

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6006092号  
(P6006092)

(45) 発行日 平成28年10月12日 (2016. 10. 12)

(24) 登録日 平成28年9月16日 (2016. 9. 16)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006. 01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 8 (全 24 頁)

|           |                              |           |                        |
|-----------|------------------------------|-----------|------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2012-251381 (P2012-251381) | (73) 特許権者 | 594164542              |
| (22) 出願日  | 平成24年11月15日 (2012. 11. 15)   |           | 東芝メディカルシステムズ株式会社       |
| (65) 公開番号 | 特開2014-97236 (P2014-97236A)  |           | 栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地    |
| (43) 公開日  | 平成26年5月29日 (2014. 5. 29)     | (74) 代理人  | 110002147              |
| 審査請求日     | 平成27年8月28日 (2015. 8. 28)     |           | 特許業務法人酒井国際特許事務所        |
|           |                              | (72) 発明者  | 田中 豪                   |
|           |                              |           | 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  | 赤木 和哉                  |
|           |                              |           | 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  | 後藤 英二                  |
|           |                              |           | 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        |

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) 【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前記所定の視点ごとに設定する設定手段と、

前記所定の視点ごとに設定された画質調整パラメータの値を用いて、当該所定の視点それぞれからの前記仮想内視鏡画像をそれぞれ生成する仮想内視鏡画像生成手段と、

前記管腔の内部の視点の位置に応じた前記仮想内視鏡画像を所定の表示部にてそれぞれ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。

10

【請求項 2】

前記設定手段は、前記管腔の一部の断面をそれぞれ含み、当該管腔の全体を網羅するように生成された複数の2次元画像それぞれに描出された管腔の情報に基づいて、前記複数の2次元画像それぞれについて前記仮想内視鏡画像を生成するための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、前記管腔の径が大きく変化する場合に、前記管腔が短い区間で区切られた断面をそれぞれ含み、当該管腔の全体を網羅するように生成された複数の2次元画像それぞれに描出された管腔の情報に基づいて、前記複数の2次元画像それぞれについて前記仮想内視鏡画像を生成するための前記画質調整パラメータの値を設定することを特徴と

20

する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記設定手段は、前記仮想内視鏡画像を示す画素ごとに前記画質調整パラメータを設定することを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記設定手段は、前記 2 次元画像に描出された管腔の対向する内壁に対してユーザが設定した座標の情報に基づいて、前記画質調整パラメータの値を設定し、

前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記ユーザによって設定された座標に対応する仮想内視鏡画像を、当該座標ごとに設定された画質調整パラメータを用いてそれぞれ生成することを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記設定手段は、前記 2 次元画像に含まれる管腔の対向する内壁を抽出し、抽出した内壁に対して設定した座標の情報に基づいて、前記画質調整パラメータの値を設定し、

前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記設定された座標に対応する仮想内視鏡画像を、当該座標ごとに設定された画質調整パラメータを用いてそれぞれ生成することを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

3 次元画像データを用いて生成された 2 次元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前記所定の視点ごとに設定する設定手段と、

20

前記所定の視点ごとに設定された画質調整パラメータの値を用いて、当該所定の視点それぞれからの前記仮想内視鏡画像をそれぞれ生成する仮想内視鏡画像生成手段と、

前記管腔の内部の視点の位置に応じた前記仮想内視鏡画像を所定の表示部にてそれぞれ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。

【請求項 8】

3 次元画像データを用いて生成された 2 次元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前記所定の視点ごとに設定する設定手段と、

前記所定の視点ごとに設定された画質調整パラメータの値を用いて、当該所定の視点それぞれからの前記仮想内視鏡画像をそれぞれ生成する仮想内視鏡画像生成手段と、

30

前記管腔の内部の視点の位置に応じた前記仮想内視鏡画像を所定の表示部にてそれぞれ表示させる表示制御手段と、

をコンピュータに実行させることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施の形態は、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】

40

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(ポリウムデータ)を収集し、収集したポリウ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、ポリウ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

50

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、視点移動に伴って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

10

【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、視点移動をした場合であっても、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】

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前記所定の視点ごとに設定する。仮想内視鏡画像生成手段は、前記所定の視点ごとに設定された画質調整パラメータの値を用いて、当該所定の視点それぞれからの前記仮想内視鏡画像をそれぞれ生成する。表示制御手段は、前記管腔の内部の視点の位置に応じた前記仮想内視鏡画像を所定の表示部にてそれぞれ表示させる。

20

【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。

30

【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補完用データ算出処理の一例を模式的に示す図である。

【図6】図6は、第1の実施形態に係る制御部によって表示されるフライスルー画像の一例を示す図である。

【図7】図7は、第1の実施形態に係る画像生成部によるMPR画像生成の一例を説明するための図である。

40

【図8】図8は、第1の実施形態に係る画像生成部によるMPR画像生成の一例を説明するための図である。

【図9】図9は、第1の実施形態に係る超音波診断装置によるフライスルー画像表示処理の手順を示すフローチャートである。

【図10】図10は、第1の実施形態に係る超音波診断装置によるMPR画像表示処理の手順を示すフローチャートである。

【図11】図11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12】図12は、第2の実施形態に係るパラメータ設定部によるピクセルごとの閾値設定処理の一例を説明するための図である。

50

【図 1 3】図 1 3 は、第 2 の実施形態に係るパラメータ設定部によるピクセルごとの閾値設定処理の一例を説明するための図である。

【図 1 4】図 1 4 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置によるフリスルー画像表示処理の手順を示すフローチャートである。

【図 1 5 A】図 1 5 A は、第 3 の実施形態に係るパラメータ設定部による処理を説明するための図である。

【図 1 5 B】図 1 5 B は、第 3 の実施形態に係る画像生成部及びパラメータ設定部による処理を説明するための図である。

【図 1 6】図 1 6 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置によるフリスルー画像表示処理の手順を示すフローチャートである。

【図 1 7】図 1 7 は、第 4 の実施形態に係る変形例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

(第 1 の実施形態)

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クリ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。

【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。

【0012】

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。

【0013】

モニタ 2 は、超音波診断装置 100 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 GUI (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 10 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 14 の処理によって生成されたフリスルー画像や、MPR 画像を表示する。

【0014】

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 100 の操作者からの各種設定要求を受け付け

10

20

30

40

50

、装置本体 10 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。

#### 【0015】

装置本体 10 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 10 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 10 は、図 1 に示すように、送受信部 11 と、B モード処理部 12 と、ドブラ処理部 13 と、画像生成部 14 と、画像メモリ 15 と、内部記憶部 16 と、制御部 17 とを有する。

10

#### 【0016】

送受信部 11 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。

20

#### 【0017】

なお、送受信部 11 は、後述する制御部 17 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。

#### 【0018】

また、送受信部 11 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。

30

#### 【0019】

このように、送受信部 11 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 11 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。

#### 【0020】

B モード処理部 12 は、送受信部 11 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 12 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 12 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。

40

#### 【0021】

ドブラ処理部 13 は、送受信部 11 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。

#### 【0022】

なお、本実施形態に係る B モード処理部 12 およびドブラ処理部 13 は、2 次元の反射

50

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１２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１３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。

【００２３】

画像生成部１４は、Ｂモード処理部１２及びドブラ処理部１３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１４は、Ｂモード処理部１２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１４は、Ｂモード処理部１２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。

10

【００２４】

また、画像生成部１４は、ドブラ処理部１３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１４は、ドブラ処理部１３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１４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。

【００２５】

また、画像生成部１４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１４は、ボリュームデータから

20

ＭＰＲ画像やレンダリング画像を生成することができる。

【００２６】

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１１は、３次元のデータを生成する。そして、画像生成部１４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ＭＰＲ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。

【００２７】

また、画像生成部１４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画像であるフライスルー画像などを生成する。画像生成部１４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１４は、超音波画像に、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ポディーマークなどを合成した合成画像を生成することもできる。なお、画像生成部１４によって生成されるフライスルー画像は、仮想内視鏡画像、或いは、ＰＶＲ画像と呼ばれる場合もある。

30

【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】

40

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ポ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。

【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１００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

50

、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。

【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、視点移動をした場合であっても、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、従来技術において、視点移動に伴っ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。

