

(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2013-176552

(P2013-176552A)

(43) 公開日 平成25年9月9日(2013.9.9)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/00テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2013-18729 (P2013-18729)
 (22) 出願日 平成25年2月1日 (2013.2.1)
 (31) 優先権主張番号 特願2012-19537 (P2012-19537)
 (32) 優先日 平成24年2月1日 (2012.2.1)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (71) 出願人 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100089118
 弁理士 酒井 宏明
 (72) 発明者 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 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

最終頁に続く

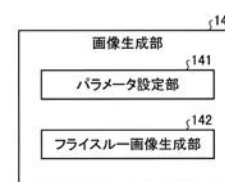
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置及びプログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】フリスルー画像における管腔を適切に表示することを可能にする超音波診断装置、画像処理装置及びプログラムを提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、パラメータ設定部141と、フリスルー画像生成部142と、制御部とを備える。パラメータ設定部141は、ボリュームデータを用いて生成されたMPR画像に描出された管腔の情報に基づいて、当該管腔の内部を所定の視点から投影したPVR画像を生成するための画質調整パラメータの値を設定する。フリスルー画像生成部142は、設定された画質調整パラメータの値を用いてPVR画像を生成する。そして、制御部は、PVR画像をモニタにて表示させる。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

3次元画像データを用いて生成された2次元断層像に描出された管腔の情報に基づいて、当該管腔の内部を所定の視点から投影した仮想内視鏡画像を生成するための画質調整パラメータの値を設定する設定手段と、

前記設定された画質調整パラメータの値を用いて前記仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成手段と、

前記仮想内視鏡画像を所定の表示部にて表示させる表示制御手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

10

前記設定手段は、前記2次元断層像に描出された管腔の対向する内壁に対してそれぞれ設定された2点間の距離と、前記3次元画像データにおける当該2点間の距離とを対応させるように、前記画質調整パラメータの値を設定することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記設定手段は、前記2次元断層像に描出された管腔の内壁に対して設定された点に対して、前記3次元画像データにおける管腔の内壁の位置が対応するように、前記画質調整パラメータの値を設定することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記設定手段は、前記2次元断層像に描出された管腔の内壁を示す輪郭線を抽出し、抽出した輪郭線に対して、前記3次元画像データにおける管腔の内壁の位置が対応するように、前記画質調整パラメータの値を設定することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記表示制御手段は、前記2次元断層像に設定された点における輝度が所定の閾値を上回った場合に、誤設定であることを示す警告を前記所定の表示部にて表示させることを特徴とする請求項2～4のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記表示制御手段は、前記仮想内視鏡画像において、前記2次元断層像に描出された管腔の対向する内壁に対してそれぞれ設定された2点に対応する位置にガイドラインを表示させることを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記設定手段によって設定された画質調整パラメータの値を調整するための調整指示を受け付ける受付手段をさらに備え、

前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記受付手段によって受け付けられた調整指示に基づいて調整された画質調整パラメータを用いて前記仮想内視鏡画像を生成することを特徴とする請求項1～6のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示制御手段は、前記仮想内視鏡画像生成手段によって前記調整指示が反映された仮想内視鏡画像が生成された場合に、前記2次元断層像に対して前記調整指示に対応する調整を実行した2次元断層像を前記所定の表示部にて表示させることを特徴とする請求項7に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

3次元画像データを用いて生成された2次元断層像に描出された管腔の情報に基づいて、当該管腔の内部を所定の視点から投影した仮想内視鏡画像を生成するための画質調整パラメータの値を設定する設定手段と、

前記設定された画質調整パラメータの値を用いて前記仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成手段と、

前記仮想内視鏡画像を所定の表示部にて表示させる表示制御手段と、

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

50

【請求項 10】

3次元画像データを用いて生成された2次元断層像に描出された管腔の情報に基づいて、当該管腔の内部を所定の視点から投影した仮想内視鏡画像を生成するための画質調整パラメータの値を設定する設定手順と、

前記設定された画質調整パラメータの値を用いて前記仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成手順と、

前記仮想内視鏡画像を所定の表示部にて表示させる表示制御手順と、
をコンピュータに実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

【請求項 11】

3次元画像データを用いて生成された2次元断層像に描出された部位の情報に基づいて、当該部位を所定の視点から投影した投影画像を生成するための画質調整パラメータの値を設定する設定手段と、

前記設定された画質調整パラメータの値を用いて前記投影画像を生成する投影画像生成手段と、

前記投影画像を所定の表示部にて表示させる表示制御手段と、
を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施の形態は、超音波診断装置、画像処理装置及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置においては、2Dアレイプローブ(two dimensional array probe)や、メカニカル4Dプローブ(mechanical four dimensional probe)を用いて3次元データ(ボリュームデータ(volume data))を収集し、収集したボリュームデータを用いて肝臓内の門脈や、乳管など管腔内の観察が行われている。このような管腔内の観察においては、例えば、管腔内をあたかも内視鏡で見たように表示させる仮想内視鏡表示が用いられる。なお、以下、仮想内視鏡表示をフライスルー(Fly Thru)表示と記す場合がある。

【0003】

フライスルー表示では、ボリュームデータに含まれる管腔内に視点及び視線方向を設定して、透視投影画像(PVR画像:Perspective Volume Rendering 画像)を生成して表示する。そして、フライスルー表示では、管腔に沿って視点位置を移動させながら生成したPVR画像を更新させて動画像で示すフライスルー画像が表示される。

【0004】

また、フライスルー表示では、フライスルー画像と共に、視線方向に対する直交3断面のMPR(Multi-Planar Reconstruction)画像を生成して表示することで、管腔全体の内壁を観察することができる。しかしながら、上述した従来の技術では、フライスルー画像における管腔が適切に表示されない場合があった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2010-167032号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、フライスルー画像における管腔を適切に表示することを可能にする超音波診断装置、画像処理装置及びプログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

10

20

30

40

50

実施の形態の超音波診断装置は、設定手段と、仮想内視鏡画像生成手段と、表示制御手段とを備える。設定手段は、３次元画像データを用いて生成された２次元断層像に描出された管腔の情報に基づいて、当該管腔の内部を所定の視点から投影した仮想内視鏡画像を生成するための画質調整パラメータの値を設定する。仮想内視鏡画像生成手段と、前記設定された画質調整パラメータの値を用いて前記仮想内視鏡画像を生成する。表示制御手段と、前記仮想内視鏡画像を所定の表示部にて表示させる。

【図面の簡単な説明】

【０００８】

【図１】図１は、第１の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を説明するための図である。

10

【図２】図２は、画質調整パラメータを説明するための図である。

【図３】図３は、従来技術に係る課題の一例を示す図である。

【図４】図４は、第１の実施形態に係る画像生成部の構成の一例を示す図である。

【図５Ａ】図５Ａは、第１の実施形態に係る管腔内壁の設定の一例を示す図である。

【図５Ｂ】図５Ｂは、第１の実施形態に係るパラメータ設定部による処理の一例を説明するための図である。

【図５Ｃ】図５Ｃは、第１の実施形態に係るパラメータ設定部による処理の一例を模式的に示す図である。

【図６】図６は、第１の実施形態に係るフリスルー表示の一例を示す図である。

【図７】図７は、第１の実施形態に係る超音波診断装置による処理の手順を示すフローチャートである。

20

【図８Ａ】図８Ａは、第２の実施形態に係る管腔内壁の設定の一例を示す図である。

【図８Ｂ】図８Ｂは、第２の実施形態に係るパラメータ設定部による処理の一例を説明するための図である。

【図９】図９は、第２の実施形態に係る超音波診断装置による処理の手順を示すフローチャートである。

【図１０】図１０は、第３の実施形態に係る管腔内壁の設定の一例を示す図である。

【図１１】図１１は、第４の実施形態に係る表示例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【０００９】

30

（第１の実施形態）

まず、本実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。図１は、第１の実施形態に係る超音波診断装置１００の構成を説明するための図である。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１００は、超音波プローブ１と、モニタ２と、入力装置３と、装置本体１０とを有する。

【００１０】

超音波プローブ１は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体１０が有する送受信部１１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１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１は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバッキング材などを有する。なお、超音波プローブ１は、装置本体１０と着脱自在に接続される。

40

【００１１】

超音波プローブ１から被検体Ｐに超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体Ｐの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ１が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

50

【 0 0 1 2 】

ここで、本実施形態に係る超音波プローブ 1 は、超音波により被検体 P を 2 次元で走査するとともに、被検体 P を 3 次元で走査することが可能な超音波プローブである。具体的には、本実施形態に係る超音波プローブ 1 は、被検体 P を 2 次元で走査する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、被検体 P を 3 次元で走査するメカニカルスキャンプローブである。或いは、本実施形態に係る超音波プローブ 1 は、複数の圧電振動子がマトリックス状に配置されることで、被検体 P を 3 次元で超音波走査することが可能な 2 次元超音波プローブである。なお、2 次元超音波プローブは、超音波を集束して送信することで、被検体 P を 2 次元で走査することが可能である。

【 0 0 1 3 】

モニタ 2 は、超音波診断装置 1 0 0 の操作者が入力装置 3 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 1 0 において生成された超音波画像などを表示したりする。例えば、モニタ 2 は、後述する画像生成部 1 4 の処理によって生成されたフリスルー画像や、M P R 画像を表示する。

【 0 0 1 4 】

入力装置 3 は、トラックボール、スイッチ、ダイヤル、タッチコマンドスクリーンなどを有する。入力装置 3 は、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 1 0 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。例えば、入力装置 3 は、2 次元画像上の所定の位置を指定するための入力操作を受け付ける。一例を挙げると、入力装置 3 は、M P R 画像に描出された管腔における管腔内壁の位置を指定するための入力操作を受け付ける。

