述した実施形態において説明した処理は、画像処理装置において実行されてもよい。

20

【0109】

図 12 は、その他の実施形態に係る画像処理装置の構成例を示すブロック図である。図 12 に示すように、画像処理装置 200 は、入力装置 201 と、ディスプレイ 202 と、記憶部 210 と、制御部 220 とを備える。

【0110】

入力装置 201 は、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を有し、画像処理装置 200 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各処理部へ転送する。

【0111】

ディスプレイ 202 は、画像処理装置 200 の操作者が入力装置 201 を用いて各種設定要求を入力するための GUI を表示したり、画像処理装置 200 において生成された情報等を表示したりする。

30

【0112】

記憶部 210 は、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子や、ハードディスク、光ディスク等の不揮発性の記憶装置である。

【0113】

また、記憶部 210 は、第 1 及び第 2 の実施形態にて説明した画像生成部 131 によって生成されたボリュームデータと同様のボリュームデータを記憶する。すなわち、記憶部 210 は、超音波プローブ 11 が被検体の第 1 の位置にあるときに実行された超音波の送受信の結果に基づいて生成された第 1 のボリュームデータを記憶し、超音波プローブ 11 が第 1 の位置とは異なる第 2 の位置にあるときに実行された超音波の送受信の結果に基づいて生成された第 2 のボリュームデータを記憶する。

40

【0114】

制御部 220 は、ASIC や FPGA 等の集積回路や、CPU や MPU 等の電子回路であり、画像処理装置 200 の処理全体を制御する。

【0115】

また、制御部 220 は、抽出部 221 と、連結部 222 とを備える。抽出部 221 及び連結部 222 は、第 1 及び第 2 の実施形態にて説明した抽出部 132 及び連結部 133 とそれぞれ同様の機能を備える。すなわち、抽出部 221 は、被検体内の構造物を含み、構

50

造物の延在方向に沿った第1の断面画像データを第1のボリュームデータから抽出し、構造物を含み、構造物の延在方向に沿った第2の断面画像データを第2のボリュームデータから抽出する。また、連結部222は、第1の断面画像データの少なくとも一部と第2の断面画像データの少なくとも一部が連結された連結画像データを生成する。なお、抽出部221及び連結部222の具体的な処理内容は、上述した実施形態と同様であるので、説明を省略する。これにより、画像処理装置200は、簡易な操作で広範囲な画像データを生成することができる。

【0116】

また、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的な形態は図示のものに限られず、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的又は物理的に分散・統合して構成することができる。更に、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部又は任意の一部が、CPU及び当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、或いは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

10

【0117】

例えば、上記の実施形態では、超音波診断装置10が処理部130と制御部160とを個別に備えている場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置10は、処理部130の機能と制御部160の機能とを、単一の処理回路に備えていてもよい。また、上記の実施形態において説明した各処理のうち、自動的に行なわれるものとして説明した処理の全部又は一部を手動的に行なうこともでき、或いは、手動的に行なわれるものとして説明した処理の全部又は一部を公知の方法で自動的に行なうこともできる。この他、上記文書中や図面中で示した処理手順、制御手順、具体的名称、各種のデータやパラメータを含む情報については、特記する場合を除いて任意に変更することができる。

20

【0118】

また、上記の実施形態で説明した画像処理方法は、予め用意された画像処理プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータで実行することによって実現することができる。この画像処理プログラムは、インターネット等のネットワークを介して配布することができる。また、この画像処理プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVD等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

30

【0119】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、簡易な操作で広範囲な画像データを生成することができる。