【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】

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、ボリュームデータごとに固定した画質調整パラメータ（閾値）を用いるため、同一ボリュームデータの管腔において、視点位置によって管腔の径の大きさや、画像コントラストなどが変化すると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がある。すなわち、管腔の径の大きさや、画像コントラストなどが視点位置によって変化すると、各視点位置から投影されるフリスルー画像（PVR 画像）の最適な閾値が変化することとなり、フリスルー画像における管腔内壁と管腔内部との境界が変化して、視点移動に伴って管腔が埋もれてしまったり、管腔内壁が抜けてしまったりする場合がある。

【0036】

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、径及び画像コントラストが変化する管腔の PVR 画像を、同一の閾値で生成した場合について示す。また、図 3 の（A）は、管腔の断面図を示す。また、図 3 の（B）は、閾値を「86」とし、図 3 の（A）に示す矢印 20 の視線方向で管腔を投影した PVR 画像を示す。また、図 3 の（C）は、閾値を「86」とし、図 3 の（A）に示す矢印 21 の視線方向で管腔を投影した PVR 画像を示す。

【0037】

例えば、図 3 の（A）に示すように、管腔の画像コントラストが鮮明な領域での PVR 画像は、図 3 の（B）に示すように、適切な管腔が表示される。しかしながら、図 3 の（A）の右側に示すように、管腔の径が急激に細くなり、画像コントラストが低下した場合に、同一の閾値を用いて PVR 画像を生成すると、図 3 の（C）に示すように、管腔が埋もれてしまう。すなわち、視点を移動させながらフリスルー画像を表示すると、途中で

10

20

30

40

50

ら管腔が埋もれることとなり、視点移動に伴ってフライスルー画像における管腔が適切に表示されない。なお、図3においては、画質調整パラメータの1つとして閾値の場合を例に説明したが、例えば、Transparency（透明度）などの画質調整パラメータについても同様の問題がある。

#### 【0038】

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、視点移動をした場合であっても、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。

#### 【0039】

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。

#### 【0040】

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、パラメータ設定部141は、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（PVR画像）を生成するための画質調整パラメータの値を所定の視点ごとに設定する。具体的には、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点ごとに、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それぞれ設定する。

#### 【0041】

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MPR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MPR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MPR画像を表示する。

#### 【0042】

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MPR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。ここで、観察者は、MPR画像に描出された管腔の対向する内壁それぞれに対となる2点を複数設定する。このとき、観察者は、MPR画像に描出された管腔の径や画像コントラストの変化などに基づいて対となる2点を複数設定する。一例を挙げると、観察者は、管腔の径が急激に変化（太くなる、或いは、細くなる）している領域や、画像コントラストが低下している領域の管腔の内壁に対して対となる2点を設定する。なお、観察者は、任意の位置に2点を設定することができ、例えば、一定間隔で2点を設定するようにしてもよい。制御部17は、入力装置3が受け付けた対となる2点それぞれについて、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にそれぞれ通知する。

#### 【0043】

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MPR画像のうちの一枚を示す。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5Aに示すように、選択したMPR画像に描出された管腔の計測点A、計測点B及び計測点Cの位置の対向する内壁にそれぞれ2点を設定する。

#### 【0044】

さらに、観察者は、超音波診断装置100に対して、設定した2点間の距離をそれぞれ計測させる。すなわち、制御部17は、例えば、図5Aに示すように、設定された2点間の距離「計測点A、 $d$ （Distance）＝4.3mm」、「計測点B、 $d$ ＝4.6mm」及び

10

20

30

40

50

「計測点 C、 $d = 4.9 \text{ mm}$ 」をそれぞれ計測する。そして、制御部 17 は、「計測点 A」、「計測点 B」及び「計測点 C」にそれぞれ設定された 2 点の位置情報（3 次元上の座標）と、計測結果「 $4.3 \text{ mm}$ 」、「 $4.6 \text{ mm}$ 」及び「 $4.9 \text{ mm}$ 」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 点の位置情報それぞれと、2 点間の距離「 $4.3 \text{ mm}$ 」、「 $4.6 \text{ mm}$ 」及び「 $4.9 \text{ mm}$ 」を用いて閾値をそれぞれ設定する。具体的には、パラメータ設定部 141 は、設定された 2 点ごとに、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】

例えば、パラメータ設定部 141 は、計測点 A に設定された 2 点の位置情報から当該 2 点を通過する直線を算出する。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、算出した直線上の 2 点間の距離が通知された距離「 $4.3 \text{ mm}$ 」となる閾値を抽出する。そして、パラメータ設定部 141 は、抽出した閾値を、計測点 A におけるフライスルー画像を生成する際の閾値として設定する。すなわち、パラメータ設定部 141 は、図 5 A に示すように、計測点 A の閾値を「64」と設定する。

【0047】

同様に、パラメータ設定部 141 は、計測点 B 及び計測点 C についても、2 点の位置情報と、通知された距離とから、各位置における閾値をそれぞれ「73」、「82」と設定する。なお、図 5 A においては、計測点が 3 箇所の場合を例として説明したが、パラメータ設定部 141 は、観察者によって設定された計測点それぞれについて上述した閾値の設定を行う。また、図 5 A 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を例に説明したが、他の画質調整パラメータを用いる場合についても同様である。

20

【0048】

また、パラメータ設定部 141 は、2 点ごとに設定した画質調整パラメータ（例えば、閾値）を用いて、補完用の情報を生成する。具体的には、パラメータ設定部 141 は、観察者によって計測点が設定されていない位置における閾値を設定するための補完用データを算出する。図 5 B は、第 1 の実施形態に係るパラメータ設定部 141 による補完用データ算出処理の一例を模式的に示す図である。図 5 B においては、図 5 A における計測点 A ~ C に結果を用いた算出処理の例を示す。

30

【0049】

例えば、パラメータ設定部 141 は、図 5 B に示すように、縦軸を閾値、横軸を管腔における位置としたグラフを生成する。すなわち、パラメータ設定部 141 は、図 5 B に示すように、計測点 A ~ C における閾値を通過する曲線を補完用データとして算出する。

【0050】

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、同一ボリュームデータにおける視点位置ごとの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における視点位置ごとに、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各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。

40

【0051】

図 4 に戻って、フライスルー画像生成部 142 は、所定の視点ごとに設定された画質調整パラメータの値を用いて、当該所定の視点それぞれからの PVR 画像をそれぞれ生成する。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、視点位置ごとのボリュームデータを用いてそれぞれ生

50

成する。

【 0 0 5 2 】

ここで、まず、フライスルー画像生成部 1 4 2 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 1 4 2 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 P V R 画像を生成する。このとき、フライスルー画像生成部 1 4 2 は、視線方向を中心とする視野角である F O V (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 1 4 2 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 P V R 画像をそれぞれ生成し、生成した P V R 画像を画像メモリ 1 5 に格納する。

10

【 0 0 5 3 】

上述した処理の一例について、図 5 A を用いて説明する。例えば、図 5 A の管腔内に示す点を視点とし、矢印を視線方向として管腔内を投影した P V R 画像を生成して、視点移動させながらフライスルー画像を生成する場合について説明する。かかる場合には、フライスルー画像生成部 1 4 2 は、視点移動により視点位置が各計測点に来た場合に、各観測点の閾値で生成されたポリウムデータを用いて P V R 画像を生成する。一例を挙げると、フライスルー画像生成部 1 4 2 は、視点移動に伴って視点位置が計測点 A にきた場合に、閾値「 6 4 」で生成されたポリウムデータを用いて、P V R 画像を生成する。

【 0 0 5 4 】

そして、フライスルー画像生成部 1 4 2 は、閾値「 6 4 」で生成されたポリウムデータを用いて、視点を移動させながら P V R 画像をそれぞれ生成し、視点位置が計測点 B に達した場合に、計測点 B の閾値「 7 3 」で生成されたポリウムデータを用いて、P V R 画像を生成する。同様に、フライスルー画像生成部 1 4 2 は、視点移動をさせながら視点位置が計測点 C に達した場合には、計測点 C の閾値「 8 2 」で生成されたポリウムデータを用いて、P V R 画像を生成する。

