

(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2013-192673

(P2013-192673A)

(43) 公開日 平成25年9月30日(2013.9.30)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 A	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2012-61472 (P2012-61472)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成24年3月19日 (2012.3.19)		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	大森 慈浩
			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

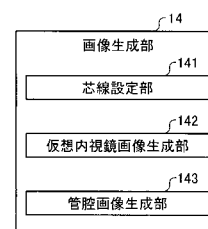
(54) 【発明の名称】 医用画像診断装置、画像処理装置及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】視点位置を移動させながら表示されたフライスルー画像が管腔全体のどの位置に相当するのかを容易に把握することを可能にする医用画像診断装置、画像処理装置及びプログラムを提供すること。

【解決手段】実施の形態の超音波診断装置は、仮想内視鏡画像生成部と、管腔画像生成部と、制御部とを備える。仮想内視鏡画像生成部は、3次元画像データに含まれる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を生成する。管腔画像生成部は、仮想内視鏡画像が生成された管腔全体について、当該管腔の内部及び外部の輝度を反転することで当該管腔全体を抽出し、抽出した管腔全体の外部の所定の位置を視点位置とし、当該視点位置からの管腔の外観が描出された管腔画像を生成する。制御部は、仮想内視鏡画像と管腔画像とをモニタにて表示させる。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

3次元画像データに含まれる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が生成された管腔全体について、当該管腔の内部及び外部の輝度を反転することで当該管腔全体を抽出し、抽出した管腔全体の外部の所定の位置を視点位置とし、当該視点位置からの前記管腔の外観が描出された管腔画像を生成する管腔画像生成手段と、

前記仮想内視鏡画像と前記管腔画像と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医用画像診断装置。

10

【請求項 2】

前記管腔画像生成手段は、前記仮想内視鏡画像が生成された際の視線方向に対して垂直方向で、かつ、同一円周上にある所定の位置を視点位置とし、当該視点位置から前記管腔全体を投射した画像を前記管腔画像として生成し、

前記表示制御手段は、前記仮想内視鏡画像と前記管腔画像とを所定の表示部にて表示させることを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 3】

前記表示制御手段は、前記仮想内視鏡画像が生成された際の視点位置及び視線方向を示す情報を前記管腔画像上に重畳して表示させることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の医用画像診断装置。

20

【請求項 4】

前記管腔画像を生成する際の視点位置を定める円の半径を変更する操作、及び、当該円上における視点位置を変更する操作を受け付ける受け付け手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 5】

前記表示制御手段は、前記仮想内視鏡画像が生成された際の視点位置及び視線方向を示す情報を重畳した前記管腔画像をタッチコマンドスクリーンにて表示させ、

前記タッチコマンドスクリーンは、前記仮想内視鏡画像の視点位置及び視線方向を変更する操作を受け付けることを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 6】

前記表示制御手段は、前記仮想内視鏡画像に描出された管腔内部の範囲を示す情報を前記管腔画像上に重畳して表示させることを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか一つに記載の医用画像診断装置。

30

【請求項 7】

前記管腔画像生成手段は、前記仮想内視鏡画像における視点の位置が変更された場合に、前記視点の位置の変更に連動して視点位置を変更した管腔画像を生成し、

前記表示制御手段は、前記仮想内視鏡画像と前記管腔画像とを連動させて所定の表示部にて表示させることを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか一つに記載の医用画像診断装置。

【請求項 8】

前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記仮想内視鏡画像を生成する際の視点位置が前記管腔の外部に配置された場合に、輝度及び視線方向を反転した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 のいずれか一つに記載の医用画像診断装置。

40

【請求項 9】

前記表示制御手段は、前記管腔内部の医療デバイスの位置を示す情報を前記管腔画像上に重畳して表示させることを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれか一つに記載の医用画像診断装置。

【請求項 10】

3次元画像データに含まれる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を生成する仮想内視鏡画像生成手段と、

50

前記仮想内視鏡画像が生成された管腔全体について、当該管腔の内部及び外部の輝度を反転することで当該管腔全体を抽出し、抽出した管腔全体の外部の所定の位置を視点位置とし、当該視点位置からの前記管腔の外観が描出された管腔画像を生成する管腔画像生成手段と、

前記仮想内視鏡画像と前記管腔画像と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。

【請求項 11】

3次元画像データに含まれる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が生成された管腔全体について、当該管腔の内部及び外部の輝度を反転することで当該管腔全体を抽出し、抽出した管腔全体の外部の所定の位置を視点位置とし、当該視点位置からの前記管腔の外観が描出された管腔画像を生成する管腔画像生成手順と、

前記仮想内視鏡画像と前記管腔画像とを所定の表示部にて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画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施の形態は、医用画像診断装置、画像処理装置及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医用画像診断装置により収集された3次元画像データを表示する医用画像処理装置がある。ここでいう医用画像診断装置とは、超音波診断装置やX線コンピュータ断層撮影 (Computer Tomography: CT) 装置、磁気共鳴イメージング (Magnetic Resonance Imaging: MRI) 装置、X線診断装置などである。

【0003】

近年、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) 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フライスルー (Flythrough) 表示が用いられる。

【0004】

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、投影画像 (仮想内視鏡画像) 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仮想内視鏡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。しかしながら、上述した従来の技術では、視点位置を移動させながら表示されたフライスルー画像が管腔全体のどの位置に相当するのかを把握することが困難となる場合があった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2008-220416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、視点位置を移動させながら表示されたフライスルー画像が管腔全体のどの位置に相当するのかを容易に把握することを可能にする医用画像診断装置、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】

【 0 0 0 7 】

実施の形態の医用画像診断装置は、仮想内視鏡画像生成手段と、管腔画像生成手段と、表示制御手段とを備える。仮想内視鏡画像生成手段は、3次元画像データに含まれる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を生成する。管腔画像生成手段は、前記仮想内視鏡画像が生成された管腔全体について、当該管腔の内部及び外部の輝度を反転することで当該管腔全体を抽出し、抽出した管腔全体の外部の所定の位置を視点位置とし、当該視点位置からの前記管腔の外観が描出された管腔画像を生成する。表示制御手段は、前記仮想内視鏡画像と前記管腔画像とを所定の表示部にて表示させる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 8 】

10

【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。

【図2】図2は、従来技術における課題を説明するための図である。

【図3】図3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4】図4は、第1の実施形態に係る管腔画像生成部による処理の一例を説明するための図である。