【 0 0 1 5 】

装置本体 1 0 は、超音波プローブ 1 が受信した反射波に基づいて超音波画像を生成する装置である。具体的には、本実施形態に係る装置本体 1 0 は、超音波プローブ 1 が受信した 3 次元の反射波データに基づいて 3 次元超音波画像（ボリュームデータ）を生成可能な装置である。装置本体 1 0 は、図 1 に示すように、送受信部 1 1 と、B モード処理部 1 2 と、ドブラ処理部 1 3 と、画像生成部 1 4 と、画像メモリ 1 5 と、内部記憶部 1 6 と、制御部 1 7 とを有する。

【 0 0 1 6 】

送受信部 1 1 は、トリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路などを有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。パルサ回路は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、遅延回路は、超音波プローブ 1 から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 に駆動信号（駆動パルス）を印加する。すなわち、遅延回路は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

【 0 0 1 7 】

なお、送受信部 1 1 は、後述する制御部 1 7 の指示に基づいて、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、送信駆動電圧などを瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニア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 1 8 】

また、送受信部 1 1 は、アンプ回路、A / D 変換器、加算器などを有し、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行なう。A / D 変換器は、ゲイン補正された反射波信号を A / D 変換し、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、A / D 変換器によって処理された反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【 0 0 1 9 】

このように、送受信部 1 1 は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。ここで、本実施形態に係る送受信部 1 1 は、超音波プローブ 1 から被検体 P に対して 3 次元の超音波ビームを送信させ、超音波プローブ 1 が受信した 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。

【 0 0 2 0 】

B モード処理部 1 2 は、送受信部 1 1 から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理などを行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ (B モードデータ) を生成する。ここで、B モード処理部 1 2 は、検波周波数を変化させることで、映像化する周波数帯域を変えることができる。また、B モード処理部 1 2 は、一つの反射波データに対して、二つの検波周波数による検波処理を並列して行うことができる。

10

【 0 0 2 1 】

ドブラ処理部 1 3 は、送受信部 1 1 から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータ (ドブラデータ) を生成する。

【 0 0 2 2 】

なお、本実施形態に係る B モード処理部 1 2 およびドブラ処理部 1 3 は、2 次元の反射波データおよび 3 次元の反射波データの両方について処理可能である。すなわち、本実施形態に係る B モード処理部 1 2 は、3 次元の反射波データから 3 次元の B モードデータを生成することができる。また、本実施形態に係るドブラ処理部 1 3 は、3 次元の反射波データから 3 次元のドブラデータを生成することができる。

20

【 0 0 2 3 】

画像生成部 1 4 は、B モード処理部 1 2 及びドブラ処理部 1 3 が生成したデータから超音波画像を生成する。すなわち、画像生成部 1 4 は、B モード処理部 1 2 が生成した B モードデータから反射波の強度を輝度にて表した B モード画像を生成する。具体的には、画像生成部 1 4 は、B モード処理部 1 2 が生成した 3 次元の B モードデータから、3 次元の B モード画像を生成する。

【 0 0 2 4 】

また、画像生成部 1 4 は、ドブラ処理部 1 3 が生成したドブラデータから移動体情報を表す平均速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラードブラ画像を生成する。具体的には、画像生成部 1 4 は、ドブラ処理部 1 3 が生成した 3 次元のドブラデータから、3 次元のカラードブラ画像を生成する。なお、以下では、画像生成部 1 4 が生成した 3 次元の B モード画像及び 3 次元のカラードブラ画像をまとめて「ボリュームデータ」と記載する。

30

【 0 0 2 5 】

また、画像生成部 1 4 は、生成したボリュームデータをモニタ 2 にて表示するための各種画像を生成することができる。具体的には、画像生成部 1 4 は、ボリュームデータから M P R 画像やレンダリング画像を生成することができる。

【 0 0 2 6 】

すなわち、超音波プローブ 1 により被検体 P の撮影部位に対して超音波の 3 次元走査が行なわれることで、送受信部 1 1 は、3 次元のデータを生成する。そして、画像生成部 1 4 は、ボリュームデータをモニタ 2 に表示するための画像として、例えば、操作者からの指示により、直交 3 断面における M P R 画像や、超音波プローブ 1 の被検体 P に対する接触面を視点とした場合のレンダリング画像や、任意の場所を視点とした場合のレンダリング画像を生成する。

40

【 0 0 2 7 】

また、画像生成部 1 4 は、ボリュームデータに含まれる管腔において、管腔内部に視点を配置した投影像であるフライスルー画像などを生成する。画像生成部 1 4 によるフライスルー画像の生成については、後に詳述する。なお、画像生成部 1 4 は、超音波画像に、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマークなどを合成した合成画像を生成す

50

ることもできる。なお、画像生成部 14 によって生成されるフリスルー画像は、仮想内視鏡画像、或いは、PVR 画像と呼ばれる場合もある。

【0028】

画像メモリ 15 は、画像生成部 14 が生成した超音波画像を記憶するメモリである。また、画像メモリ 15 は、B モード処理部 12 やドブラ処理部 13 が生成したデータを記憶することも可能である。

【0029】

内部記憶部 16 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、医師の所見など）や、診断プロトコルや各種ボディーマークなどの各種データを記憶する。また、内部記憶部 16 は、必要に応じて、画像メモリ 15 が記憶する画像の保管などにも使用される。

10

【0030】

制御部 17 は、情報処理装置（計算機）としての機能を実現する制御プロセッサ（CPU: Central Processing Unit）であり、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御部 17 は、入力装置 3 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 16 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、送受信部 11、B モード処理部 12、ドブラ処理部 13 及び画像生成部 14 の処理を制御する。また、制御部 17 は、画像メモリ 15 が記憶する超音波画像や、内部記憶部 16 が記憶する各種画像、又は、画像生成部 14 による処理を行なうための GUI、画像生成部 14 の処理結果などをモニタ 2 にて表示するように制御する。

20

【0031】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 は、以下、詳細に説明する画像生成部 14 の処理により、フリスルー画像における管腔を適切に表示することができるように構成されている。

【0032】

ここで、まず、従来技術においてフリスルー画像における管腔が適切に表示されない場合について説明する。従来、フリスルー画像を表示する場合、超音波診断装置においては、取得したボリュームデータにおける管腔の抽出処理が行われる。超音波診断装置ではこの管腔の抽出処理において、ボクセルに割り当てられた輝度によってそのボクセルが管腔内壁に属するか、あるいは管腔内部であるかを決定している。すなわち、超音波診断装置においては、所定の輝度未満のボクセルを管腔内部として決定し、一方管腔内部に接し所定の輝度以上であるボクセルを管腔として決定する。

30

【0033】

ここで、超音波診断装置においては、取得されたボリュームデータごとに輝度の分布が異なることから、管腔内壁を決定するための輝度が画質調整パラメータによって調整される。図 2 は、画質調整パラメータを説明するための図である。図 2 においては、画質調整パラメータの一つである閾値と管腔内壁を決定する輝度との関係について示す。図 2 においては、縦軸が閾値を示し、横軸が輝度を示す。

【0034】

40

図 2 に示すように、閾値に輝度が対応づけられる。例えば、図 2 に示すように、閾値を「a」から「b」に変化させると、管腔内壁を決定する輝度の値が大きくなる。閾値は、ボリュームデータごとに、当該ボリュームデータに含まれる輝度の分布から決定される。すなわち、超音波診断装置では、取得したボリュームデータの輝度に応じて閾値が決定され、決定された閾値に対応する輝度の領域が管腔内壁として決定される。

【0035】

しかしながら、従来の超音波診断装置では、上述したように閾値がボリュームデータの輝度に応じて決定された値のまま固定されているため、ボリュームデータに含まれる輝度によっては、ほとんどが管腔内壁として判定されてしまい、管腔内部が表示されない場合があり、フリスルー画像における管腔が適切に表示されない。

50

【 0 0 3 6 】

また、従来の超音波診断装置では、閾値によって管腔内壁が決定されるため、閾値が変化すると、管腔内部と管腔内壁との境界が変化するため、管腔径が変化してしまう。その結果、従来の超音波診断装置では、M P R画像に描出された管腔の径と、フライスルー画像（P V R画像）に描出された管腔の径とが一致せず、フライスルー画像における管腔が適切に表示されない場合がある。

【 0 0 3 7 】

図3は、従来技術に係る課題の一例を示す図である。図3においては、同一のボリュームデータに含まれる管腔を、閾値を変化させて表示させた場合について示す。例えば、図3に示すように、従来の超音波診断装置では、閾値が「10」、「30」、「50」、「90」と増加するに従い、表示画像における見た目上の管腔径が大きくなる。上述したように、従来の超音波診断装置では、フライスルー画像における管腔が、実際の管腔径とは異なり適切に表示されない場合があるため、観察者は調整用のつまみなどを操作することで、表示画面における見た目上の管腔径などを調整していた。

10

【 0 0 3 8 】

そこで、第1の実施形態に係る超音波診断装置100においては、以下に詳細に記載する画像生成部14の処理により、フライスルー画像における管腔を適切に表示することを可能にする。なお、本実施形態においては、画質調整パラメータとして閾値を用いる場合について説明する。

【 0 0 3 9 】

図4は、第1の実施形態に係る画像生成部14の構成の一例を示す図である。図4に示すように、画像生成部14は、パラメータ設定部141と、フライスルー画像生成部142とを有する。

20

【 0 0 4 0 】

パラメータ設定部141は、3次元画像データを用いて管腔を描出した2次元断面像を抽出する。そして、この2次元画像の情報に基づいて、当該管腔の内部を所定の視線方向から投影した仮想内視鏡画像（P V R画像）を生成するための画質調整パラメータの値を設定する。具体的には、パラメータ設定部141は、2次元画像に描出された管腔の対向する内壁に対してそれぞれ設定された2点間の距離と、ボリュームデータにおける当該2点間の距離とが同一となるように、画質調整パラメータを設定する。