20

【 0 0 5 5 】

このように、フライスルー画像生成部 1 4 2 は、視点移動に伴って、最適な画質調整パラメータで生成されたポリウムデータを用いて P V R 画像を生成する。従って、第 1 の実施形態に係るフライスルー画像生成部 1 4 2 によって生成された P V R 画像を用いてフライスルー画像を表示することで、視点移動を行った場合であっても、フライ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。

30

【 0 0 5 6 】

図 6 は、第 1 の実施形態に係る制御部 1 7 によって表示されるフライスルー画像 ( P V R 画像 ) の一例を示す図である。第 1 の実施形態に係る管腔においては、上述したパラメータ設定部 1 4 1 の処理により、例えば、図 6 の ( A ) に示すように、管腔内壁の境界 3 0 が管腔に沿って正確に抽出される。そして、例えば、図 6 の ( A ) に示すように、管腔の画像コントラストが鮮明な領域での P V R 画像は、図 6 の ( B ) に示すように、閾値「 8 6 」で生成されたポリウムデータから生成されることで適切な管腔が表示される。また、図 6 の ( A ) の右側に示すように、管腔の径が急激に細くなり、画像コントラストが低下した場合であっても、かかる場合の最適な閾値「 1 0 6 」で生成されたポリウムデータを用いて P V R 画像を生成することで、図 6 の ( C ) に示すように、適切な管腔が表示される。すなわち、視点を移動させながらフライスルー画像を表示したとしても、フライスルー画像における管腔は常に適切に表示されることとなる。

40

【 0 0 5 7 】

なお、上述した実施形態では、視点位置が計測点に達した場合に、P V R 画像を生成するポリウムデータを切替える例を説明した。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、視点位置と P V R 画像に投影される管腔内の位置とからポリウムデータを切替えるタイミングを変えることも可能である。すなわち、P V R 画像においては、視点位置が計測点に達する前に、既に視点位置の管腔領域が描出されることとなる。従って、これらを考慮して、P V R 画像を生成するポリウムデータを切替えるタイミングを

50

設定してもよい。

【 0 0 5 8 】

一例を挙げると、F O Vに基づいて計測点がP V R画像内に含まれる管腔内の位置を算出して、算出した管腔内の位置に視点が達した場合に、計測点の閾値で生成されたボリュームデータを用いるように切替える。図5 Aを例に説明すると、例えば、フライスルー画像生成部1 4 2は、計測点AがP V R画像内に含まれる位置に視点位置が達した場合に、計測点Aの閾値「6 4」で生成されたボリュームデータを用いてP V R画像を生成する。このように計測点が観察できる位置（例えば、計測点よりもD mm手前）は、管腔のスケールによって変化するパラメータとして、予め設定してもよい。

【 0 0 5 9 】

10

制御部1 7は、フライスルー画像生成部1 4 2によって生成された管腔の内部の視点の位置に応じたP V R画像と、当該P V R画像が生成された視点位置における直交3断面のM P R画像とをモニタ2にそれぞれ表示させる。ここで、制御部1 7は、フライスルー画像生成部1 4 2がP V R画像を生成する際に視点を移動した時間間隔でP V R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フライスルー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M P R画像も更新される。

【 0 0 6 0 】

上述したように、第1の実施形態に係る超音波診断装置1 0 0は、モニタ2に表示したM P R画像上に複数の計測点を設定させ、設定された計測点ごとに閾値を設定してボリュームデータを生成する。しかしながら、ボリュームデータに含まれる管腔は、必ずしも1枚のM P R画像に描出させることができるわけではない。すなわち、ボリュームデータに含まれる管腔が曲がっている場合には、管腔全体を1枚のM P R画像に描出させることはできない。

20

【 0 0 6 1 】

そこで、第1の実施形態に係る超音波診断装置1 0 0は、管腔の断面位置を変化させた複数のM P R画像を観察者に対して表示し、表示した各M P R画像上に対となる2点（計測点）を設定させる。図7は、第1の実施形態に係る画像生成部1 4によるM P R画像生成の一例を説明するための図である。

【 0 0 6 2 】

30

例えば、図7の（A）に示すように、ボリュームデータに含まれる管腔4 0が曲がっており、1枚のM P R画像に描出できない場合には、画像生成部1 4は、図7の（B）に示すように、管腔の芯線に沿って管腔断面の一部が含まれるM P R画像5 1を生成する。制御部1 7は、画像生成部1 4によって生成されたM P R画像5 1をモニタ2に表示させて、観察者に計測点を設定させる。

【 0 0 6 3 】

そして、計測点が設定されると、画像生成部1 4は、図7の（C）に示すように、管腔4 0の断面位置を変えたM P R画像5 2を生成する。ここで、画像生成部1 4は、図7の（C）に示すように、M P R画像5 1に設定された計測点4 1を画像内に含むようにM P R画像5 2を生成する。そして、制御部1 7によってM P R画像5 2がモニタ2にて表示され計測点4 2が設定されると、上記と同様に、計測点4 2を含むM P R画像を生成する。このように、画像生成部1 4は、管腔の内壁全体を網羅するようにM P R画像を生成することで、観察者は、管腔の任意の位置に計測点を設定することができる。

40

【 0 0 6 4 】

また、第1の実施形態に係る超音波診断装置1 0 0は、管腔の断面位置を変化させた複数のM P R画像を観察者に対して表示する際に、管腔の径が急激に変化する領域を抽出して、断面位置を細かく変化させたM P R画像を生成して表示する。図8は、第1の実施形態に係る画像生成部1 4によるM P R画像生成の一例を説明するための図である。例えば、図8の（A）に示すように、管腔4 0の径が急激に太くなる場合に、この管腔の形状を正確に描出したフライスルー画像を表示させるためには、管腔の径が急激に変化する部分

50

(矢印 22 によって指示される領域) に計測点を細かく設定することが求められる。

【0065】

そこで、第 1 の実施形態に係る画像生成部 14 は、まず、所定の閾値（例えば、デフォルト値、或いは、ボリュームデータの輝度の分布から算出）を用いてボリュームデータを生成し、生成したボリュームデータ内の管腔を抽出して、芯線を設定する。そして、画像生成部 14 は、生成した芯線に沿って仮のフライスルー画像（PVR 画像）を生成して、おおよその管腔の径を算出することで、管腔の径が急激に変化する部分を抽出する。例えば、画像生成部 14 は、図 8 の（A）に矢印 23 の方向で視点を移動させながら、図 8 の（B）に示すように、仮のフライスルー画像を生成する。そして、画像生成部 14 は、生成したフライスルー画像内の管腔の径を算出する。なお、ここで算出される管腔の径は、最適な閾値を用いていないためおおよその値となる。また、図 8 の（B）においては、フライスルー画像（PVR 画像）が示されているが、実際には、画像は表示されず、バックグラウンドで処理が実行される。

10

【0066】

上述したように、管腔の径が急激に変化する部分を抽出すると、画像生成部 14 は、管腔を細かい断面で示す MPR 画像を生成する。例えば、画像生成部 14 は、図 7 に示す例の半分の距離を移動した位置の MPR 画像を生成する。これにより、管腔の径が急激に変化する部分の変化の様子を細かく描出した MPR 画像を観察者に表示することができる。その結果、例えば、図 8 の（C）に示すように、矢印 22 の領域に計測点 45、46 及び 47 を細かく設定させることが可能となる。

20

【0067】

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、視点が移動した場合であっても、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。

【0068】

次に、図 9 及び図 10 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 9 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 によるフライスルー画像表示処理の手順を示すフローチャートである。また、図 10 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 による MPR 画像表示処理の手順を示すフローチャートである。ここで、図 10 の処理の手順は、図 9 のステップ S102 の処理に相当する。

30

【0069】

まず、図 9 を用いて、フライスルー画像表示処理の手順を説明する。図 9 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 画像をモニタ 2 に表示させる（ステップ S102）。そして、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対となる 2 点が複数設定されたか否かを判定する（ステップ S103）。

【0070】

ここで、対となる 2 点が複数設定されると（ステップ S103 肯定）、制御部 17 は、2 点間の距離をそれぞれ測定し（ステップ S104）、設定された対となる 2 点の位置情報と、各 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