【図5A】図5Aは、第1の実施形態に係るMAP画像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MAP画像の一例を示す図である。

【図6】図6は、第1の実施形態に係るMAP画像の表示の一例を示す図である。

【図7】図7は、第1の実施形態に係るタッチコマンドスクリーンによるMAP画像の表示の一例を示す図である。

20

【図8】図8は、第1の実施形態に係る管腔内部の範囲が重畳されたMAP画像の表示の一例を示す図である。

【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処理の手順を示すフローチャートである。

【図10】図10は、第2の実施形態に係る仮想内視鏡画像生成部による処理の一例を説明するための図である。

【図11】図11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12】図12は、第3の実施形態に係る制御部による制御の一例を説明するための図である。

30

【図13A】図13Aは、第3の実施形態に係るフライスルー画像の表示の一例を示す図である。

【図13B】図13Bは、第3の実施形態に係るフライスルー画像の表示の一例を示す図である。

【図14】図14は、第3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。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 0 9 】

以下、添付図面を参照して、医用画像診断装置の実施形態を詳細に説明する。なお、以下では、医用画像診断装置として超音波診断装置を一例に挙げて説明する。

40

【 0 0 1 0 】

(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。

【 0 0 1 1 】

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。

50

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。

【0012】

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。

10

【0013】

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。

20

【0014】

入力装置 3 は、図 1 に示すように、トラックボール 3 a、スイッチ 3 b、ダイヤル 3 c、タッチコマンドスクリーン 3 dなどを有し、後述するインターフェース部 18 を介して装置本体 10 と接続される。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 10 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。例えば、ダイヤル 3 c は、ロータリーエンコーダを有し、管腔画像を生成する際の、視点位置の設定を受け付ける。また、例えば、タッチコマンドスクリーン 3 d は、管腔画像を表示するとともに、当該管腔画像の各種設定の変更を受け付ける。なお、管腔画像については、後に詳述する。

30

【0015】

例えば、本実施形態に係る入力装置 3 は、観察者が観察を所望する管腔を設定するための管腔内の始点や終点の設定や、視点及び視線方向の設定などに関する指示を操作者から受け付ける。

【0016】

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 MAP 画像を表示する。なお、MAP 画像については、後に詳述する。

40

【0017】

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、ドプラ処理部 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、インターフェース部 18 とを有する。

【0018】

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

50

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。

【0019】

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。

10

【0020】

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。

20

【0021】

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。

【0022】

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。

30

【0023】

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。

【0024】

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。

40

【0025】

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。

【0026】

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

50

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。

【0027】

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MPR画像やレンダリング画像を生成することができる。

【0028】

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。

【0029】

また、画像生成部14は、ボリュームデータに含まれる管腔を描出したフライスルー画像やMAP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やMAP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、ボ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。

【0030】

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。

【0031】

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。

【0032】

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。

【0033】

インターフェース部18は、入力装置3に対するインターフェースである。入力装置3が受け付けた操作者からの各種設定情報及び各種指示は、インターフェース部18により、制御部17に転送される。

【0034】

以上、第1の実施形態に係る超音波診断装置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は、以下、詳細に説明する画像生成部14の処理により、視点位置を移動させながら表示されたフライスルー画像が管腔全体のどの位置に相当するのかを容易に把握することができるよう構成されている。

【0035】

ここで、まず、従来技術におけるフライスルー画像について説明する。図2は、従来技術における課題を説明するための図である。図2においては、モニタ2にて、フライスル

10

20

30

40

50

一画像と、フライスルー画像の視点位置における直交3断面のMPR画像とを表示させた状態を示す。ここで、図2においては、右下の画像がフライスルー画像を示し、左側の上下及び右側の上の画像が直交3断面のMPR画像を示す。

【0036】

例えば、従来技術においては、図2に示すフライスルー画像及び直交3断面のMPR画像は、視点位置が移動されながら生成され、生成された画像に更新されて表示される。すなわち、観察者は、管腔内のある位置における画像のみを観察しているため、現時点で観察しているフライスルー画像が管腔全体のどの位置であるのかを把握することが困難である。

【0037】

そこで、本実施形態では、以下に詳細に記載する画像生成部14の処理により、管腔の全体を描出したMAP画像を生成して、観察者に対して表示することにより、現時点で表示されているフライスルー画像が管腔全体のどの位置であるのかを容易に把握することを可能にする。

【0038】

図3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3に示すように、画像生成部14は、芯線設定部141と、仮想内視鏡画像生成部142と、管腔画像生成部143とを有する。

【0039】

芯線設定部141は、超音波プローブ1から送信される送信信号を被検体に3次元的に走査することで収集された3次元画像データに含まれる管腔に芯線を設定する。具体的には、芯線設定部141は、画像メモリ15或いは内部記憶部16によって記憶されたボリュームデータを読み出し、ボリュームデータに含まれる管腔を抽出し、抽出した管腔に芯線を設定する。

【0040】

ここで、まず、芯線設定部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、操作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。

【0041】

観察者は、モニタ2に表示されたMPR画像に描出された管腔に、芯線設定部141が芯線を設定するための始点を入力装置3が有する描画機能を用いて設定する。制御部17は、入力装置3が受け付けた始点のボリュームデータにおける位置情報を取得し、取得した始点の位置情報を芯線設定部141に通知する。

【0042】

芯線設定部141は、始点におけるボリュームデータの輝度を取得し、取得した輝度に対して所定の閾値の範囲内となる輝度を有するボクセル(voxel)を順次特定する。これにより、芯線設定部141は、ボリュームデータに含まれる管腔領域を抽出する。すなわち、芯線設定部141は、モルフォロジー演算(Dilation, Erosion, Opening, Closing)を行なうことで、管腔領域を抽出する。そして、芯線設定部141は、管腔領域に芯線を設定する。例えば、芯線設定部141は、管腔領域を細線化処理することで芯線を設定する。換言すると、芯線設定部141は、ボリュームデータにおける芯線の位置情報を、管腔領域の芯線情報として設定する。

【0043】

なお、芯線設定部141は、管腔領域が分岐している場合、予め設定された選択条件に基づいて、芯線の設定方向を選択することができる。例えば、分岐する管腔領域において、分岐点を操作者が設定したとする。かかる場合には、芯線設定部141は、2方向に分岐する管腔領域を抽出する。そして、芯線設定部141は、芯線として、分岐点で2つに