30

【 0 0 4 1 】

ここで、まず、パラメータ設定部141の処理を行なうために、観察者は、入力装置3を介して、処理対象となるボリュームデータを指定し、更に、直交3断面（A面、B面、C面）のM P R画像の表示要求を行なう。表示要求を入力装置3から通知された制御部17は、画像生成部14に対して、観察者が指定したボリュームデータから直交3断面のM P R画像を生成するように制御する。そして、モニタ2は、制御部17の制御により、画像生成部14が生成した直交3断面のM P R画像を表示する。

【 0 0 4 2 】

観察者は、入力装置3が有する描画機能を用いて、モニタ2に表示されたM P R画像に描出された管腔の対向する内壁それぞれに、パラメータ設定部141が画質調整パラメータを設定するための点を設定する。制御部17は、入力装置3が受け付けた2点のボリュームデータにおける位置情報を取得し、取得した2点の位置情報と、当該2点間の距離をパラメータ設定部141に通知する。

40

【 0 0 4 3 】

図5Aは、第1の実施形態に係る管腔内壁の設定の一例を示す図である。図5Aにおいては、モニタ2に表示された直交3断面のM P R画像のうちの一枚を示す。例えば、観察者は、直交3断面のM P R画像から1枚を選択する。そして、観察者は、図5Aの円20内に示すように、選択したM P R画像に描出された管腔の対向する内壁それぞれに点（図中の×印）を設定する。

【 0 0 4 4 】

50

さらに、観察者は、超音波診断装置 100 に対して、設定した 2 点間の距離を計測させる。すなわち、制御部 17 は、例えば、図 5 A に示すように、設定された 2 点間の距離「Dist (Distance) : 5 . 0 mm」を計測する。そして、制御部 17 は、設定された 2 点の位置情報 (3 次元上の座標) と、計測結果「5 . 0 mm」をパラメータ設定部 141 に通知する。

【 0045 】

パラメータ設定部 141 は、制御部 17 から通知された 2 点の位置情報と、2 点間の距離「5 . 0 mm」を用いて閾値を設定する。具体的には、パラメータ設定部 141 は、ボリュームデータにおいて、通知された 2 点を通過する直線を算出し、算出した直線上の 2 点間の距離が、MPR 画像によって通知された距離と同一になるように閾値を設定する。

10

【 0046 】

図 5 B は、第 1 の実施形態に係るパラメータ設定部 141 による処理の一例を説明するための図である。図 5 B においては、図 5 A にて設定された 2 点と算出された距離「5 . 0 mm」を用いた処理を示す。例えば、パラメータ設定部 141 は、図 5 B に示すように、ボリュームデータにおいて、通知された 2 点を通過する直線 30 を算出する。そして、パラメータ設定部 141 は、閾値を段階的に変化させたボリュームデータを生成させ、図 5 B に示すように、算出した直線 30 上の 2 点間の距離が「5 . 0 mm」となる閾値を抽出し、抽出した閾値を、フライスルー画像を生成する際の閾値として設定する。

【 0047 】

図 5 C は、第 1 の実施形態に係るパラメータ設定部 141 による処理の一例を模式的に示す図である。図 5 C においては、閾値を段階的に変化させて生成されたボリュームデータそれぞれから生成されたフライスルー画像 (PVR 画像) を示す。図 5 C に示すように、パラメータ設定部 141 は、閾値を「10」、「30」、「50」、「90」と段階的に変化させたボリュームデータを生成する。そして、パラメータ設定部 141 は、生成したボリュームデータそれぞれにおいて 2 点間の距離が「5 . 0 mm」となる閾値を抽出する。すなわち、パラメータ設定部 141 は、図 5 C に示すように、「閾値 = 30」を抽出し、抽出した「30」を、フライスルー画像を生成する際の閾値として設定する。

20

【 0048 】

パラメータ設定部 141 は、上述したように閾値を設定することによって、ボリュームデータにおける管腔内壁の位置を決定する。これにより、パラメータ設定部 141 は、ボリュームデータに含まれる管腔領域を抽出することとなる。そして、管腔領域が抽出されたボリュームデータには、芯線が設定され、芯線に沿って PVR 画像が生成され、動画像であるフライスルー画像が表示されることとなる。

30

【 0049 】

図 4 に戻って、フライスルー画像生成部 142 は、設定された画質調整パラメータの値を用いて PVR 画像を生成する。具体的には、フライスルー画像生成部 142 は、パラメータ設定部 141 によって設定された画質調整パラメータによって抽出された管腔領域に設定された芯線の軌道に沿って、任意の方向に、一定の距離間隔及び一定の時間間隔で視点を移動させ、各視線方向から管腔内を投影した PVR 画像を、ボリュームデータを用いてそれぞれ生成する。

40

【 0050 】

ここで、まず、フライスルー画像生成部 142 が処理を行うために、観察者によって視点及び視線方向が設定される。そして、フライスルー画像生成部 142 は、設定された芯線上の視点から設定された視線方向に、管腔内を投影した PVR 画像を生成する。このとき、フライスルー画像生成部 142 は、視線方向を中心とする視野角である FOV (Field Of View) 角にて定まる近平面及び遠平面の範囲に向けて視点から放射状に透視投影する。そして、フライスルー画像生成部 142 は、一定の距離間隔及び一定の時間間隔で視点を移動させながら、各視線方向から管腔内を投影した PVR 画像をそれぞれ生成し、生成した PVR 画像を画像メモリ 15 に格納する。

【 0051 】

50

そして、制御部 17 が、フライスルー画像生成部 142 によって生成された各視線方向から管腔内を投影した PVR 画像と、当該 PVR 画像が生成された視点位置における直交 3 断面の MPR 画像をモニタ 2 に表示させる。ここで、制御部 17 は、フライスルー画像生成部 142 が PVR 画像を生成する際に視点を移動した時間間隔で PVR 画像を更新することで、管腔内を視線方向に移動しながら観察できる動画像（フライスルー画像：Fly Thru 画像）を表示させることが可能である。なお、フライスルー画像が表示される場合には、視点の移動に伴って、直交 3 断面の MPR 画像も更新される。

【0052】

図 6 は、第 1 の実施形態に係るフライスルー表示の一例を示す図である。図 6 においては、右下の画像がフライスルー画像を示し、右上、左上及び左下の画像が直交 3 断面の MPR 画像を示す。例えば、制御部 17 は、図 6 に示すように、直交 3 断面の MPR 画像と、フライスルー画像とをモニタ 2 にて表示させる。ここで、本実施形態に係る超音波診断装置 100 では、パラメータ設定部 141 の処理により、フライスルー画像における管腔径を、2 点が設定された MPR 画像における管腔径に一致させたフライスルー表示を行う。

10

【0053】

また、制御部 17 は、MPR 画像上で設定された管腔内壁の位置をガイドライン表示させることが可能である。例えば、制御部 17 は、図 6 の右下の図に示すように、MPR 画像で設定された 2 点に対応する位置に点（×印）を表示させ、その点を結ぶ直線を表示させる。

20

【0054】

上述したように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 は、MPR 画像における管腔径と、フライスルー画像における管腔径とを一致させたフライスルー表示が可能である。ここで、上述した処理は、フライスルー表示のどのタイミングで行われる場合であってもよい。すなわち、ボリュームデータが収集された直後に実行する場合であってもよく、或いは、一度フライスルー画像を表示させた後に、再度、実行する場合であってもよい。

【0055】

また、ボリュームデータ全体に対して 1 度に処理を行う場合であってもよく、或いは、PVR 画像を更新させてフライスルー画像を表示させる際に、その都度処理を実行する場合であってもよい。

30

【0056】

次に、図 7 を用いて、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 の処理について説明する。図 7 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 による処理の手順を示すフローチャートである。図 7 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 においては、フライスルー表示モードであると（ステップ S101 肯定）、制御部 17 は、MPR 画像に描出された管腔の対向する管腔内壁に 2 点が設定されたか否かを判定する（ステップ S102）。

【0057】

ここで、2 点が設定されると（ステップ S102 肯定）、制御部 17 は、2 点間の距離を測定し（ステップ S103）、設定された 2 点の位置情報と、2 点間の距離の測定結果とをパラメータ設定部 141 に通知する。

40

【0058】

そして、パラメータ設定部 141 は、通知された 2 点の位置情報から、ボリュームデータにおいて、設定された 2 点を通過する直線を算出する（ステップ S104）。その後、パラメータ設定部 141 は、算出した直線上の 2 点の距離が、MPR 画像における 2 点間の距離（通知された距離）と同一となる閾値を抽出する（ステップ S105）。

【0059】

そして、フライスルー画像生成部 142 は、抽出された閾値で生成されたボリュームデータを用いてフライスルー画像を生成する（ステップ S106）。そして、制御部 17 は

50

、生成されたフライスルー画像をモニタ2にて表示させて（ステップS107）、処理を終了する。なお、フライスルー表示モードがOFFの場合、及び、対向する管腔内壁に2点が設定されるまで、超音波診断装置100は、待機状態である（ステップS101否定、ステップS102否定）。

【0060】

上述したように、第1の実施形態によれば、パラメータ設定部141は、ボリュームデータを用いて生成されたMPR画像に描出された管腔の情報に基づいて、当該管腔の内部を所定の視点から投影したPVR画像を生成するための画質調整パラメータ（閾値）の値を設定する。そして、フライスルー画像生成部142は、設定された画質調整パラメータの値を用いてPVR画像を生成する。そして、制御部17は、PVR画像をモニタ2にて表示させる。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置100は、MPR画像に対応づいたフライスルー画像を生成して表示することができ、フライスルー画像における管腔を適切に表示することを可能にする。