【0071】

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、設定された対となる 2 点を通過する直線をそれぞれ算出する（ステップ S105）。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、対となる 2 点ごとにそれぞれ抽出する（ステップ S106）。

【0072】

50

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それぞれ生成する（ステップ S 107）。そして、制御部 17 は、視点移動に応じて生成されたフライスルー画像を切替えて表示させ（ステップ S 108）、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、対となる 2 点が複数設定されるまで、超音波診断装置 100 は、待機状態である（ステップ S 101 否定、ステップ S 103 否定）。

#### 【0073】

次に、図 10 を用いて、MPR 画像表示処理の手順を説明する。図 10 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、画像生成部 14 は、ボリュームデータに含まれる管腔を 1 枚の MPR 画像で表示できるか否かを判定する（ステップ S 201）。ここで、管腔を 1 枚の MPR 画像で表示できない場合には（ステップ S 201 否定）、画像生成部 14 が芯線に沿って管腔の断面を含む MPR 画像を生成して、制御部 17 が生成された画像をモニタ 2 に表示させる（ステップ S 202）。

10

#### 【0074】

そして、画像生成部 14 は、観察者によって計測点が設定されたか否かを判定する（ステップ S 203）。ここで、計測点が設定された場合には（ステップ S 203 肯定）、画像生成部 14 は芯線に沿って視点を移動させ（ステップ S 204）、管腔の終端であるか否かを判定する（ステップ S 205）。

#### 【0075】

ここで、管腔の終端ではない場合には（ステップ S 205 否定）、画像生成部 14 は、管腔径に大きな変化があるか否かを判定する（ステップ S 206）。ここで、管腔径に大きな変化がない場合には（ステップ S 206 否定）、画像生成部 14 は、設定された計測点が次の MPR 画像に含まれるように視点を移動して（ステップ S 207）、MPR 画像を生成する（ステップ S 202）。

20

#### 【0076】

一方、管腔径に大きな変化がある場合には（ステップ S 206 肯定）、画像生成部 14 は、半分の距離（例えば、設定された計測点が次の MPR 画像に含まれるように視点を移動させた場合の距離の半分の距離）で視点を移動させて（ステップ S 208）、MPR 画像を生成する（ステップ S 202）。第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 は、管腔の終端まで上述した処理を繰り返して実行し、管腔の終端で MPR 画像生成処理を終了する（ステップ S 205 肯定）。また、管腔を 1 枚の MPR 画像で表示できる場合には（ステップ S 201 肯定）、画像生成部 14 が管腔全体を含む MPR 画像を生成して、制御部 17 が生成された画像をモニタ 2 に表示させ（ステップ S 209）、MPR 画像生成処理を終了する。

30

#### 【0077】

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の値を所定の視点ごとに設定する。フライスルー画像生成部 142 は、所定の視点ごとに設定された画質調整パラメータの値を用いて、当該所定の視点それぞれからの PVR 画像をそれぞれ生成する。制御部 17 は、管腔の内部の視点の位置に応じた PVR 画像をモニタにてそれぞれ表示させる。従って、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 は、所定の視点ごとに設定した閾値を用いて生成したボリュームデータからフライスルー画像を生成することができ、視点移動を行った場合であっても、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。

40

#### 【0078】

また、第 1 の実施形態によれば、パラメータ設定部 141 は、管腔の一部の断面をそれぞれ含み、当該管腔の全体を網羅するように生成された複数の MPR 画像それぞれに描出された管腔の情報に基づいて、複数の MPR 画像それぞれについて 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。従って、第 1 の実施形態に係る超音波診断装

50

置 1 0 0 は、種々の管腔の形状に対応することを可能にする。

【 0 0 7 9 】

また、第 1 の実施形態によれば、パラメータ設定部 1 4 1 は、管腔の径が大きく変化する場合に、管腔が短い区間で区切られた断面をそれぞれ含み、当該管腔の全体を網羅するように生成された複数の M P R 画像それぞれに描出された管腔の情報に基づいて、複数の M P R 画像それぞれについて 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。従って、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 は、径の大きさが急激に変化する管腔であっても、より正確なフライスルー画像を表示させることを可能にする。

【 0 0 8 0 】

また、第 1 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対向する内壁に対してユーザが設定した座標の情報に基づいて、画質調整パラメータの値を設定する。そして、フライスルー画像生成部 1 4 2 は、ユーザによって設定された座標に対応する P V R 画像を、当該座標ごとに設定された画質調整パラメータを用いてそれぞれ生成する。従って、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 は、ユーザの指定する位置のフライスルー画像を正確に表示することを可能にする。

【 0 0 8 1 】

( 第 2 の実施形態 )

上述した第 1 の実施形態では、単一の閾値を用いて 1 枚の P V R 画像を生成する場合について説明した。第 2 の実施形態では、P V R 画像のピクセルごとに閾値を設定する場合について説明する。

【 0 0 8 2 】

第 2 の実施形態に係るパラメータ設定部 1 4 1 は、M P R 画像に描出された管腔の情報に基づいて、P V R 画像におけるピクセルごとの閾値を設定する。具体的には、パラメータ設定部 1 4 1 は、M P R 画像上に設定された計測点の閾値を用いて、ピクセルごとの閾値を補完する。図 1 1 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。ここで、図 1 1 においては、直交 3 断面の M P R 画像と、フライスルー画像 ( P V R 画像 ) とを示す。

【 0 0 8 3 】

例えば、パラメータ設定部 1 4 1 は、図 1 1 に示すように、視線の直交する 2 断面に対して設定された計測点を用いて、ピクセルごとの閾値を設定する。ここで、まず、パラメータ設定部 1 4 1 は、図 1 1 に示すように、視線の直交する 2 断面に対して計測点がそれぞれ設定されると、断面それぞれについて、計測点ごとの閾値を設定して、さらに、図 5 B に示すような補完用データを生成する。

【 0 0 8 4 】

そして、パラメータ設定部 1 4 1 は、設定した閾値及び補完用データを用いて計測点が設定された同一断面に対応するピクセルの閾値を設定する。図 1 2 は、第 2 の実施形態に係るパラメータ設定部 1 4 1 によるピクセルごとの閾値設定処理の一例を説明するための図である。図 1 2 においては、計測点が設定された断面を示す。例えば、パラメータ設定部 1 4 1 は、図 1 2 の ( A ) に示すように、管腔内壁に対して各ピクセルに対応する視線 2 3 ~ 2 6 を算出する。そして、パラメータ設定部 1 4 1 は、算出した視線 2 3 ~ 2 6 が管腔内壁と交差する位置をそれぞれ算出する。そして、パラメータ設定部 1 4 1 は、算出した位置の閾値を補完用データから読み出し、読み出した閾値を該当するピクセルの閾値として設定する。

【 0 0 8 5 】

一例を挙げると、パラメータ設定部 1 4 1 は、図 1 2 の ( B ) に示すように、視線 2 3 に対応するピクセルの閾値を「 6 0 」と設定する。同様に、パラメータ設定部 1 4 1 は、図 1 2 の ( B ) に示すように、視線 2 4、視線 2 5 及び視線 2 6 に対応するピクセルの閾値をそれぞれ「 7 0 」、「 7 2 」及び「 6 2 」と設定する。

【 0 0 8 6 】

或いは、パラメータ設定部 1 4 1 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ピクセルごとに抽出する。具体的には、パラメータ設定部 141 は、各ピクセルに対して MPR 画像と PVR 画像の境界が一致するように閾値を設定する。または、パラメータ設定部 141 は、ピクセルごとに、各視線が交差する MPR 画像の境界位置と、各視線から算出した PVR 画像の境界位置とが一致するように、閾値を設定する。

【0087】

さらに、パラメータ設定部 141 は、対応する MPR 画像がない (MPR 画像が生成されていない) ピクセルに関して、視点からの距離が最も近い直交 2 断面上の 2 点の閾値を用いて補完処理を行う。図 13 は、第 2 の実施形態に係るパラメータ設定部 141 によるピクセルごとの閾値設定処理の一例を説明するための図である。