10

20

30

40

50

別れる 2 本の芯線を設定することができる。

【 0 0 4 4 】

ここで、選択条件として、「芯線の設定方向：長さ優先」が設定されている場合には、芯線設定部 1 4 1 は、2 本の芯線の長さを比較して、より長い芯線を設定できる方向の芯線を設定する。或いは、選択条件として、「芯線の設定方向：管腔の太さ優先」が設定されている場合には、芯線設定部 1 4 1 は、2 方向に分岐する 2 つの管腔のうち、管腔の太い方向の芯線を設定する。

【 0 0 4 5 】

なお、上述した芯線設定部 1 4 1 の処理は、操作者により手動で実行される場合であっても良い。また、本実施形態は、管腔領域が分岐している場合に、操作者が芯線の設定方向を指定する場合であっても良い。例えば、観察者は、モニタ 2 にて表示させた分岐点付近の断面画像上で、所望する方向にカーソルを移動させることで芯線の設定方向を指定する。

10

【 0 0 4 6 】

仮想内視鏡画像生成部 1 4 2 は、芯線設定部 1 4 1 によって設定された芯線に沿って、任意の視点及び視線方向からの仮想内視鏡画像を生成する。具体的には、仮想内視鏡画像生成部 1 4 2 は、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仮想内視鏡画像を、ポリウムデータを用いてそれぞれ生成する。

【 0 0 4 7 】

ここで、まず、仮想内視鏡画像生成部 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、仮想内視鏡画像生成部 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、管腔内を投影した仮想内視鏡画像を生成する。このとき、仮想内視鏡画像生成部 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、仮想内視鏡画像生成部 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仮想内視鏡画像をそれぞれ生成し、生成した仮想内視鏡画像を画像メモリ 1 5 に格納する。

20

【 0 0 4 8 】

そして、制御部 1 7 が、仮想内視鏡画像生成部 1 4 2 によって生成された各視線方向から管腔内を投影した仮想内視鏡画像と、当該仮想内視鏡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 画像をモニタ 2 に表示させる。ここで、制御部 1 7 は、仮想内視鏡画像生成部 1 4 2 が仮想内視鏡画像を生成する際に視点を移動した時間間隔で仮想内視鏡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：flythrough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。

30

【 0 0 4 9 】

管腔画像生成部 1 4 3 は、仮想内視鏡画像が生成された管腔全体について、当該管腔の内部及び外部の輝度を反転することで当該管腔全体を抽出し、抽出した管腔全体の外部の所定の位置を視点位置とし、当該視点位置からの管腔の外観が描出された管腔画像を生成する。具体的には、管腔画像生成部 1 4 3 は、仮想内視鏡画像が生成された際の視線方向に対して垂直方向で、かつ、同一円周上にある所定の位置を視点位置とし、当該視点位置から管腔全体を投射した画像を前記管腔画像として生成する。図 4 は、第 1 の実施形態に係る管腔画像生成部 1 4 3 による処理の一例を説明するための図である。なお、図 4 においては、芯線設定部 1 4 1 によってポリウムデータに含まれる管腔が抽出された後の処理について示す。また、図 4 においては、仮想内視鏡画像生成部 1 4 2 によって仮想内視鏡画像が生成された管腔に対する処理について示す。

40

【 0 0 5 0 】

例えば、管腔画像生成部 1 4 3 は、図 4 の (A) に示す管腔を含むポリウムデータ 2 0 0 に対して輝度の反転処理を実行して、図 4 の (B) に示すように、管腔 3 0 0 のみを

50

抽出する。一例を挙げると、管腔画像生成部 143 は、芯線設定部 141 によって管腔 300 が抽出された際に、管腔 300 の内部として判定された輝度を最大輝度に変換し、管腔 300 の外部として判定された輝度を最低輝度に変換する。これにより、管腔 300 のみが抽出されることとなり、管腔 300 の外観を描出することが可能になる。

【0051】

そして、管腔画像生成部 143 は、図 4 の (C) に示すように、抽出した管腔 300 に対して、仮想内視鏡画像が生成された際の視線方向 301 に対して垂直な面において、視線方向 301 と面との交点 302 を中心とする円 400 上にある所定の位置を視点位置とし、当該視点位置から管腔全体を投射した管腔画像 (以下、MAP 画像と記す) を生成する。一例を挙げると、管腔画像生成部 143 は、図 4 の (C) に示す点 401 や、点 402 を視点位置とした MAP 画像を生成する。なお、面の位置は任意に設定することができ、例えば、仮想内視鏡画像を生成する際の視点位置を設定する場合であってもよい。

10

【0052】

以下、MAP 画像の一例を図 5 A 及び図 5 B を用いて説明する。図 5 A 及び、図 5 B は、第 1 の実施形態に係る MAP 画像の一例を示す図である。図 5 A においては、図 4 の (C) の点 401 を視点位置とした場合の MAP 画像を示す。また、図 5 B においては、図 4 の (C) の点 402 を視点位置とした場合の MAP 画像を示す。

【0053】

例えば、図 5 A に示すように、管腔画像生成部 143 は、図 4 の (C) の点 401 (管腔の上側) から管腔全体を投射した MAP 画像を生成することで、管腔の分岐が描出された MAP 画像を生成する。ここで、管腔画像生成部 143 は、図 5 A に示すように、フライスルー画像として現時点で表示されている仮想内視鏡画像の視点位置と視線方向とを示す矢印を、MAP 画像に重畳した画像を生成する。例えば、管腔画像生成部 143 は、仮想内視鏡画像の視点位置と視線方向とを示す矢印の画像を MAP 画像とは異なるレイヤーで生成し、生成した矢印を MAP 画像に重畳した画像を生成する。そして、管腔画像生成部 143 は、フライスルー画像において、仮想内視鏡画像が更新されるごとに矢印の画像を生成することで、現時点のフライスルー画像が管腔全体のどの位置を描出しているのかを明示することが可能となる。

20

【0054】

また、例えば、管腔画像生成部 143 は、図 5 B に示すように、図 4 の (C) の点 402 (管腔の側方) から管腔全体を投射した MAP 画像を生成する。図 5 B の MAP 画像においても、図 5 A の MAP 画像と同様に、フライスルー画像として現時点で表示されている仮想内視鏡画像の視点位置と視線方向とを示す矢印を重畳した画像を生成することが可能である。