【0120】

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。

40

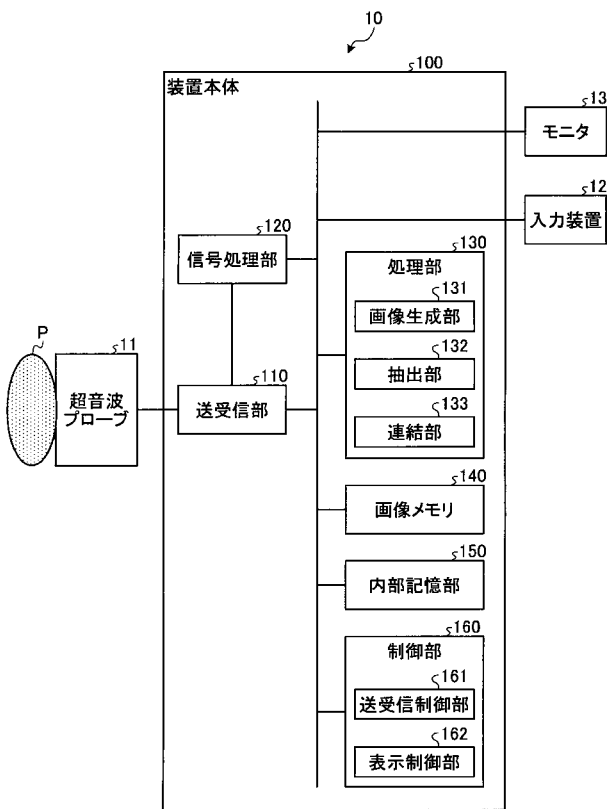
【符号の説明】

【0121】

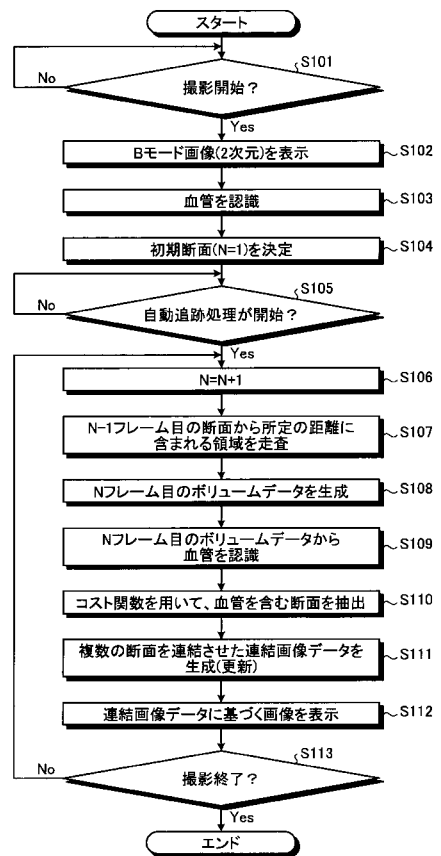
- 10 超音波診断装置
- 11 超音波プローブ
- 130 処理部
- 131 画像生成部
- 132 抽出部