10

【0088】

例えば、対応する MPR 画像がないピクセルについて、パラメータ設定部 141 は、図 13 の (A) に示すように、視点からの距離が最も近い直交 2 断面上の 2 点の閾値を用いて補完処理を行う。まず、パラメータ設定部 141 は、閾値を設定するピクセルについて、視点からの距離を算出し、算出した距離に最も近い 2 つのピクセルを、対応する MPR 画像があるピクセルの中から抽出する。

【0089】

そして、パラメータ設定部 141 は、抽出したピクセルの閾値と、閾値を設定するピクセルから各ピクセルまでの距離とを用いた加重平均により、ピクセルの閾値を補完する。例えば、パラメータ設定部 141 は、図 13 の (B) に示すように、MPR 画像 53 上のピクセルの閾値「 $T_1$ 」と、MPR 画像 54 上のピクセルの閾値「 $T_2$ 」とを用いて、閾値を設定するピクセルの閾値「 $T_x$ 」を以下の式 (1) を用いて算出する。なお、以下の式における「 $L_1$ 」及び「 $L_2$ 」は、図 13 の (B) に示すように、それぞれ「 $T_1 - T_x$ 」の距離及び「 $T_2 - T_x$ 」の距離を示す。また、「 $L_1$ 」及び「 $L_2$ 」の曲線は、各ピクセルから原点までの距離が等しくなる曲線である。

20

【0090】

式 (1) :  $T_x = (L_2 T_1 + L_1 T_2) / (L_1 + L_2)$

【0091】

すなわち、パラメータ設定部 141 は、式 (1) に示すように、各ピクセルの閾値に対して距離で重み付けした加重平均によって閾値を算出し、算出した閾値を対応するピクセルに設定する。

30

【0092】

第 2 の実施形態に係るフリスルー画像生成部 142 は、ピクセルごとに設定された閾値の情報を取得し、各閾値でボリュームデータを生成し、生成してボリュームデータから各ピクセルに対応する投影像を生成する。そして、フリスルー画像生成部 142 は、ピクセルごとの投影像をまとめて 1 枚の PVR 画像を生成して画像メモリ 15 に格納する。フリスルー画像生成部 142 は、視点を移動させた PVR 画像を順次生成して、画像メモリ 15 に格納する。制御部 17 は、画像メモリ 15 によって記憶された PVR 画像を切替えて表示させることでフリスルー画像を表示させる。

【0093】

40

次に、図 14 を用いて、第 2 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 14 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 100 によるフリスルー画像表示処理の手順を示すフローチャートである。図 14 に示すように、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 100 においては、フリスルー表示モードであると (ステップ S301 肯定)、制御部 17 は、MPR 画像をモニタ 2 に表示させる (ステップ S302)。そして、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対となる 2 点が複数設定されたか否かを判定する (ステップ S303)。

【0094】

ここで、対となる 2 点が複数設定されると (ステップ S303 肯定)、制御部 17 は、2 点間の距離をそれぞれ測定し (ステップ S304)、設定された対となる 2 点の位置情

50

報と、各 2 点間の距離の測定結果とをパラメータ設定部 1 4 1 に通知する。

【 0 0 9 5 】

そして、パラメータ設定部 1 4 1 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、設定された対となる 2 点を通過する直線をそれぞれ算出する（ステップ S 3 0 5）。その後、パラメータ設定部 1 4 1 は、算出した直線上の 2 点の距離が M P R 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、対となる 2 点ごとにそれぞれ抽出する（ステップ S 3 0 6）。

【 0 0 9 6 】

そして、パラメータ設定部 1 4 1 は、抽出した閾値それぞれを用いて補完用データを生成し（ステップ S 3 0 7）、ピクセルごとに閾値を決定する（ステップ S 3 0 8）。その後、フライスルー画像生成部 1 4 2 は、ピクセルごとの閾値を変化させたフライスルー画像をそれぞれ生成する（ステップ S 3 0 9）。そして、制御部 1 7 は、視点移動に応じて生成されたフライスルー画像を切替えて表示させ（ステップ S 3 1 0）、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、対となる 2 点が複数設定されるまで、超音波診断装置 1 0 0 は、待機状態である（ステップ S 3 0 1 否定、ステップ S 3 0 3 否定）。

【 0 0 9 7 】

なお、ステップ S 3 0 2 における M P R 画像の表示は、図 1 0 と同様の処理である。

【 0 0 9 8 】

また、第 1 の実施形態によれば、パラメータ設定部 1 4 1 は、P V R 画像を示すピクセルごと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 1 0 0 は、より正確なフライスルー画像を表示することを可能にする。

【 0 0 9 9 】

（第 3 の実施形態）

上述した第 1 及び 2 の実施形態では、観察者によって 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を抽出して、点を設定する場合について説明する。

【 0 1 0 0 】

第 3 の実施形態に係るパラメータ設定部 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 1 4 1 は、エッジ検出などを用いて M P R 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 1 4 1 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 1 4 1 は、対向する 2 点を任意の位置に複数設定して、設定した 2 点の位置それぞれに閾値を設定する。

【 0 1 0 1 】

図 1 5 A は、第 3 の実施形態に係るパラメータ設定部 1 4 1 による処理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 1 5 A に示す M P R 画像における管腔内壁の輪郭線（境界線）を抽出する。そして、パラメータ設定部 1 4 1 は、図 1 5 A に示すように、管腔内壁の輪郭線上の任意の位置に対となる 2 点を複数設定する。

【 0 1 0 2 】

ここで、管腔全体を 1 枚の M P R 画像に描出できない場合には、画像生成部 1 4 は、管腔の一部の断面を含む複数の M P R 画像を、含まれる管腔の一部をずらしながら管腔全体を網羅するように生成する。このとき、パラメータ設定部 1 4 1 は、画像生成部 1 4 1 によって生成された各 M P R 画像について管腔内壁の輪郭線を抽出して、管腔内壁の輪郭線上の任意の位置に対となる 2 点を複数設定する。

【 0 1 0 3 】

図 1 5 B は、第 3 の実施形態に係る画像生成部 1 4 及びパラメータ設定部 1 4 1 による処理を説明するための図である。図 1 5 B においては、管腔全体を 1 枚の M P R 画像に描出できない場合の処理の一例を示す。かかる場合、画像生成部 1 4 は、図 1 5 B に示すよ

10

20

30

40

50

うに、管腔に直交する直交MPR画像を断面の位置をずらしながら生成する。そして、パラメータ設定部141は、図15Bに示すように、各MPR画像から管腔内壁の輪郭線を抽出して、抽出した輪郭線上の任意の位置に対となる2点を設定する。そして、パラメータ設定部141は、各2点の位置における閾値をそれぞれ設定する。

【0104】

第3の実施形態に係る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閾値を用いて、視点位置に応じたフライスルー画像(PVR画像)を生成する。

【0105】

次に、図16を用いて、第3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説明する。図16は、第3の実施形態に係る超音波診断装置100によるフライスルー画像表示処理の手順を示すフローチャートである。図14に示すように、第3の実施形態に係る超音波診断装置100においては、フライスルー表示モードであると(ステップS401肯定)、制御部17は、MPR画像をモニタ2に表示させる(ステップS402)。そして、パラメータ設定部141は、MPR画像から管腔の境界を抽出する(ステップS403)。

【0106】

そして、パラメータ設定部141は、対となる2点を複数設定して2点間の距離をそれぞれ測定する(ステップS404)。そして、パラメータ設定部141は、設定した2点の位置情報から、ボリュームデータにおいて、設定した対となる2点を通過する直線をそれぞれ算出する(ステップS405)。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点間の距離と同一となる閾値を、対となる2点ごとにそれぞれ抽出する(ステップS406)。

【0107】

その後、フライスルー画像生成部142は、設定された閾値でそれぞれ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それぞれ生成する(ステップS407)。そして、制御部17は、視点移動に応じて生成されたフライスルー画像を切替えて表示させ(ステップS408)、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、対となる2点が複数設定されるまで、超音波診断装置100は、待機状態である(ステップS401否定)。

【0108】

なお、ステップS302におけるMPR画像の表示は、図10と同様の処理である。

【0109】

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対となる2点を設定し、2点ごとに画質調整パラメータ(閾値)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。