30

【0055】

図 5 A 及び図 5 B に示す MAP 画像は、あくまでも一例であり、例えば、図 4 の (C) の円 400 上の任意の点を視点位置として MAP 画像を生成することが可能である。そして、円上における視点位置は、操作者によって自由に変更することが可能である。例えば、ダイヤル 3c が有するロータリーエンコーダの動きと、円 400 上における視点位置の移動とをリンクさせて、操作者がダイヤル 3c を回転させることで、視点位置を自由に変更させることも可能である。

40

【0056】

また、円 400 の半径も任意に設定することができる。例えば、円 400 の半径の縮小及び拡大をダイヤル 3c のロータリーエンコーダとリンクさせて、操作者がダイヤル 3c を回転させることで、円 400 の半径を自由に変更させることも可能である。これにより、例えば、MAP 画像の拡大や縮小を自由に行うことが可能となる。なお、上述したダイヤル 3c を用いた視点位置及び円の半径の変更はあくまでも一例である。すなわち、トラックボール 3a を用いる場合であってもよいし、タッチコマンドスクリーン 3d を用いる場合であってもよい。

【0057】

50

本実施形態に係る超音波診断装置 100 は、上述したフライスルー画像と、MAP 画像とを同時に表示することで、視点位置を移動させながら表示されたフライスルー画像が管腔全体のどの位置に相当するのかを容易に把握することができる。図 6 は、第 1 の実施形態に係る MAP 画像の表示の一例を示す図である。例えば、制御部 17 は、図 6 に示すように、仮想内視鏡画像生成部 142 によって生成された仮想内視鏡画像の動画像であるフライスルー画像 21 と、管腔画像生成部 143 によって生成された MAP 画像 22 とをモニタ 2 にて表示させる。

【0058】

これにより、観察者は、管腔全体の形状を把握しながら、フライスルー画像を観察することができ、視点位置を移動させながら表示されたフライスルー画像が管腔全体のどの位置に相当するのかを容易に把握することができる。

10

【0059】

さらに、制御部 17 は、フライスルー画像 21 において、仮想内視鏡画像が更新されるごとに、MAP 画像上の矢印の位置を更新する。すなわち、MAP 画像上の矢印は、フライスルー画像と連動して表示される。従って、観察者は、視点位置を移動させながら表示されたフライスルー画像が管腔全体のどの位置に相当するのかをより容易に把握することができる。

【0060】

上述した例では、仮想内視鏡画像が更新されるごとに、MAP 画像上の矢印の位置が更新される場合について説明したが、本実施形態に係る超音波診断装置 100 は、仮想内視鏡画像の更新に連動して、MAP 画像を更新させることも可能である。例えば、フライスルー画像の表示に連動して、視点位置が変更された MAP 画像に更新させることも可能である。

20

【0061】

かかる場合には、管腔画像生成部 143 は、仮想内視鏡画像における視点の位置が変更された場合に、視点の位置の変更に連動して視点位置を変更した MAP 画像を生成する。すなわち、管腔画像生成部 143 は、仮想内視鏡画像が生成された視点位置に合わせて、視点位置を移動させた後、移動後の視点位置からの MAP 画像を生成する。

【0062】

制御部 17 は、仮想内視鏡画像と MAP 画像とを同調させて更新させながらモニタ 2 に表示させる。これにより、制御部 17 は、フライスルー画像に連動して視点位置が移動する MAP 画像をモニタ 2 に表示させることができる。

30

【0063】

ここで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 は、タッチコマンドスクリーン 3d により MAP 画像を表示させることも可能である。図 7 は、第 1 の実施形態に係るタッチコマンドスクリーン 3d による MAP 画像の表示の一例を示す図である。例えば、図 7 に示すように、制御部 17 は、フライスルー画像 21 をモニタ 2 にて表示し、MAP 画像 22 をタッチコマンドスクリーン 3d にて表示させる。

【0064】

ここで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 においては、タッチコマンドスクリーン 3d を用いて、フライスルー画像 21 の画像を任意の位置に移動させることが可能である。例えば、図 7 に示すように、タッチコマンドスクリーン 3d に表示されている MAP 画像上の矢印を、操作者が指で移動させることにより、モニタ 2 にて表示されているフライスルー画像を任意の位置に移動させることが可能である。

40

【0065】

かかる場合には、タッチコマンドスクリーン 3d が受付けた矢印の移動操作に基づいて、仮想内視鏡画像生成部 142 が、仮想内視鏡画像を生成する。そして、制御部 17 が生成された仮想内視鏡画像をモニタ 2 にて表示させる。例えば、操作者が矢印の向きを逆方向に向けた場合には、仮想内視鏡画像生成部 142 は、現時点の視点位置から視線方向を逆にして管腔内部を投影した仮想内視鏡画像を生成して、画像メモリ 15 に格納する。制

50

御部 17 は、画像メモリ 15 から生成された仮想内視鏡画像を読み出して、モニタ 2 にて表示させる。同様に、例えば、操作者が矢印の位置を移動させた場合には、仮想内視鏡画像生成部 142 は、現時点の視点位置から矢印の移動先に視点位置を移動させて、矢印の向きを視線方向として管腔内部を投影した仮想内視鏡画像を生成して、画像メモリ 15 に格納する。制御部 17 は、画像メモリ 15 から生成された仮想内視鏡画像を読み出して、モニタ 2 にて表示させる。

【0066】

また、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 は、矢印に加えて、現時点のフライスルー画像に描出された管腔内部の範囲を示す情報を M A P 画像に重畳させて表示させることも可能である。図 8 は、第 1 の実施形態に係る管腔内部の範囲が重畳された M A P 画像の表示の一例を示す図である。なお、図 8 においては、フライスルー画像及び M A P 画像をモニタ 2 にて表示させた場合について示す。

10

【0067】

例えば、図 8 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、フライスルー画像 21 と、現時点のフライスルー画像に描出された管腔内部の範囲 22a が重畳された M A P 画像 22 とをモニタ 2 にて表示させる。かかる場合には、管腔画像生成部 143 は、フライスルー画像において現時点で表示されている仮想内視鏡画像が生成された際の視点位置、視線方向及び F O V に基づいて、範囲 22a の画像を、M A P 画像とは異なるレイヤーで生成する。そして、管腔画像生成部 143 は、範囲 22a の画像を M A P 画像に重畳させた画像を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 から範囲 22a が重畳された M A P 画像を読み出し、モニタ 2 にて表示する。

20

【0068】

次に、図 9 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 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 においては、M A P 画像表示モードが O N であると（ステップ S 101 肯定）、芯線設定部 141 は、ポリウムデータに含まれる管腔に芯線を設定して（ステップ S 102）、管腔を抽出する。