10

【0061】

また、第1の実施形態によれば、パラメータ設定部141は、MPR画像に描出された管腔の対向する内壁に対してそれぞれ設定された2点間の距離と、ボリュームデータにおける当該2点間の距離とを対応させるように、画質調整パラメータを設定する。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置100は、MPR画像における管腔径と、フライスルー画像における管腔径とを一致させることができ、フライスルー画像における管腔をより適切に表示することを可能にする。

20

【0062】

また、第1の実施形態によれば、制御部17は、フライスルー画像において、MPR画像に描出された管腔の対向する内壁に対してそれぞれ設定された2点に対応する位置にガイドラインを表示させる。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置100は、MPR画像とフライスルー画像との対応関係をより明確に表示させることを可能にする。

【0063】

（第2の実施形態）

上述した第1の実施形態では、MPR画像に描出された管腔の対向する内壁に点がそれぞれ設定され、設定された2点間の距離を計測することで管腔径を測定し、MPR画像における管腔径とフライスルー画像における管腔径とを一致させる場合について説明した。第2の実施形態では、MPR画像上の点にボリュームデータ内の管腔内壁を一致させる場合について説明する。なお、第2の実施形態に係る超音波診断装置は、第1の実施形態に係る超音波診断装置100と比較して、図4に示すパラメータ設定部141の処理内容のみが異なる。

30

【0064】

第2の実施形態に係るパラメータ設定部141は、2次元画像に描出された管腔の内壁に対して設定された点に対して、ボリュームデータにおける管腔の内壁の位置が対応するように、画質調整パラメータを設定する。具体的には、パラメータ設定部141は、観察者によって設定されたMPR画像上の点の位置情報（座標）を取得する。そして、パラメータ設定部141は、ボリュームデータに含まれる当該座標に管腔の内壁を重畳させた場合の画質調整パラメータの値を抽出し、抽出した画質調整パラメータの値を、フライスルー画像を生成する際の画質調整パラメータとして設定する。

40

【0065】

図8Aは、第2の実施形態に係る管腔内壁の設定の一例を示す図である。例えば、観察者は、直交3断面のMPR画像から1枚を選択する。そして、観察者は、図8Aに示すように、選択したMPR画像に描出された管腔の内壁に点（図中の×印）を設定する。制御部17は、観察者によって設定された点の位置情報をパラメータ設定部141に通知する。

【0066】

パラメータ設定部141は、ボリュームデータに対する画質調整パラメータを種々変更

50

させて、通知された点の座標に管腔の内壁が重畳する画質調整パラメータを抽出する。なお、ボリュームデータにおける管腔領域は、予め抽出される。図 8 B は、第 2 の実施形態に係るパラメータ設定部 1 4 1 による処理の一例を説明するための図である。例えば、パラメータ設定部 1 4 1 は、図 8 B に示すように、閾値を種々変更させて、点の座標に管腔の内壁が重畳する閾値を抽出する。そして、パラメータ設定部 1 4 1 は、抽出した閾値を、フライスルー画像を生成する際の閾値として設定する。

【 0 0 6 7 】

ここで、設定される点は、1 つの点だけではなく、複数の点が設定される場合であってもよい。かかる場合には、パラメータ設定部 1 4 1 は、各点を用いてそれぞれ閾値を抽出し、抽出した閾値の平均の値を、フライスルー画像を生成する際の閾値として設定する。

10

【 0 0 6 8 】

或いは、パラメータ設定部 1 4 1 は、設定された複数の点それぞれに対して管腔内壁を近似させ、各点と管腔内壁との距離がそれぞれ最小となるような閾値を、最小 2 乗法などを用いて算出する。そして、パラメータ設定部 1 4 1 は、算出した閾値を、フライスルー画像を生成する際の閾値として設定する。

【 0 0 6 9 】

次に、図 9 を用いて、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 の処理について説明する。図 9 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 による処理の手順を示すフローチャートである。図 9 に示すように、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 においては、フライスルー表示モードであると（ステップ S 2 0 1 肯定）、制御部 1 7 は、M P R 画像に描出された管腔内壁に点が設定されたか否かを判定する（ステップ S 2 0 2 ）。

20

【 0 0 7 0 】

ここで、点が設定されると（ステップ S 2 0 2 肯定）、制御部 1 7 は、設定された点の位置情報をパラメータ設定部 1 4 1 に通知する。パラメータ設定部 1 4 1 は、通知された点の位置情報から、設定された点に管腔内壁が重畳するようにボリュームデータを生成する（ステップ S 2 0 3 ）。すなわち、パラメータ設定部 1 4 1 は、閾値を種々変更させて、点の座標に管腔の内壁が重畳する閾値を抽出する。

【 0 0 7 1 】

そして、フライスルー画像生成部 1 4 2 は、抽出された閾値で生成されたボリュームデータを用いてフライスルー画像を生成する（ステップ S 2 0 4 ）。そして、制御部 1 7 は、生成されたフライスルー画像をモニタ 2 にて表示させて（ステップ S 2 0 5 ）、処理を終了する。なお、フライスルー表示モードが O F F の場合、及び、管腔内壁に点が設定されるまで、超音波診断装置 1 0 0 は、待機状態である（ステップ S 2 0 1 否定、ステップ S 2 0 2 否定）。

30

【 0 0 7 2 】

上述したように、第 2 の実施形態によれば、パラメータ設定部 1 4 1 は、M P R 画像に描出された管腔の内壁に対して設定された点に対して、ボリュームデータにおける管腔の内壁の位置が対応するように、画質調整パラメータを設定する。従って、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 は、M P R 画像における管腔内壁の位置と、フライスルー画像における管腔の内壁の位置とを関連付けたフライスルー表示を行うことができ、フライスルー画像における管腔を適切に表示させることを可能にする。

40

【 0 0 7 3 】

（第 3 の実施形態）

上述した第 1 及び 2 の実施形態では、M P R 画像上に点が設定される場合について説明した。第 3 の実施形態では、M P R 画像に描出された管腔内壁に沿った線分が設定される場合について説明する。なお、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 と比較して、図 4 に示すパラメータ設定部 1 4 1 の処理内容のみが異なる。

【 0 0 7 4 】

50

第3の実施形態に係るパラメータ設定部141は、MPR画像に描出された管腔の内壁を示す輪郭線を抽出し、抽出した輪郭線に対して、ボリュームデータにおける管腔の内壁の位置が対応するように、画質調整パラメータを設定する。具体的には、パラメータ設定部141は、エッジ検出などを用いてMPR画像に描出された管腔の内壁の輪郭線を抽出する。そして、パラメータ設定部141は、抽出した輪郭線の位置情報（輪郭線を構成する全ての点の座標）を取得する。そして、パラメータ設定部141は、ボリュームデータに含まれる当該全ての点の座標に管腔の内壁を重畳させた場合の画質調整パラメータの値を抽出し、抽出した画質調整パラメータの値を、フライスルー画像を生成する際の画質調整パラメータとして設定する。

【0075】

図10は、第3の実施形態に係る管腔内壁の設定の一例を示す図である。例えば、パラメータ設定部141は、直交3断面のMPR画像から輪郭線を抽出するための画像を選択する。そして、パラメータ設定部141は、図10に示すように、選択したMPR画像に描出された管腔の内壁の輪郭線を、エッジ検出などを用いて抽出する。

【0076】

パラメータ設定部141は、抽出した輪郭線を構成する各点を用いてそれぞれ閾値を抽出し、抽出した閾値の平均の値を、フライスルー画像を生成する際の閾値として設定する。或いは、パラメータ設定部141は、複数の点それぞれに対して管腔内壁を近似させ、各点と管腔内壁との距離がそれぞれ最小となるような閾値を、最小2乗法などを用いて算出する。そして、パラメータ設定部141は、算出した閾値を、フライスルー画像を生成する際の閾値として設定する。

【0077】

上述したように、第3の実施形態に係る超音波診断装置100においては、管腔内壁を示す輪郭線に対して管腔内壁の位置が対応するように画質調整パラメータを設定する。例えば、第3の実施形態に係る画質調整パラメータの設定処理を自動で実行させ、観察者が第1又は第2の実施形態に係る画質調整パラメータの設定処理により画質調整パラメータの微調整をするようにしてもよい。

【0078】

上述したように、第3の実施形態によれば、パラメータ設定部141は、MPR画像に描出された管腔の内壁を示す輪郭線を抽出し、抽出した輪郭線に対して、ボリュームデータにおける管腔の内壁の位置が対応するように、画質調整パラメータを設定する。従って、第3の実施形態に係る超音波診断装置100は、MPR画像における管腔内壁とフライスルー画像における管腔内壁との関連付けを自動で行うことを可能にする。

【0079】

（第4の実施形態）

さて、これまで第1、2及び3の実施形態について説明したが、上述した第1、2及び3の実施形態以外にも、種々の異なる形態にて実施されてよいものである。

【0080】

上述した第1の実施形態では、フライスルー画像上にガイドラインを表示する場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、現時点で表示されているフライスルー画像の視野範囲や、ALERTなどをMPR画像上に表示させることもできる。

【0081】

図11は、第4の実施形態に係る表示例を示す図である。例えば、制御部17は、図11に示すように、現時点で表示されているフライスルー画像の視野範囲40をMPR画像に重畳させて表示させる。これにより、点の再設定などを行う際に、観察者に対して適切な点の設定場所を提示することができる。

【0082】

また、例えば、制御部17は、図11に示すように、ALERTをMPR画像に重畳させて表示させる。一例を挙げると、観察者による点の設定に際して、管腔内壁ではない位

10

20

30

40

50

置（例えば、組織内など）に点を設定した場合に、制御部 17 は、図 11 に示すように、A L E R T を表示させる。かかる場合には、内部記憶部 16 が、管腔外であることを判定するための輝度の閾値を予め記憶する。