【0110】

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画像に含まれる管腔の対向する内壁を抽出し、抽出した内壁に対して設定した座標の情報に基づいて、画質調整パラメータの値を設定する。そして、フライスルー画像生成部142は、設定された座標に対応するPVR画像を、当該座標ごとに設定された画質調整パラメータを用いてそれぞれ生成する。従って、第3の実施形態に係る超音波診断装置100は、視点移動した場合であっても、自動で適切なフライスルー画像を表示することを可能にする。

【0111】

(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。

## 【 0 1 1 2 】

上述した第 1、2 及び 3 の実施形態では、1 枚の M P R 画像に管腔全体を描出できない場合に、管腔の一部の断面を含む複数の M P R 画像を、含まれる管腔の一部をずらしながら管腔全体を網羅するように生成し、各 M P R 画像に対となる 2 点が設定され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、カーブド M P R 画像 (Curved M P R 画像) を用いる場合であってもよい。

## 【 0 1 1 3 】

図 1 7 は、第 4 の実施形態に係る変形例を示す図である。例えば、画像生成部 1 4 は、管腔の一部の断面を含む複数の M P R 画像を、含まれる管腔の一部をずらしながら管腔全体を網羅するように生成する。そして、画像生成部 1 4 は、図 1 7 に示すように、各 M P R 画像に含まれる管腔の断面をつなげたカーブド M P R 画像を生成する。制御部 1 7 は、画像生成部 1 4 によって生成されたカーブド M P R 画像をモニタ 2 にて表示させて、例えば、図 1 7 に示すように、観察者に対となる 2 点を複数設定させる。

10

## 【 0 1 1 4 】

上述したように、カーブド M P R 画像を用いることにより、管腔の形状を一目で把握させることができ、効率的な計測点の設定を行わせることを可能にする。

## 【 0 1 1 5 】

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

## 【 0 1 1 6 】

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。

30

## 【 0 1 1 7 】

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、視点移動をした場合であっても、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。