【0069】

そして、仮想内視鏡画像生成部 142 は、芯線設定部 141 によって設定された芯線に沿って、視点位置を移動させながら仮想内視鏡画像を生成することで、フライスルー画像を生成する（ステップ S 103）。続いて、管腔画像生成部 143 は、フライスルー画像が生成された管腔の輝度を反転して（ステップ S 104）、管腔のみを抽出する。

30

【0070】

そして、管腔画像生成部 143 は、抽出した管腔を所定の視点位置から投射した M A P 画像を生成する（ステップ S 105）。その後、制御部 17 は、仮想内視鏡画像生成部 142 によって生成されたフライスルー画像と、管腔画像生成部 143 によって生成された M A P 画像とをモニタ 2 にて並列表示させて（ステップ S 106）、処理を終了する。なお、M A P 画像表示モードが O F F の場合には（ステップ S 101 否定）、フライスルー画像のみが表示させることとなる。

40

【0071】

上述したように、第 1 の実施形態によれば、仮想内視鏡画像生成部 142 は、3次元画像データに含まれる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を生成する。そして、管腔画像生成部 143 は、仮想内視鏡画像が生成された管腔全体について、当該管腔の内部及び外部の輝度を反転することで当該管腔全体を抽出し、抽出した管腔全体の外部の所定の位置を視点位置とし、当該視点位置からの管腔の外観が描出された M A P 画像を生成する。そして、制御部 17 は、仮想内視鏡画像と M A P 画像とをモニタ 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、管腔全体の形状を把握しながら、フライスルー画像を観察させることができ、視点位置を移動させながら表示されたフライスルー画像が管腔全体のどの位置に相当するのかを容易に把握することを

50

可能にする。

【0072】

また、第1の実施形態によれば、管腔画像生成部143は、仮想内視鏡画像が生成された際の視線方向に対して垂直方向で、かつ、同一円周上にある所定の位置を視点位置とし、当該視点位置から管腔全体を投射した画像をMAP画像として生成する。そして、制御部17は、仮想内視鏡画像とMAP画像とをモニタ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、フライスルー画像の視線方向を考慮した上で、管腔全体を描出したMAP画像を容易に生成することを可能にする。

【0073】

また、第1の実施形態によれば、表示制御手段は、仮想内視鏡画像が生成された際の視点位置及び視線方向を示す矢印をMAP画像上に重畳して表示する。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置100は、視点位置を移動させながら表示されたフライスルー画像が管腔全体のどの位置に相当するのかをより容易に把握することを可能にする。

【0074】

また、第1の実施形態によれば、ダイヤル3cは、MAP画像を生成する際の視点位置を定める円の半径を変更する操作、及び、当該円上における視点位置を変更する操作を受け付ける。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置100は、操作者が所望するMAP画像を表示させることができ、視点位置を移動させながら表示されたフライスルー画像が管腔全体のどの位置に相当するのかをより把握しやすくさせることを可能にする。

【0075】

また、第1の実施形態によれば、制御部17は、仮想内視鏡画像が生成された際の視点位置及び視線方向を示す矢印を重畳したMAP画像をタッチコマンドスクリーン3dにて表示させる。そして、タッチコマンドスクリーン3dは、仮想内視鏡画像の視点位置及び視線方向を変更する操作を受け付ける。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置100は、管腔全体において操作者が所望する位置の仮想内視鏡画像を表示させることを可能にする。

【0076】

また、第1の実施形態によれば、制御部17は、仮想内視鏡画像に描出された管腔内部の範囲を示す情報をMAP画像上に重畳して表示する。従って、第1の実施形態に係る超音波診断装置100は、現時点で描出された管腔内部の画像が、管腔全体のどの範囲を描出しているのかを容易に把握させることを可能にする。

【0077】

また、第1の実施形態によれば、管腔画像生成部143は、仮想内視鏡画像における視点の位置が変更された場合に、視点の位置の変更に連動して視点位置を変更したMAP画像を生成する。そして、制御部17は、仮想内視鏡画像とMAP画像とを連動させてモニタ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、フライスルー画像に合わせてMAP画像を更新させて表示することができ、現時点で描出された管腔内部の画像が、管腔全体のどの位置を描出しているのかをより容易に把握させることを可能にする。

【0078】

(第2の実施形態)

上述した第1の実施形態では、フライスルー画像を生成した管腔の輝度を反転することで、MAP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、フライスルー画像の表示に際して、輝度反転を応用す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3に示す仮想内視鏡画像生成部142の処理内容のみが異なる。以下では、第2の実施形態に係る超音波診断装置を超音波診断装置100a、仮想内視鏡画像生成部を仮想内視鏡画像生成部142aとして説明する。

【0079】

仮想内視鏡画像生成部142aは、仮想内視鏡画像を生成する際の視点位置が管腔の外

10

20

30

40

50

部に配置された場合に、輝度及び視線方向を反転した仮想内視鏡画像を生成する。具体的には、仮想内視鏡画像生成部 142 a は、仮想内視鏡画像を生成する際の視点位置が操作者によって管腔の外部に設定された場合に、仮想内視鏡画像の輝度を反転させ、視線方向を 180° 転回させて投影した画像を生成する。図 10 は、第 2 の実施形態に係る仮想内視鏡画像生成部 142 a による処理の一例を説明するための図である。

【0080】

例えば、操作者によって視点位置が管腔の外部に設定された場合には、図 10 の (A) に示すように、表示が一面媒体となり、管腔内部のみならず、方向及び位置がわからなくなる。そこで、第 2 の実施形態に係る仮想内視鏡画像生成部 142 a は、まず、操作者によって設定された視点位置が管腔内部にあるか否かを判定する。例えば、仮想内視鏡画像生成部 142 a は、操作者によって設定された視点位置の座標が、芯線設定部 141 によって抽出された管腔の内部に相当する座標であるか否かを判定する。

10

【0081】

ここで、操作者によって設定された視点位置の座標が、管腔の内部に相当する座標ではない場合に、仮想内視鏡画像生成部 142 a は、仮想内視鏡画像の生成に用いる 3 次元画像データの輝度を反転させる。そして、仮想内視鏡画像生成部 142 a は、さらに視線方向を 180° 転回させ、設定された視点位置から投影した画像を生成する。これにより、仮想内視鏡画像生成部 142 a は、例えば、図 10 の (B) に示すように、外部から管腔を観察することが可能な画像を生成することができる。