【0083】

そして、制御部 17 は、観察者によって点が設定された場合に、閾値を参照して、当該点の輝度が管腔外であるか否かを判定する。ここで、設定された点を管腔外であると判定した場合には、制御部 17 は、モニタ 2 に A L E R T を表示させる。

【0084】

或いは、内部記憶部 16 が、管腔であることを判定するための輝度の閾値を予め記憶する。そして、制御部 17 は、観察者によって点が設定された場合に、閾値を参照して、設定された点の近傍に閾値を下回る輝度領域（＝管腔）があるか否かを判定する。ここで、設定された点の近傍に閾値を下回る輝度領域がない場合（すなわち、管腔がない場合）に、制御部 17 は、モニタ 2 に A L E R T を表示させる。

10

【0085】

上述したように、観察者によって設定された点が誤設定である場合に、A L E R T を表示させることで、M P R 画像における管腔内壁と、フライスルー画像における管腔内壁とを一致させた画像を確実に表示させることを可能にする。

【0086】

上述した第 1 ～ 第 3 の実施形態では、画質調整パラメータとして閾値を用いる場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、画質調整パラメータとして透過度やガンマ値を用いる場合であってもよい。なお、透過度とは、図 2 に示す閾値と輝度との関係を示すグラフの傾きを調整するためのパラメータである。また、ガンマ値とは、図 2 に示すグラフの傾き部分の状態（直線状、曲線状など）を調整するためのパラメータである。

20

【0087】

上述した第 1 ～ 第 3 の実施形態では、パラメータ設定部 141 によって画質調整パラメータ（例えば、閾値など）の値が設定され、設定された画質調整パラメータの値を用いてフライスルー画像を生成し、生成したフライスルー画像を表示する場合について説明した。本実施形態に係る超音波診断装置 100 は、さらに、画質調整パラメータを手動で微調整することができる。

30

【0088】

すなわち、入力装置 3 は、パラメータ設定部 141 によって設定された画質調整パラメータの値に対して更に調整を加えるための調整指示を受け付ける。ここで、入力装置 3 は、例えば、ロータリーエンコーダ（rotary encoder）や、トラックボール、ダイヤル、G U I 等であり、閾値などの画質調整パラメータの値を増減する調整指示を受付ける。

【0089】

一例を挙げると、まず、パラメータ設定部 141 が、制御部 17 から通知された M P R 画像上の 2 点間の位置の情報と、計測結果とを用いて、画質調整パラメータ（例えば、閾値など）の値を設定する。そして、フライスルー画像生成部 142 が、設定された画質調整パラメータの値を用いて、P V R 画像を生成する。制御部 17 は、生成された P V R 画像を動画として表示したフライスルー画像をモニタ 2 にて表示させる。

40

【0090】

ここで、観察者が表示されたフライスルー画像を観察しながら入力装置 3 を介して、画質調整パラメータの微調整を行うことができる。すなわち、入力装置 3 は、観察者による操作に応じて画質調整パラメータの値を増減させるための調整指示を受付ける。このとき、入力装置 3 に設定される画質調整パラメータの値を増減させるための調整は、閾値などの画質調整パラメータ自身であってもよいし、或いは、管腔の壁間の距離であってもよい。

【0091】

入力装置 3 によって画質調整パラメータの値を増減させるための調整指示が受けられ

50

ると、フライスルー画像生成部 142 は、現時点で設定されている画質調整パラメータの値を受付けられた調整指示分変化させ、変化後の値を用いて管腔内を投影した PVR 画像を生成する。制御部 17 は、新たに生成された PVR 画像によりフライスルー画像をモニタ 2 に表示させる。

【0092】

ここで、フライスルー画像生成部 142 によって調整指示が反映された PVR 画像が生成された場合には、新たな調整指示により見積もられる管腔の径は変化するはずである。そこで、調整指示を受けた場合には、制御部 17 は、MPR 画像上に表示されたマーカや MPR 画像上に配置した点の位置にも調整を加えたうえでモニタ 2 にて表示させる。すなわち、制御部 17 は、直交 3 断面の MPR 画像それぞれに描出された管腔の径それぞれに 10 対して、調整指示に対応する調整（径の増減）を実行した MPR 画像をモニタ 2 に表示させる。一例を挙げると、閾値が調整された場合、制御部 17 は、MPR 画像上に配置したマーカや 2 点計測用のマーカの位置を閾値の調整に合わせて移動させる。

【0093】

ここで、入力装置 3 は、新たに表示された MPR 画像上に 2 点を設定するための操作を受付けることも可能である。また、制御部 17 は、調整後の MPR 画像上に、最初に設定された 2 点を継続して表示させることができ、これらの点を別の色にしたり、点滅させたり、大きさを変えたりして表示させることができる。

【0094】

これにより、観察者は、管腔がより適切に表示されたフライスルー画像や MPR 画像を観察することができる。なお、上記した例では、MPR 画像上に 2 点を設定する場合について説明したが、MPR 画像上に 1 点を設定する場合や、MPR 画像における管腔の内壁の輪郭線を抽出する場合にも同様に適用することができる。

【0095】

また、管腔の内壁の輪郭線が抽出される場合には、入力装置 3 は、MPR 画像における内壁の輪郭線の微調整にかかる調整指示を受付けることも可能である。

【0096】

上述したように、本願に係る超音波診断装置 100 は、フライスルー画像における管腔を適切に表示させることが可能である。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、管腔以外のその他の部位に対して一般化して適用することも可能である。 30

【0097】

すなわち、本願に係る超音波診断装置 100 は、パラメータ設定部 141 が、3次元画像データを用いて生成された 2次元断層像に描出された部位の情報に基づいて、当該部位を所定の視点から投影した投影画像を生成するための画質調整パラメータの値を設定する。そして、画像生成部 14 が、設定された画質調整パラメータの値を用いて投影画像を生成する。そして、制御部 17 が、投影画像をモニタ 2 にて表示させる。

【0098】

例えば、パラメータ設定部 141 は、胎児のエコー検査におけるベビーフェイスの MPR 画像に設定された点や輪郭線を用いて、VR 画像を生成するための画質調整パラメータの値を設定する。画像生成部 14 は、設定された画質調整パラメータの値を用いて VR 画像を生成する。制御部 17 は、生成された VR 画像をモニタ 2 にて表示させる。ここで、入力装置 3 は、上記と同様に画質調整パラメータを微調整するための調整指示を受付けることができる。 40

【0099】

上記した例はあくまでも一例であり、実施形態はこれに限定されるものではない。すなわち、超音波診断装置 100 においては、種々のシチュエーション（situation）に対して上記した手法を適用することができる。例えば、パラメータ設定部 141 が、肝臓の MPR 画像に設定された点や輪郭線を用いて、肝臓表面の VR 画像を生成するための画質調整パラメータの値を設定する。そして、画像生成部 14 が、設定された画質調整パラメー 50

タの値を用いてVR画像を生成する。そして、制御部17は、生成されたVR画像をモニタ2にて表示させる。

【0100】

上述した第1～第3の実施形態では、超音波診断装置が画質調整パラメータを設定する場合について説明したが、上述した処理は、ワークステーションなどの画像処理装置によって実行される場合であってもよい。かかる場合には、例えば、ネットワークを介して超音波診断装置や、画像保管装置などと接続されたワークステーションが、超音波診断装置や、画像保管装置などからボリュームデータを取得する。そして、ワークステーションは、取得したボリュームデータを用いて上述した処理を実行する。

【0101】

以上説明したとおり、第1の実施形態、第2の実施形態、第3の実施形態及び第4の実施形態によれば、本実施形態の超音波診断装置、画像処理装置及びプログラムは、フライスルー画像における管腔を適切に表示することを可能にする。

【0102】

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】

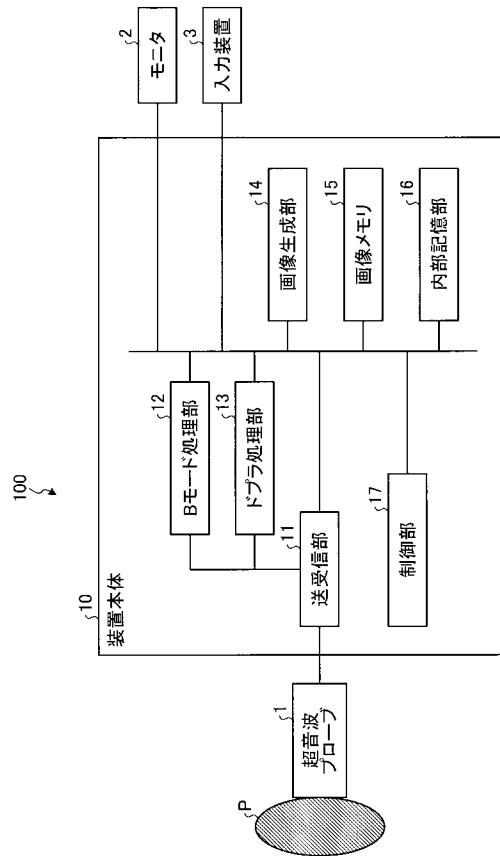
【0103】

- 1 超音波プローブ
- 10 装置本体
- 14 画像生成部
- 17 制御部
- 100 超音波診断装置
- 141 パラメータ設定部
- 142 フライスルー画像生成部