50

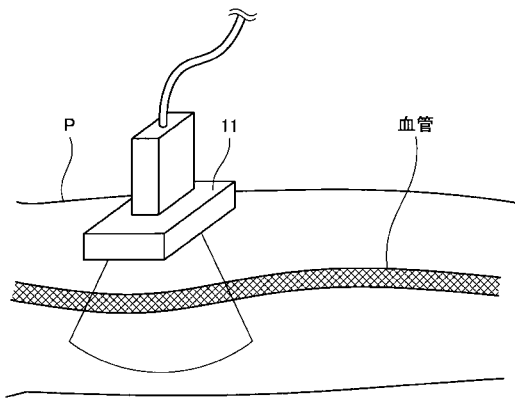
【 図 1 】



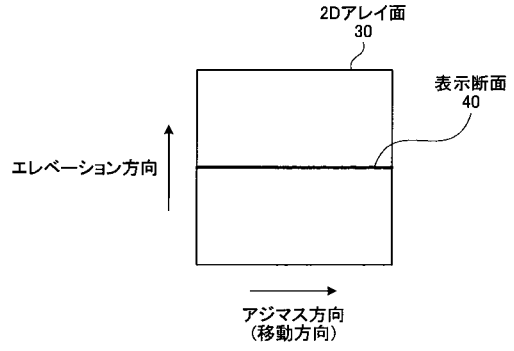
【 図 2 】



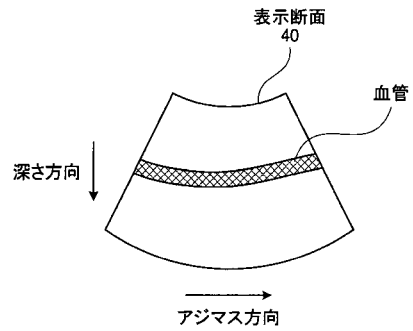
【 図 3 】



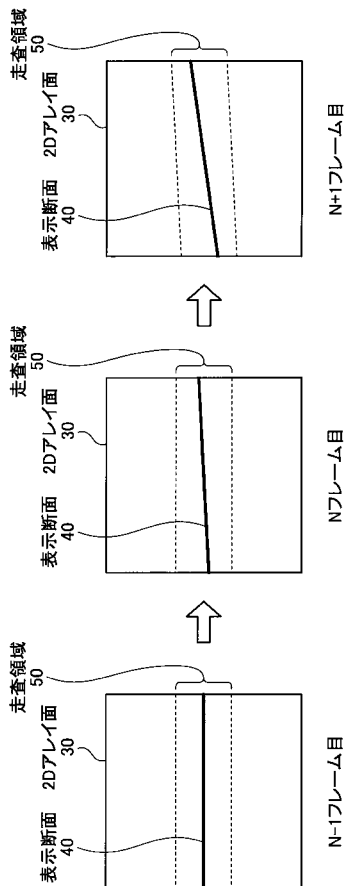
【 図 4 A 】



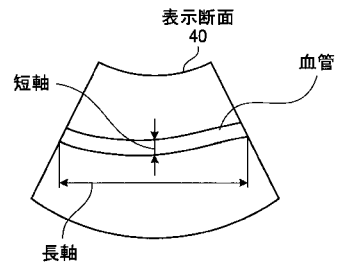
【 図 4 B 】



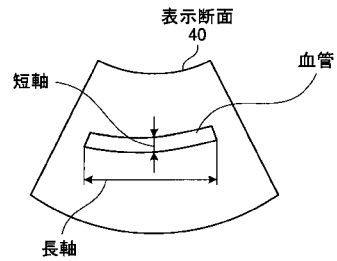
【 図 5 】



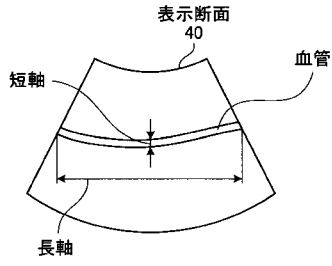
【 図 6 A 】



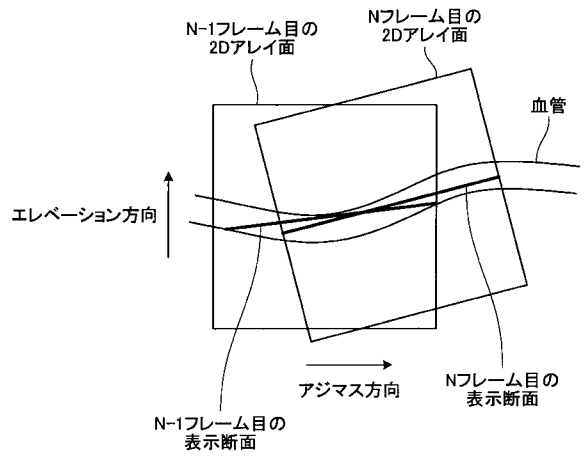
【 図 6 B 】



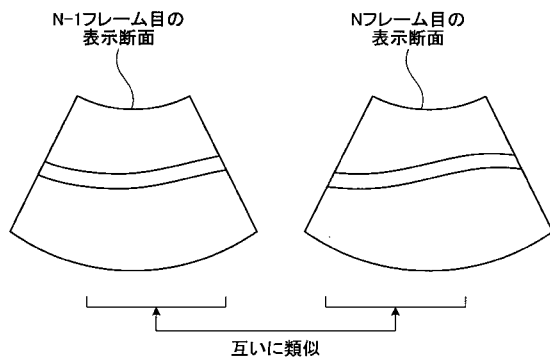
【図6C】



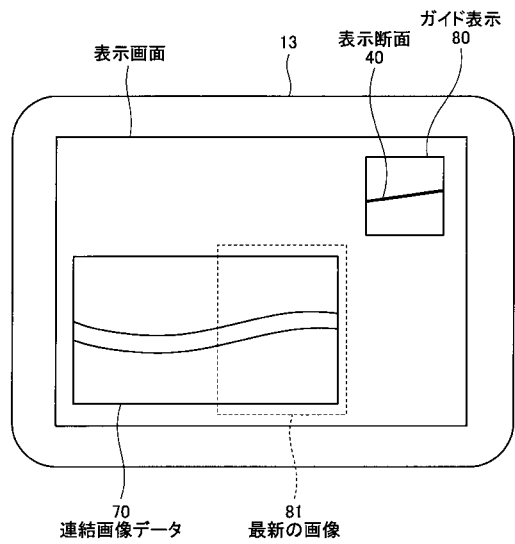
【図7A】



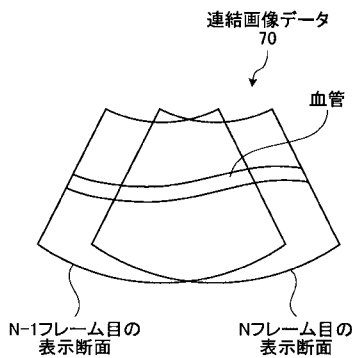
【図7B】



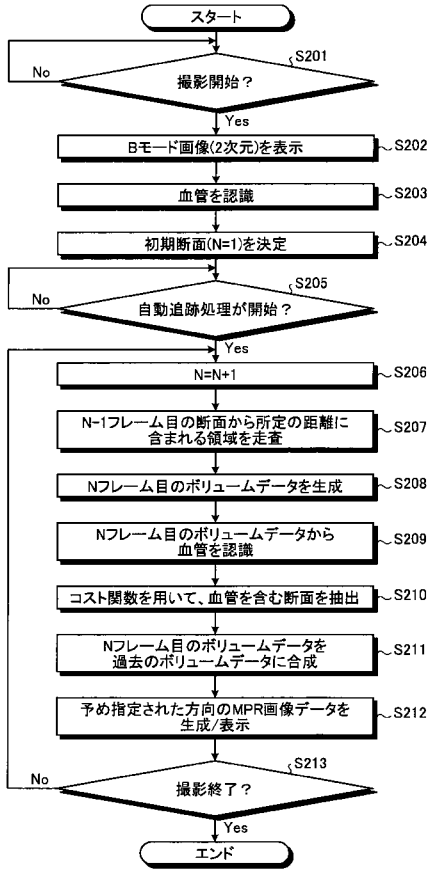
【図8】