## 【 0 1 1 8 】

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 】

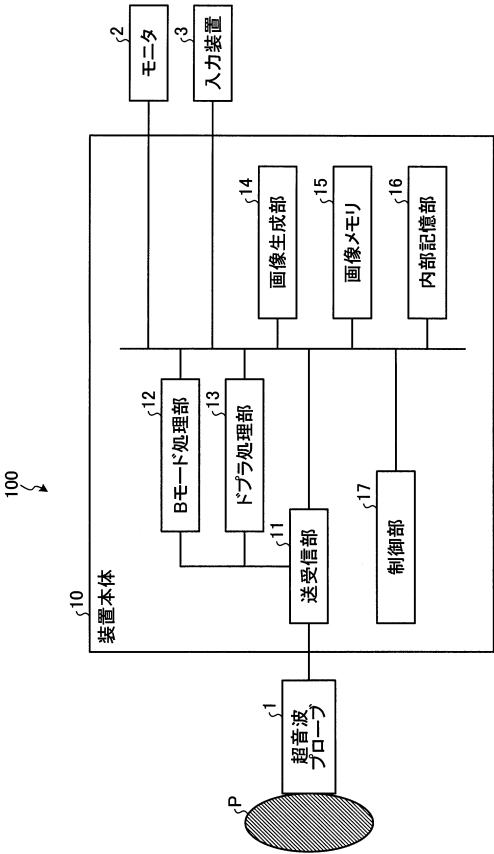
## 【 0 1 1 9 】

- 1 超音波プローブ
- 1 0 装置本体
- 1 4 画像生成部
- 1 7 制御部
- 1 0 0 超音波診断装置
- 1 4 1 パラメータ設定部

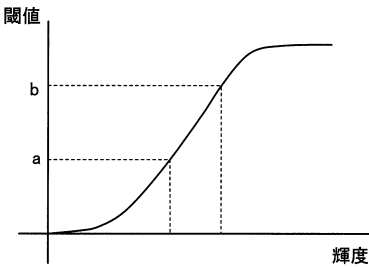
50

1 4 2 フライスルー画像生成部

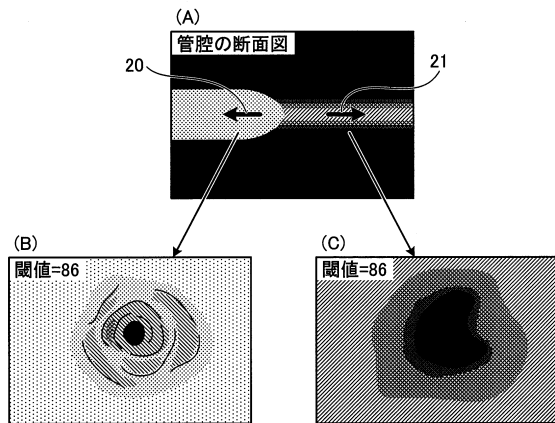
【 図 1 】



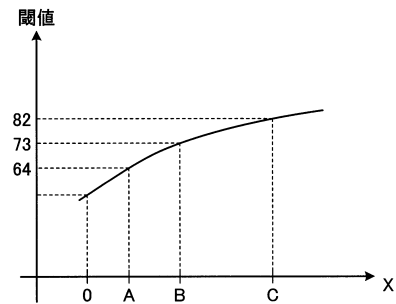
【 図 2 】



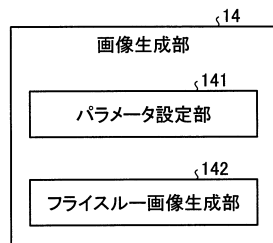
【図 3】



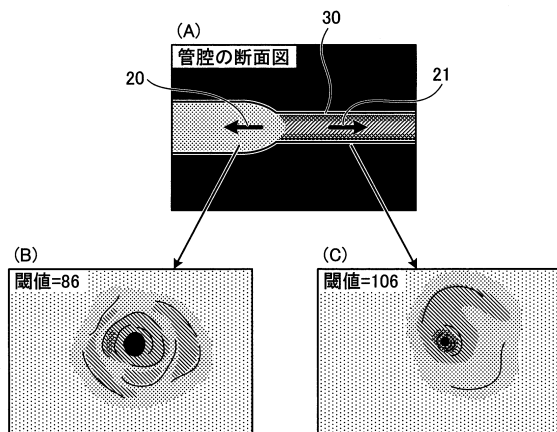
【図 5 B】



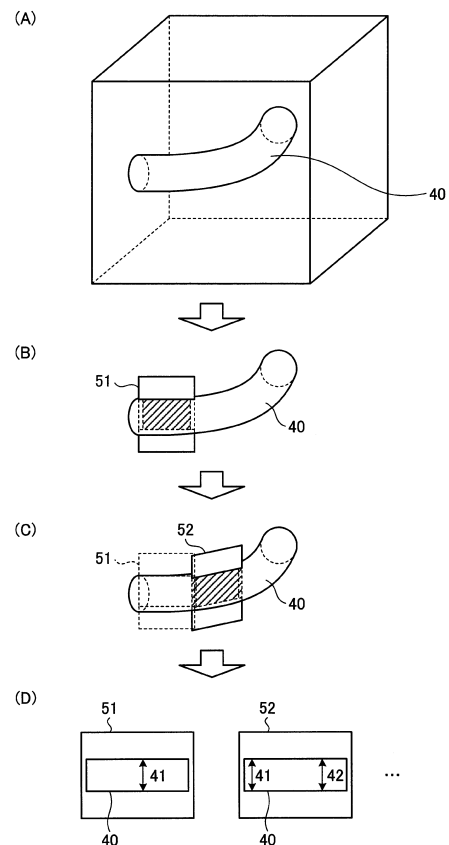
【図 4】



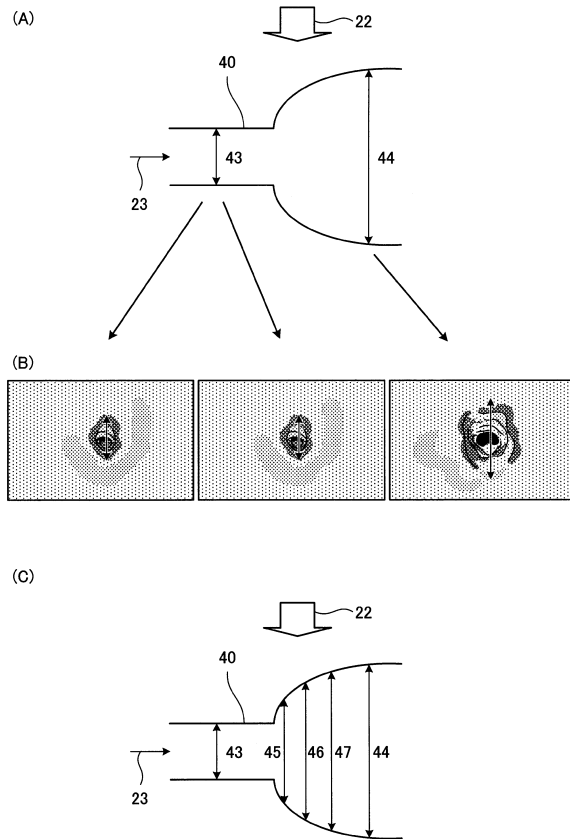
【図 6】



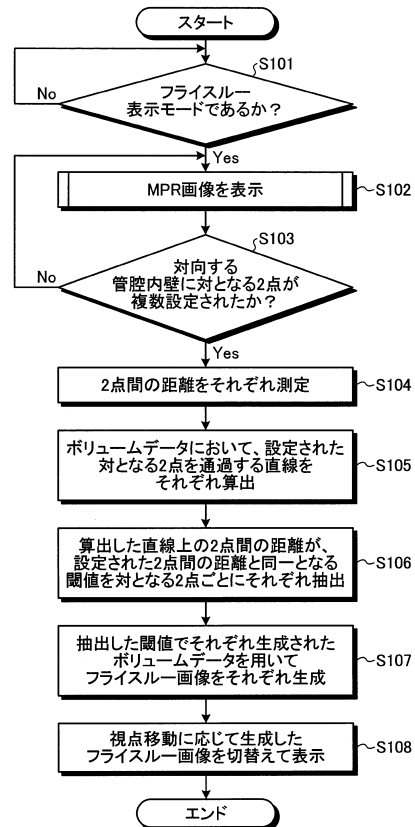
【図 7】



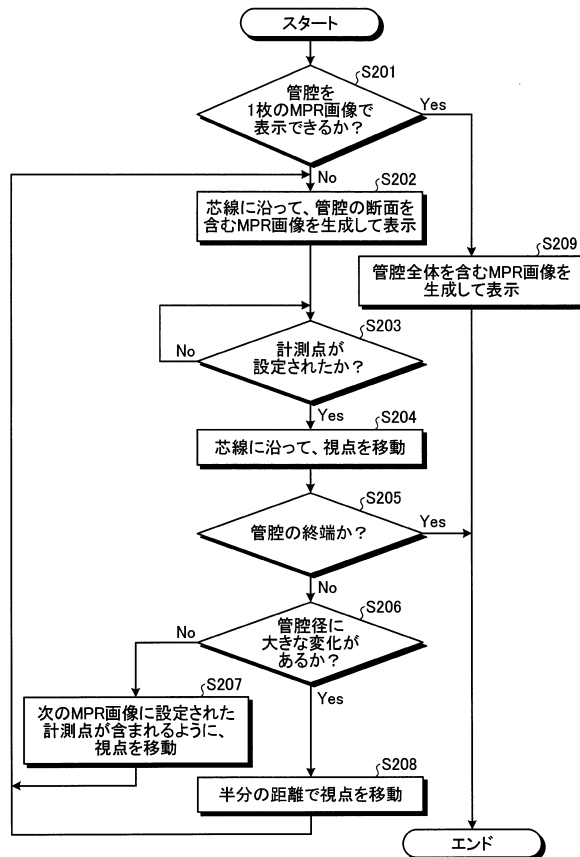
【図 8】



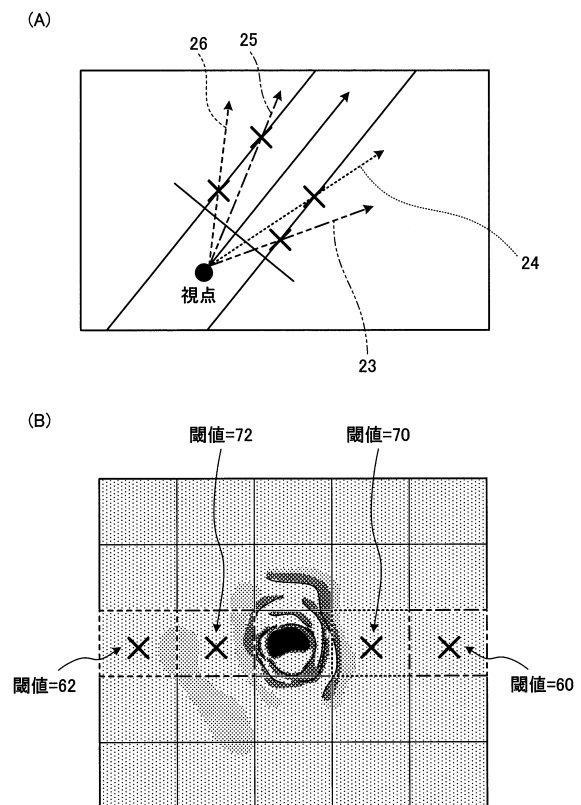
【図 9】



【図 10】

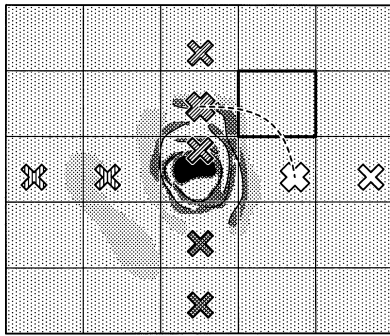


【図 12】

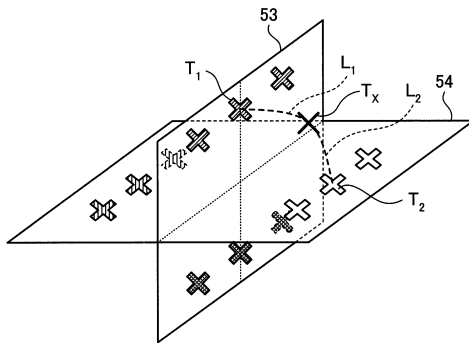


【図 13】

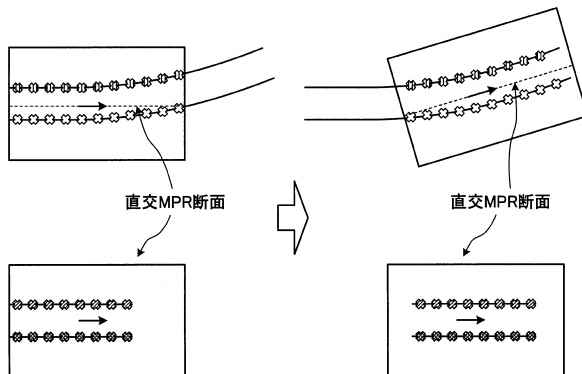
(A)



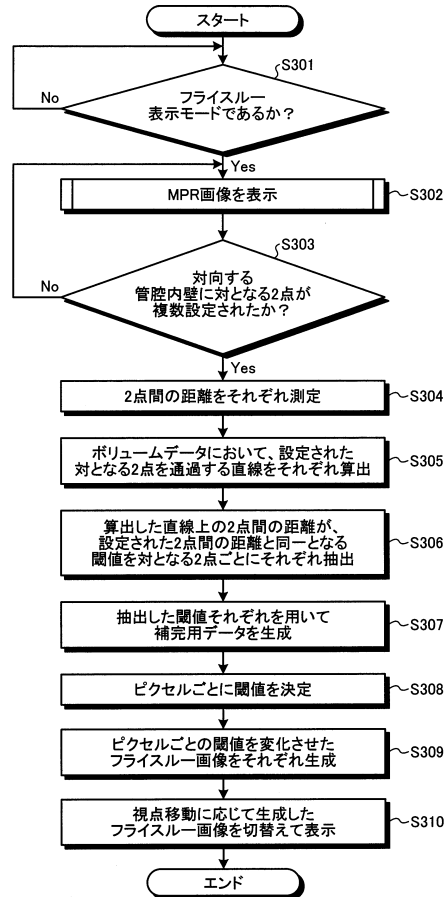
(B)