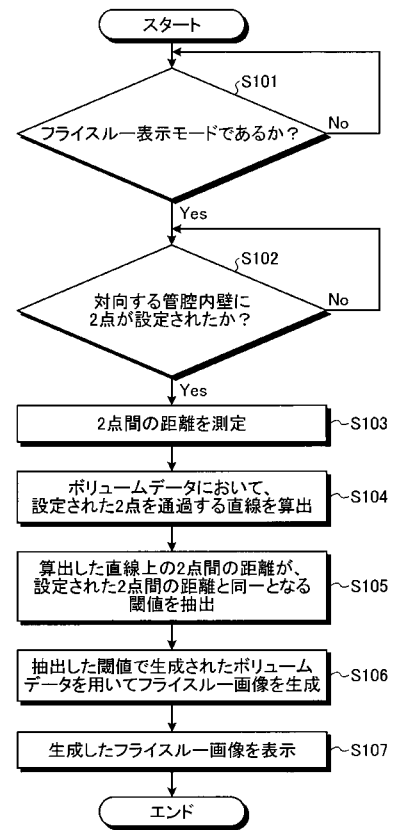
10

20

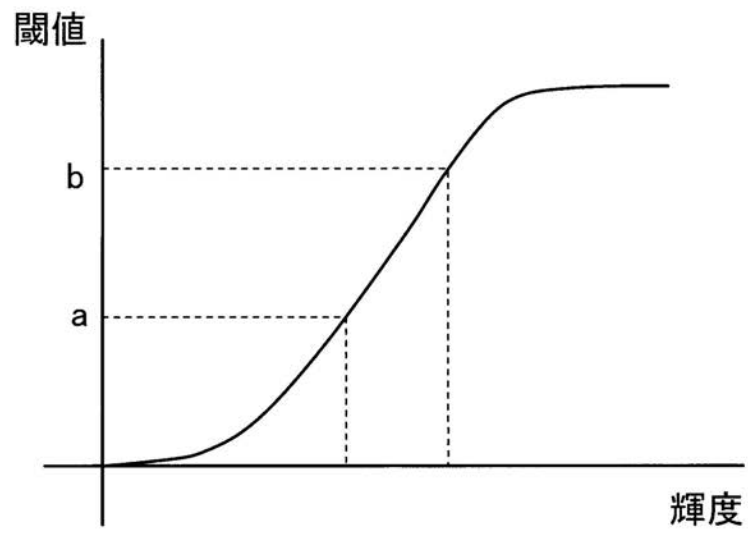
【図 1】



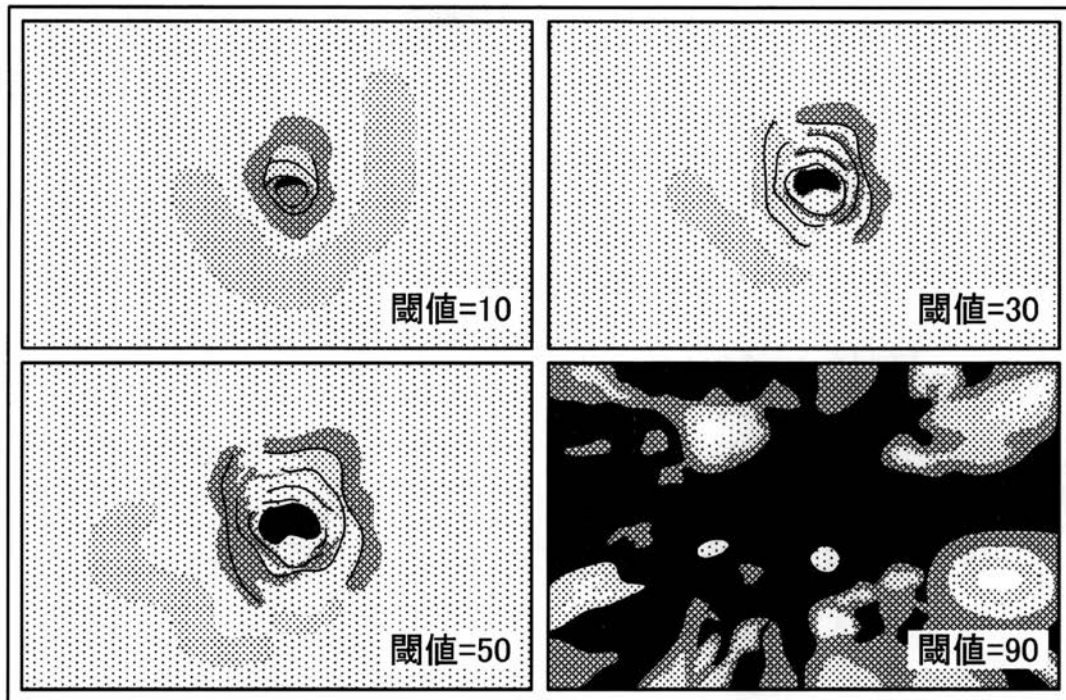
【図 7】



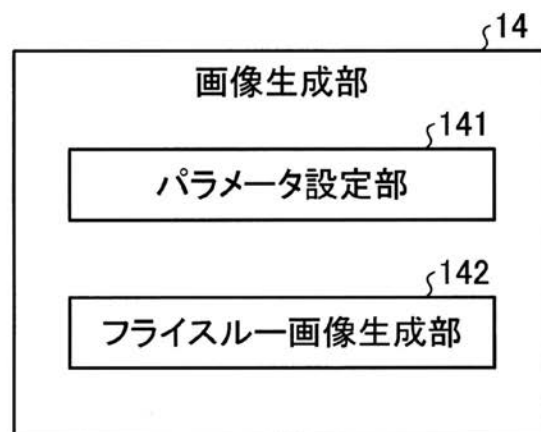
【図 2】



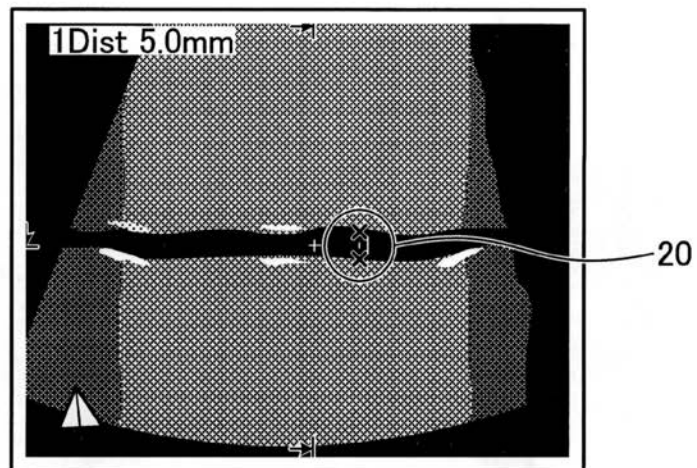
【図 3】



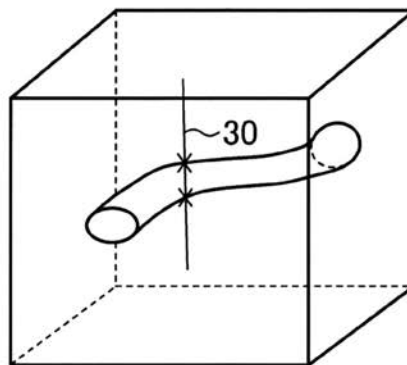
【図 4】



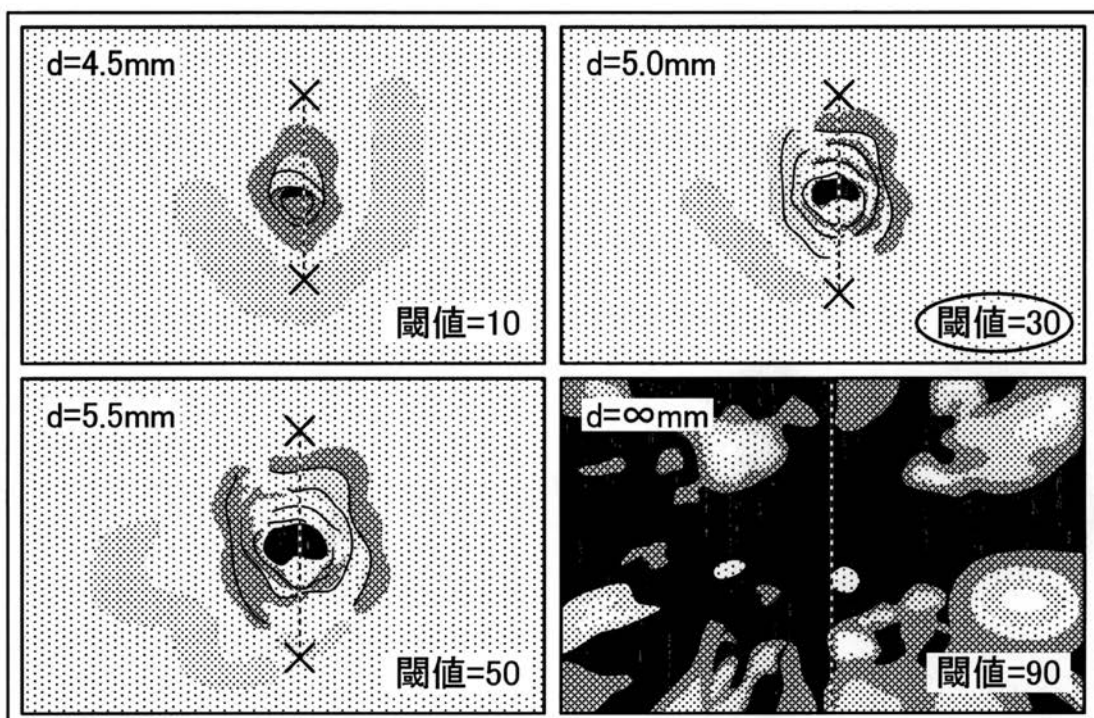
【図 5 A】



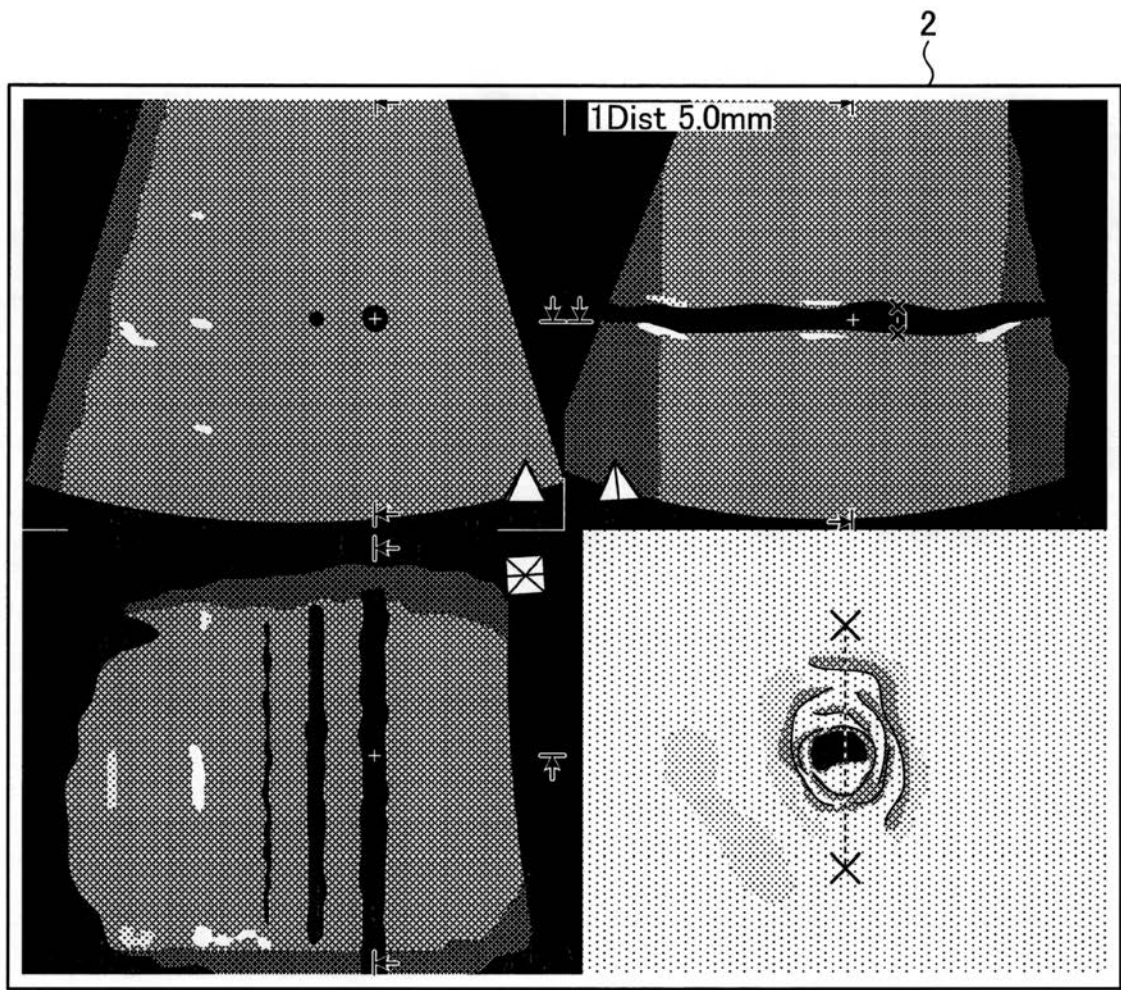
【図 5 B】



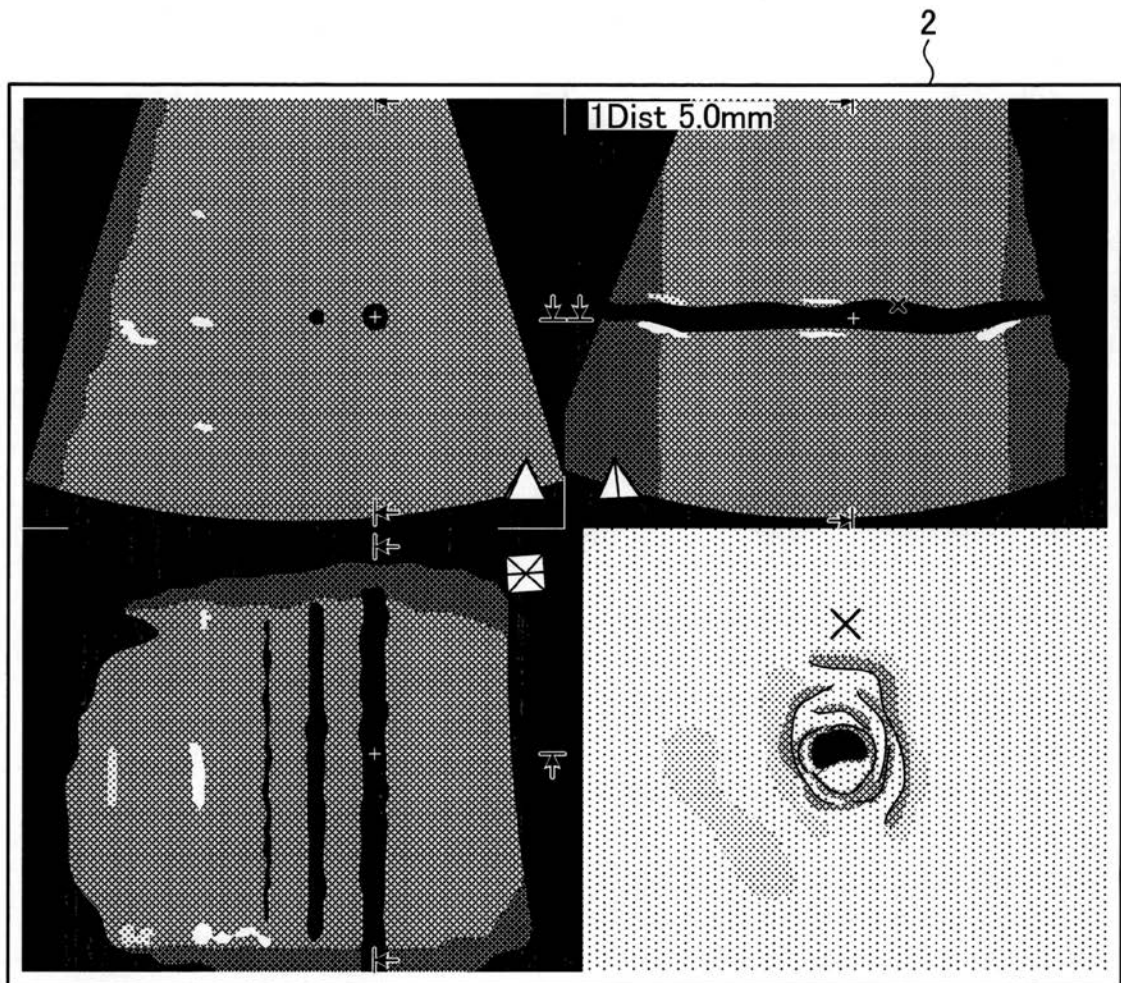
【図 5 C】



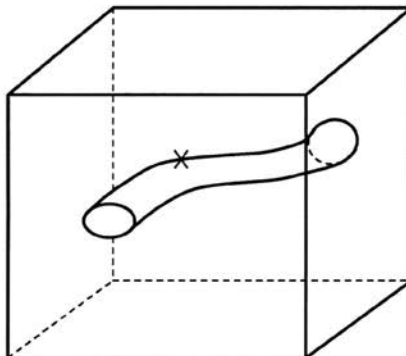
【 図 6 】



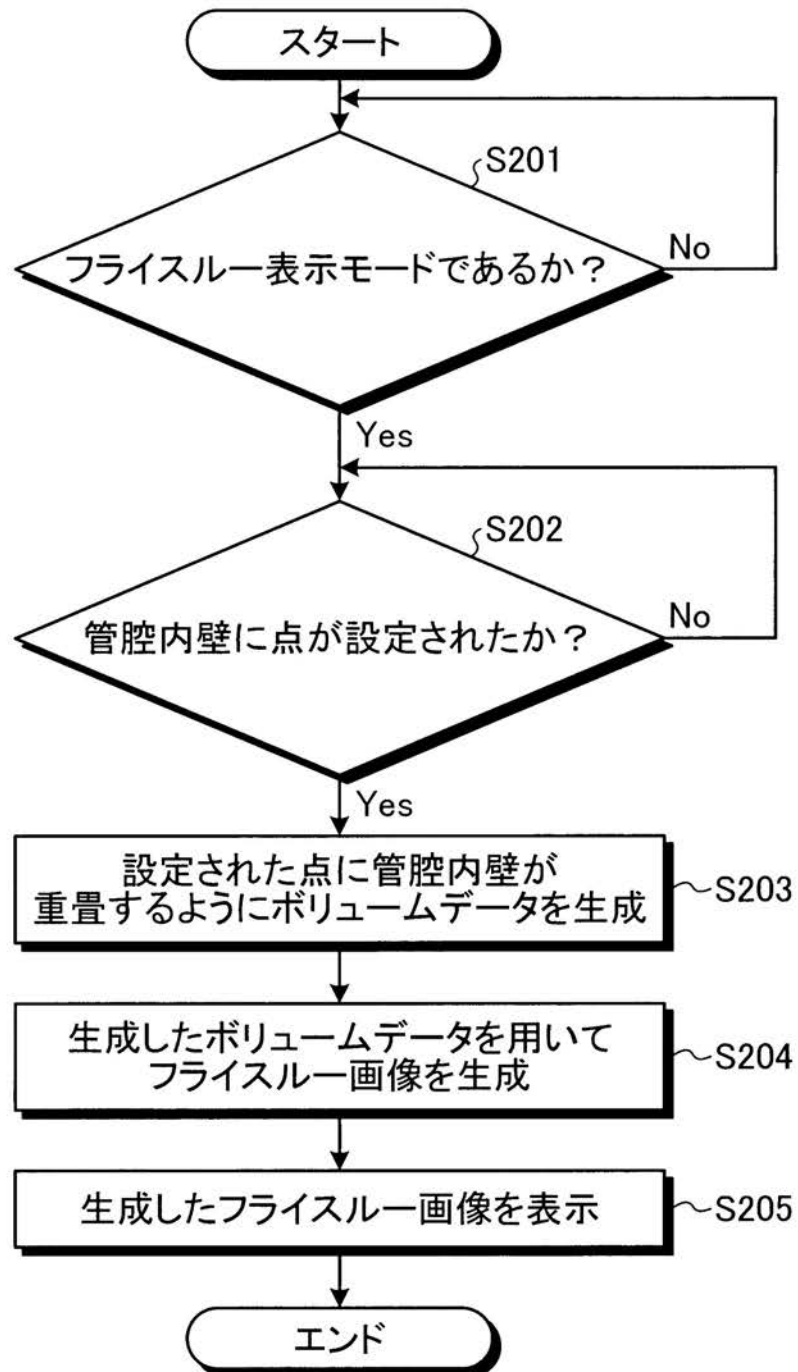
【図 8 A】



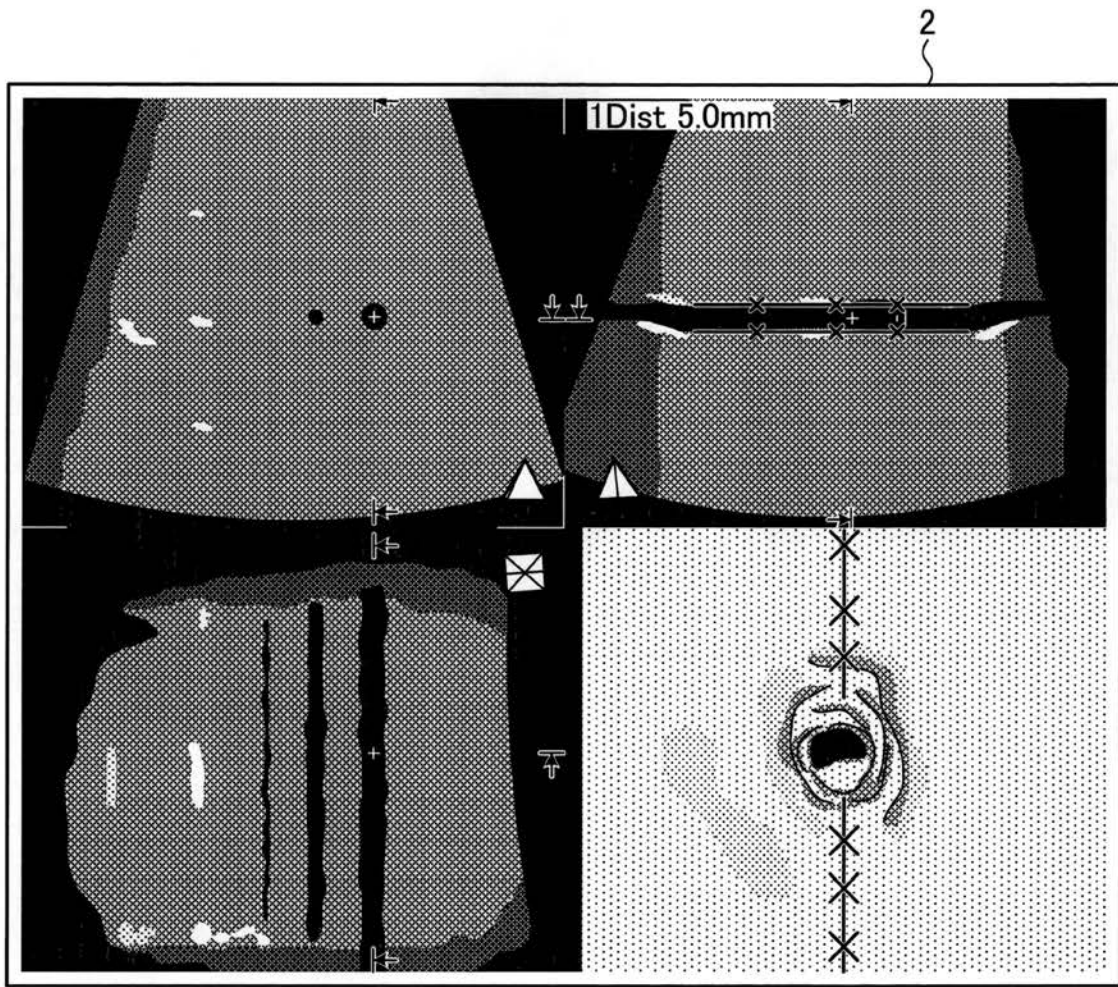
【図 8 B】