【0082】

20

次に、図 11 を用いて、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 100 a の処理について説明する。図 11 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 100 a による処理の手順を示すフローチャートである。図 11 に示すように、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 100 a においては、視点位置が管腔の外部に設定されると (ステップ S201 肯定)、仮想内視鏡画像生成部 142 a は、フライスルー画像における仮想内視鏡画像の輝度を反転させる (ステップ S202)。

【0083】

そして、仮想内視鏡画像生成部 142 a は、視線方向を 180° 転回させ (ステップ S203)、設定された視点位置から投影した画像を生成する。その後、制御部 17 は、仮想内視鏡画像生成部 142 a によって生成された画像をモニタ 2 にて表示させて (ステップ S204)、処理を終了する。なお、視点位置が管腔の内部にある場合には (ステップ S201 否定)、上記した処理を行わずに仮想内視鏡画像を生成する。

30

【0084】

上述したように、第 2 の実施形態によれば、仮想内視鏡画像生成部 142 a は、仮想内視鏡画像を生成する際の視点位置が管腔の外部に配置された場合に、輝度及び視線方向を反転した仮想内視鏡画像を生成する。従って、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 100 a は、視点位置が管腔の外部に設定された場合でも、管腔の位置を容易に把握させることができ、検査効率を向上させることを可能にする。

【0085】

(第 3 の実施形態)

40

上述した第 1 の実施形態では、仮想内視鏡画像を生成した際の視点位置及び視線方向を示す矢印や、フライスルー画像に描出された管腔内部の範囲を MAP 画像に重畳する場合について説明した。第 3 の実施形態では、医療デバイスの位置を MAP 画像に重畳させ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 100 と比較して、図 1 に示す制御部 17 の処理内容のみが異なる。以下では、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置を超音波診断装置 100 b、制御部を制御部 17 a として説明する。

【0086】

制御部 17 a は、管腔内部の医療デバイスの位置を示す情報を MAP 画像上に重畳して表示する。具体的には、制御部 17 a は、画像生成部 14 に対して、ボリュームデータに

50

含まれる医療デバイスを示す画像をM A P画像とは異なるレイヤーに生成させる。さらに、制御部17aは、画像生成部14に対して、医療デバイスを示す画像をM A P画像に重畳させた画像を生成させる。そして、制御部17aは、医療デバイスを示す画像が重畳されたM A P画像を所定の表示部にて表示させる。

【0087】

図12は、第3の実施形態に係る制御部17による制御の一例を説明するための図である。なお、図12においては、医療デバイスとしてカテーテルが用いられた場合について示す。例えば、図12に示すように、制御部17aは、ボリュームデータに含まれるカテーテル303を輝度に基づいて抽出する。すなわち、超音波診断装置100bを用いた診断において、カテーテル303は、高輝度で描出されることから、制御部17aは、カテーテル303を輝度に基づいて抽出する。

10

【0088】

そして、制御部17aは、画像生成部14に対して、抽出したカテーテル303を描出した医療デバイス画像を生成させるように制御する。例えば、制御部17aは、管腔画像生成部143に対して、M A P画像を生成した際の視点位置及び視線方向で、抽出したカテーテル303を投射した医療デバイス画像を生成させる。このとき、図12に示すように、カテーテルの先端304のみが描出された医療デバイス画像を生成することも可能である。

【0089】

そして、制御部17aは、図12に示すように、M A P画像22にカテーテル303の先端304の画像を重畳させた画像を生成させる。その後、制御部17aは、カテーテル303の先端304が重畳されたM A P画像22をモニタ2にて表示させる。ここで、制御部17aは、カテーテル303の移動と連動して、M A P画像22上のカテーテル303の先端304を移動させた画像をモニタ2にて表示させる。

20

【0090】

上述した第3の実施形態では、M A P画像にカテーテルを重畳させて表示させ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、フライスルー画像にカテーテルを重畳させる場合であってもよい。図13A及び図13Bは、第3の実施形態に係るフライスルー画像の表示の一例を示す図である。

【0091】

例えば、制御部17aは、図13Aに示すように、フライスルー画像21の輝度を反転させ、管腔の外部を描出した画像にカテーテル303の先端304を重畳させた画像をモニタ2にて表示させることが可能である。また、制御部17aは、例えば、図13Bに示すように、フライスルー画像21にカテーテル303の先端304を重畳させた画像をモニタ2にて表示させることも可能である。かかる場合には、制御部17aは、仮想内視鏡画像生成部142に対して、医療デバイス画像を生成するように制御する。

30

【0092】

次に、図14を用いて、第3の実施形態に係る超音波診断装置100bの処理について説明する。図14は、第3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14に示すように、第3の実施形態に係る超音波診断装置100bにおいては、医療デバイス表示モードがONであると(ステップS301肯定)、制御部17aは、ボリュームデータに含まれる医療デバイスを描出した医療デバイス画像を生成させる(ステップS302)。

40

【0093】

そして、制御部17aは、医療デバイス画像をM A P画像に重畳させた画像を生成させる(ステップS303)。その後、制御部17aは、医療デバイスが重畳されたM A P画像をモニタ2にて表示させて(ステップS304)、処理を終了する。なお、医療デバイス表示モードがOFFの場合には、医療デバイスを重畳させる処理は実行されない(ステップS301否定)。

【0094】

50

上述したように、第 3 の実施形態によれば、制御部 17 a は、管腔内部のカテーテルの位置を示す情報を M A P 画像上に重畳して表示する。従って、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 100 b は、管腔内の医療デバイスの位置をわかりやすく表示させることを可能にする。

【0095】

(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。

【0096】

上述した第 1 ~ 第 3 の実施形態では、医用画像診断装置として超音波診断装置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、医用画像診断装置として X 線 C T 装置、M R I 装置及び X 線診断装置などが用いられる場合であってもよい。

10

【0097】

上述した第 1 ~ 第 3 の実施形態では、M A P 画像として、管腔全体を 2 次元の平面上に投射した画像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、管腔全体を透視投影した 3 次元の画像を M A P 画像として用いる場合であってもよい。

【0098】

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、本実施形態の医用画像診断装置、画像処理装置及びプログラムは、視点位置を移動させながら表示されたフライスルー画像が管腔全体のどの位置に相当するのかを容易に把握することを可能にする。