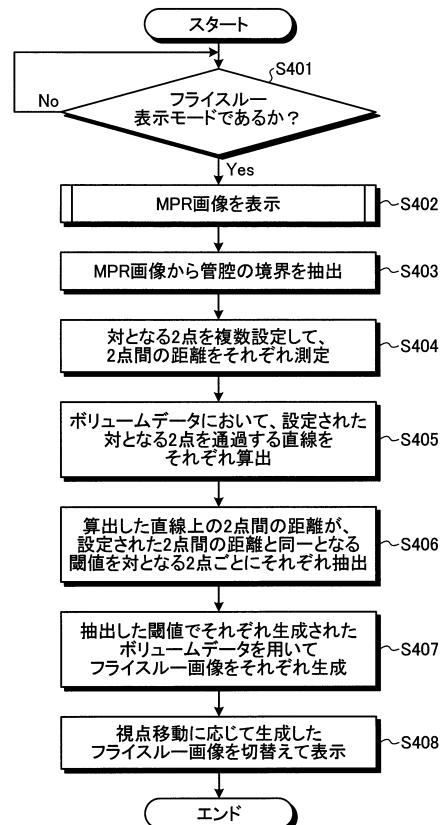
【図 15 B】



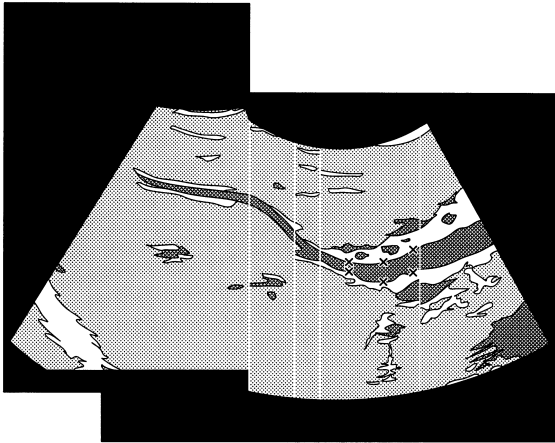
【図 14】



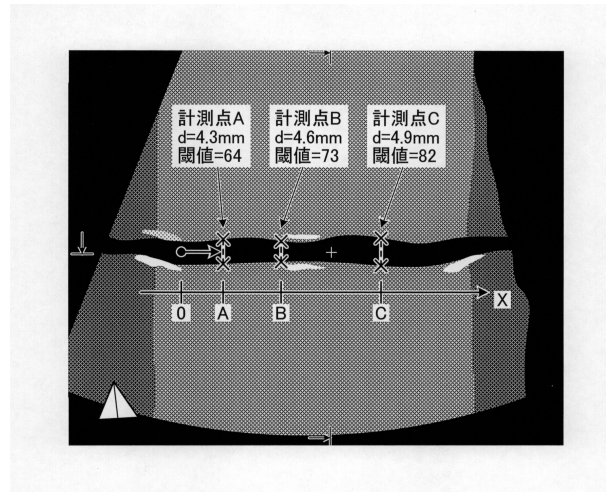
【図 16】



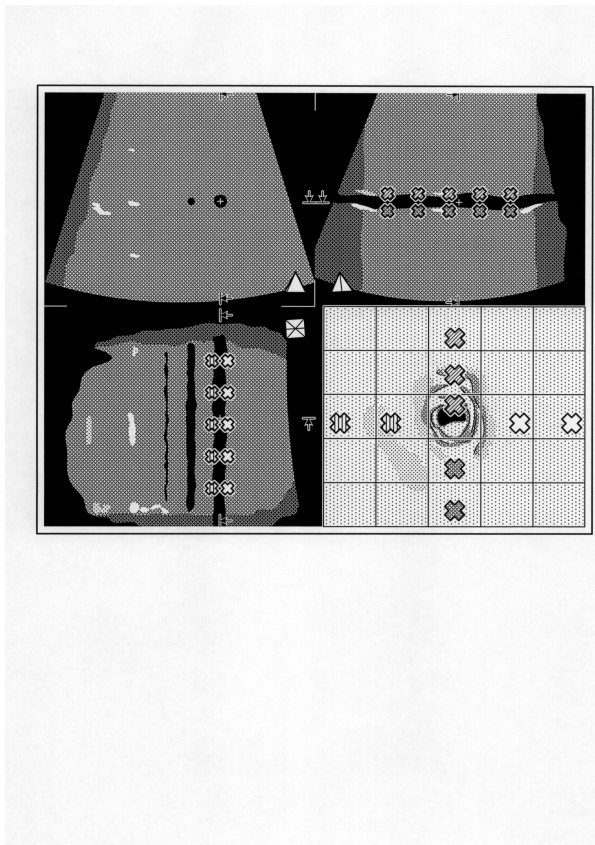
【図 17】



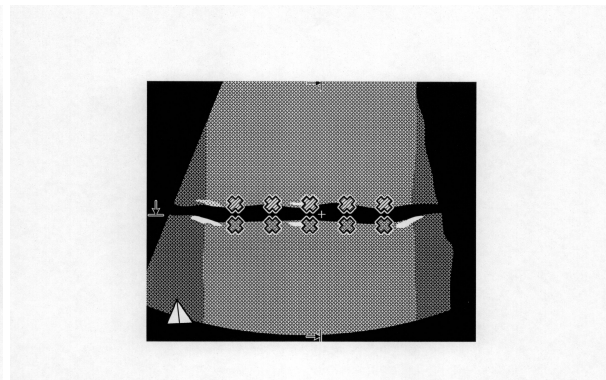
【図 5 A】



【図 11】



【図 15 A】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 栗田 康一郎  
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 五十嵐 悠  
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

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特表 2 0 0 6 - 5 1 9 6 3 1 ( J P , A )  
米国特許出願公開第 2 0 0 4 / 0 2 0 2 9 9 0 ( U S , A 1 )  
特開 2 0 1 1 - 0 1 0 7 1 5 ( J P , A )  
米国特許出願公開第 2 0 1 2 / 0 1 1 3 1 1 1 ( U S , A 1 )  
特開 2 0 1 2 - 0 4 0 2 0 7 ( J P , A )  
特開 2 0 1 0 - 1 6 7 0 3 2 ( J P , A )  
米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 1 8 5 0 9 4 ( U S , A 1 )  
特開 2 0 0 6 - 0 7 5 6 0 2 ( J P , A )  
米国特許出願公開第 2 0 0 6 / 0 1 7 1 5 8 5 ( U S , A 1 )  
特開 2 0 0 9 - 0 2 2 4 1 1 ( J P , A )

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

|                |                                                                              |         |            |
|----------------|------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 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        | <a href="#">JP6006092B2</a>                                                  | 公开(公告)日 | 2016-10-12 |
| 申请号            | JP2012251381                                                                 | 申请日     | 2012-11-15 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝<br>东芝医疗系统株式会社                                                         |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 东芝公司<br>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         | 田中豪<br>赤木和哉<br>後藤英二<br>栗田康一郎<br>五十嵐悠                                         |         |            |
| 发明人            | 田中 豪<br>赤木 和哉<br>後藤 英二<br>栗田 康一郎<br>五十嵐 悠                                    |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/14                                                                     |         |            |
| FI分类号          | A61B8/14 A61B8/00                                                            |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/BB03 4C601/DD14 4C601/EE22 4C601/JC11 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/KK06 |         |            |
| 其他公开文献         | JP2014097236A                                                                |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                    |         |            |

# 摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，即使在移动视点时也能够 在飞越图像中适当地显示管腔：提供图像处理装置：并提供程序。  
 解决方案：超声波诊断装置具有参数设定部分，飞越图像生成部分和控制部分。参数设定部分基于关于使用体积生成的MPR图像上绘制的管腔的信息，针对每个规定视点，设定用于生成管腔内部的PVR图像的图像质量调整参数的值。数据。飞越图像生成部分使用在每个规定视点上设置的图像质量调整参数的值，从各个规定视点生成PVR图像。控制部分通过监视器显示与管腔内部的视点位置对应的PVR图像。