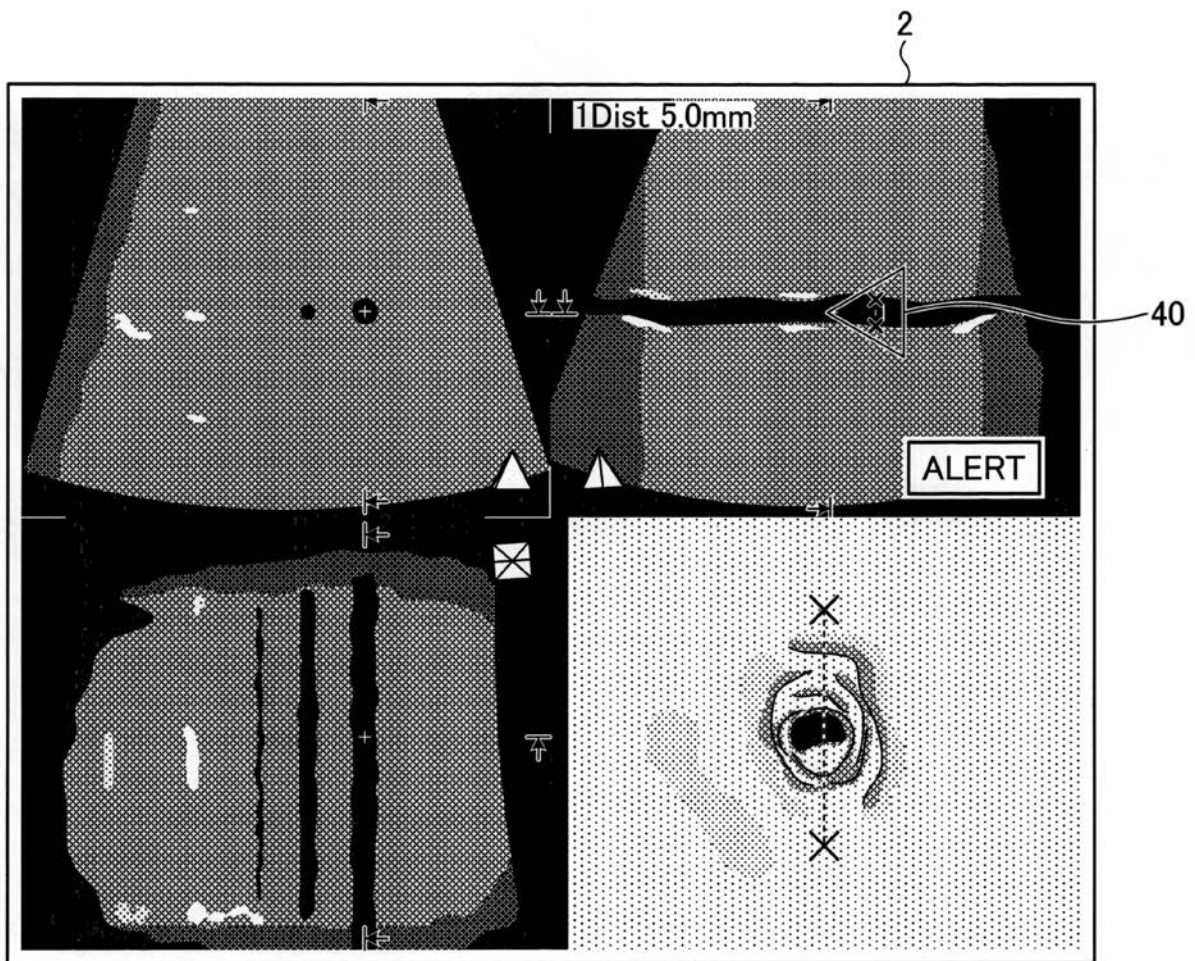
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 大森 慈浩

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 松永 智史

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 東 哲也

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB06 DD01 DD30 EE09 JC09 JC11 JC26 JC33 KK22
KK25 KK28 KK31 LL38

专利名称(译)	超声波诊断装置，图像处理装置和程序		
公开(公告)号	JP2013176552A	公开(公告)日	2013-09-09
申请号	JP2013018729	申请日	2013-02-01
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	田中豪 赤木和哉 大森慈浩 松永智史 東哲也		
发明人	田中 豪 赤木 和哉 大森 慈浩 松永 智史 東 哲也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/523 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5238 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S15/8925 G01S15/8979 G01S15/8993 G06T19/003 G06T2210/41		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DD01 4C601/DD30 4C601/EE09 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/LL38		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2012019537 2012-02-01 JP		
其他公开文献	JP6071599B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在飞越图像中适当地显示管腔的超声波诊断装置，图像处理装置和程序。超声波诊断装置包括参数设定单元，飞越图像生成单元和控制单元。参数设置单元141基于关于使用体数据生成的MPR图像中呈现的管腔的信息，设置用于生成通过从预定视点投射管腔内部而获得的PVR图像的图像质量调整参数。已经设定。飞越图像生成单元142使用所设置的图像质量调整参数的值来生成PVR图像。然后，控制部分在监视器上显示PVR图像。点域4