20

【0099】

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。

30

【符号の説明】

【0100】

1 超音波プローブ

10 装置本体

14 画像生成部

17 制御部

100、100 a、100 b 超音波診断装置

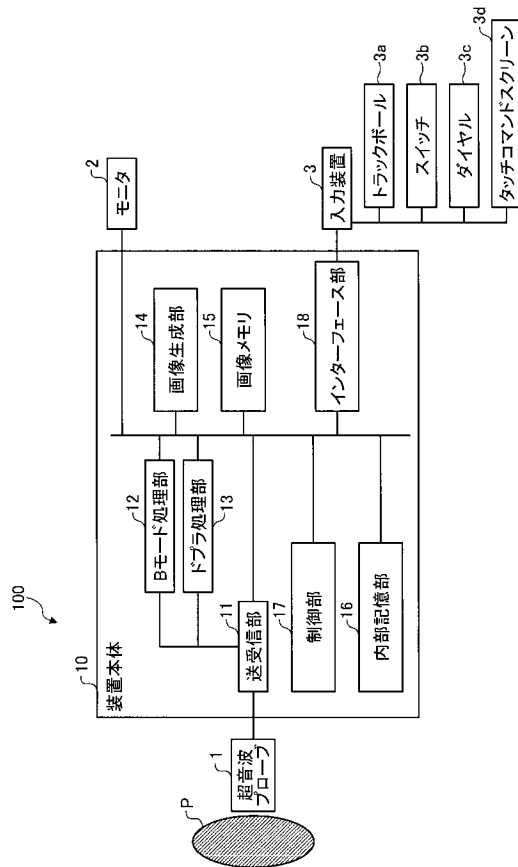
141 芯線設定部

142、142 a 仮想内視鏡画像生成部

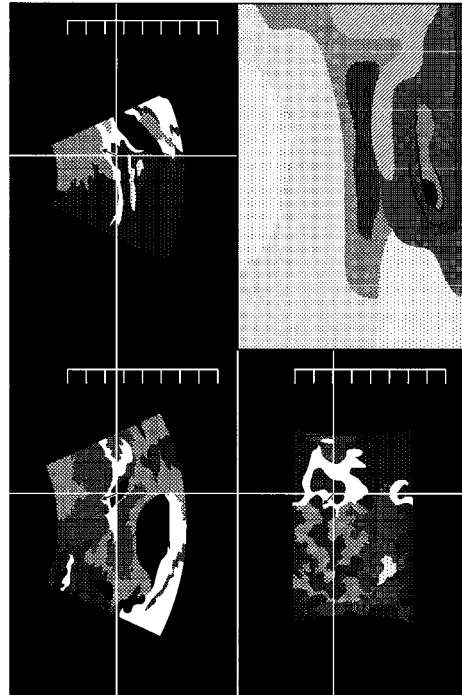
143 管腔画像生成部

40

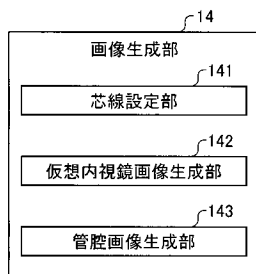
【図 1】



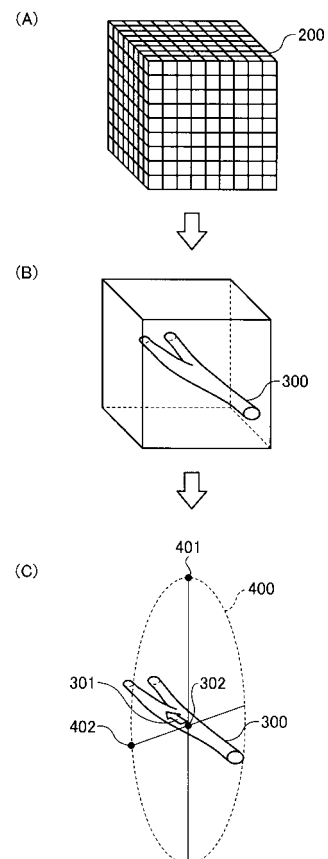
【図 2】



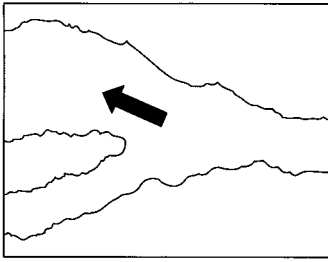
【図 3】



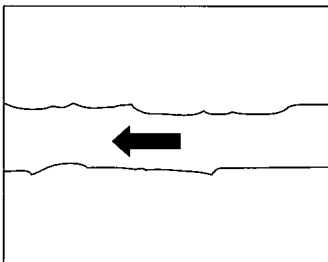
【図 4】



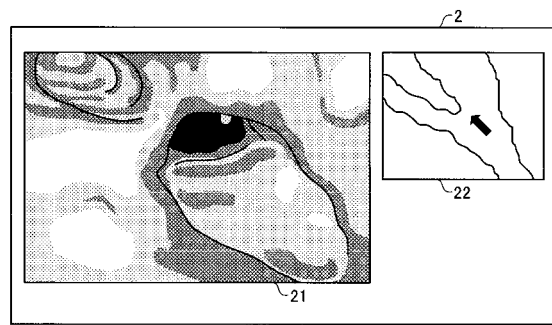
【図 5 A】



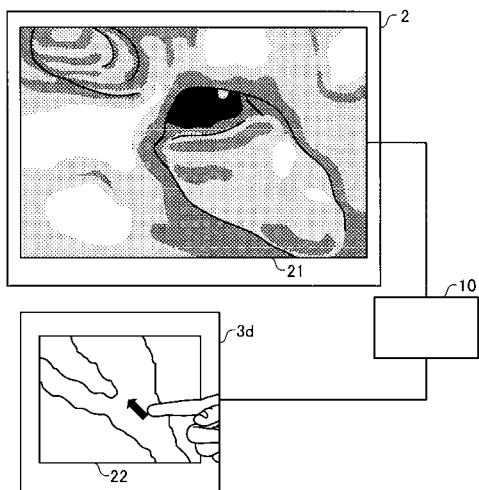
【図 5 B】



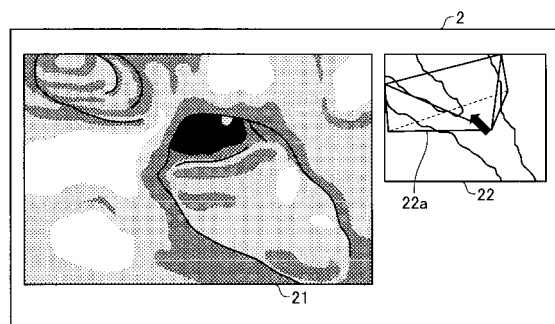
【図 6】



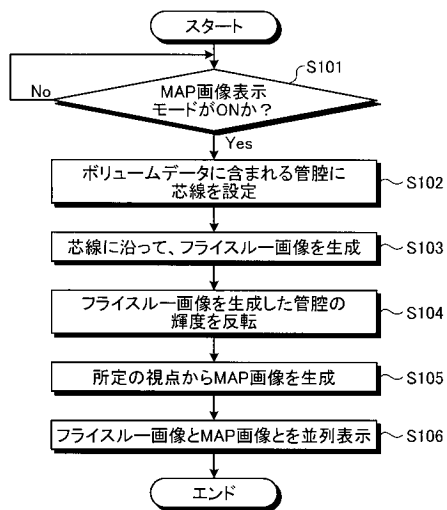
【図 7】



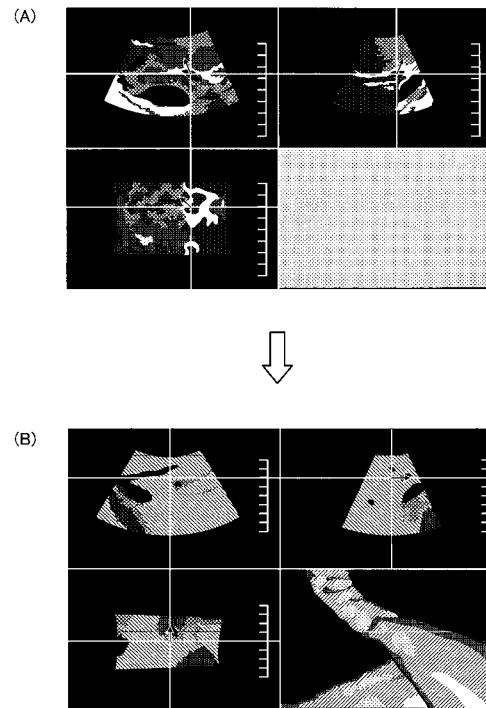
【図 8】



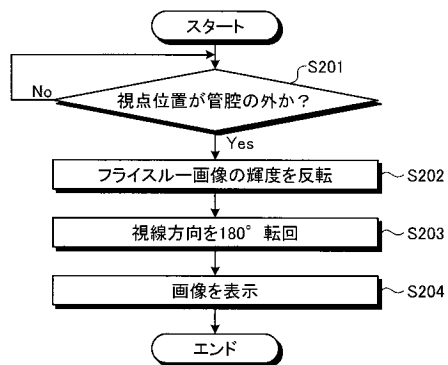
【図 9】



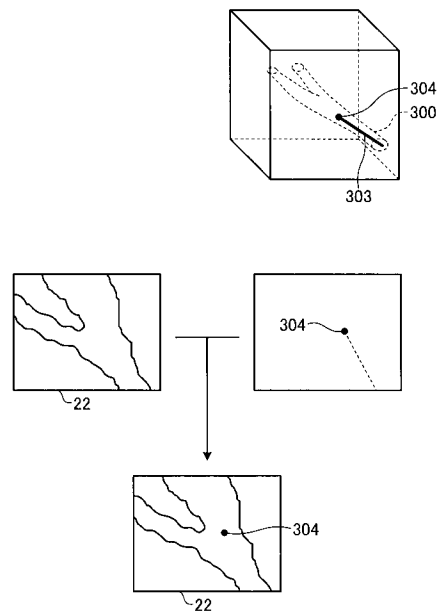
【図 10】



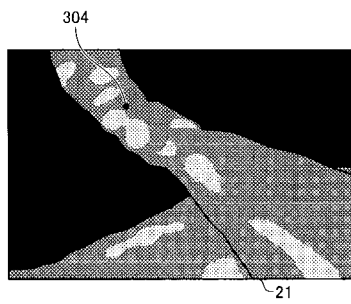
【図 11】



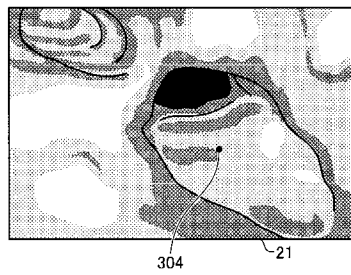
【図 12】



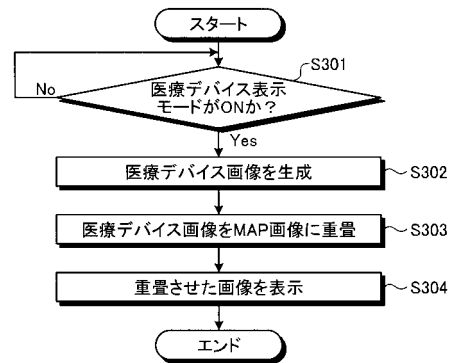
【図 1 3 A】



【図 1 3 B】



【図 1 4】



フロントページの続き