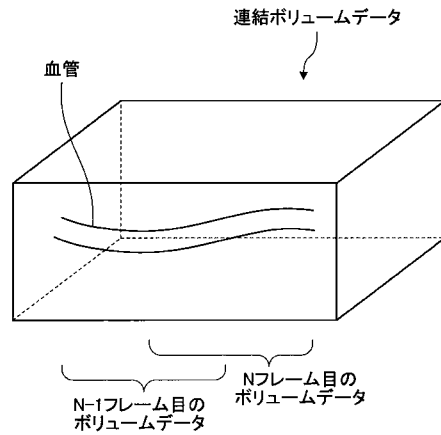
【図7C】



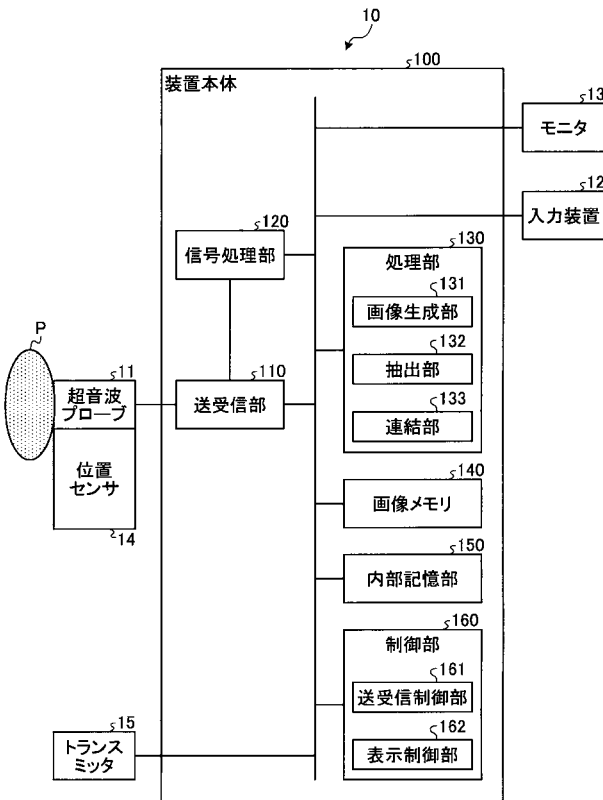
【図9】



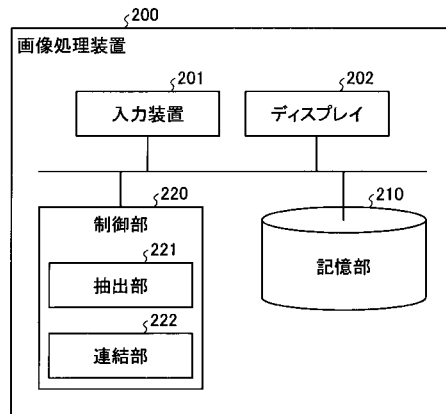
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

- (72)発明者 田中 豪
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 久我 衣津紀
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 郡司 隆之
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
- (72)発明者 渡辺 正毅
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
- Fターム(参考) 4C601 BB03 DD14 EE09 EE11 GB04 GB06 JC06 JC10 JC16 JC22
KK31

专利名称(译)	超声波诊断装置和图像处理装置		
公开(公告)号	JP2017006655A	公开(公告)日	2017-01-12
申请号	JP2016117270	申请日	2016-06-13
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	五十嵐悠 赤木和哉 佐藤俊介 田中豪 久我衣津紀 郡司隆之 渡辺正毅		
发明人	五十嵐 悠 赤木 和哉 佐藤 俊介 田中 豪 久我 衣津紀 郡司 隆之 渡辺 正毅		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/145 A61B8/4245 A61B8/4461 A61B8/4494 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/5253 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JC06 4C601/JC10 4C601/JC16 4C601/JC22 4C601/KK31		
优先权	2015121539 2015-06-16 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断装置基于在探测器位于被检体的第一位置时执行的发送和接收的结果生成第一数据。该装置基于当探针位于第二位置时执行的发送和接收的结果来生成第二数据。在对于部分的方向的第一约束下，设备从第一数据提取包含对象内部的结构对象并且沿对象延伸的方向截取的第一截面图像。在关于部分的取向的第二约束下，设备从第二数据提取包含对象并沿对象延伸的方向截取的第二截面图像。该装置产生由第一截面图像的至少一部分和第二截面图像结合在一起组成的结合图像数据。