(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 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 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 EE11 JC09 JC21 JC30 JC33 KK22 KK24

5B057 AA08 CA08 CA12 CA16 CB08 CB12 CB16 CD14 DA16 DB02

DB09 DC22

专利名称(译)	医学图像诊断设备，图像处理设备和程序		
公开(公告)号	JP2013192673A	公开(公告)日	2013-09-30
申请号	JP2012061472	申请日	2012-03-19
[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	大森慈浩 赤木和哉 松永智史 田中豪 東哲也		
发明人	大森 慈浩 赤木 和哉 松永 智史 田中 豪 東 哲也		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.A G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/JC09 4C601/JC21 4C601/JC30 4C601/JC33 4C601/KK22 4C601/KK24 5B057/AA08 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CD14 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC22 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA22 5L096/DA01		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP5981178B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种医学图像诊断设备，图像处理设备和程序，其允许操作者在移动视点时容易地识别显示的飞越图像对应的整个管腔中的位置。解决方案：超声诊断设备包括：虚拟内窥镜图像生成部分；腔内图像生成部分；和控制部分。虚拟内窥镜图像生成部分生成包括在从规定的视线方向投射的三维图像数据中的内腔的虚拟内窥镜图像。腔内图像生成部分通过在生成虚拟内窥镜图像的整个腔上反转腔的内部和外部的亮度来提取整个腔，并且生成腔视图，其中来自视点的腔的轮廓被可视化。视点是提取的整个管腔外的规定位置。控制部分在监视器上显示虚拟内窥镜图像和腔内图像。

