

(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2011-135937

(P2011-135937A)

(43) 公開日 平成23年7月14日(2011.7.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q	4 C 0 9 3
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	5 B 0 5 7
G 0 6 T 15/08 (2011.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 B	5 B 0 8 0
	G 0 6 T 15/00 2 0 0	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2009-296238 (P2009-296238)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成21年12月25日 (2009.12.25)		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	川崎 友寛
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	山形 仁
			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

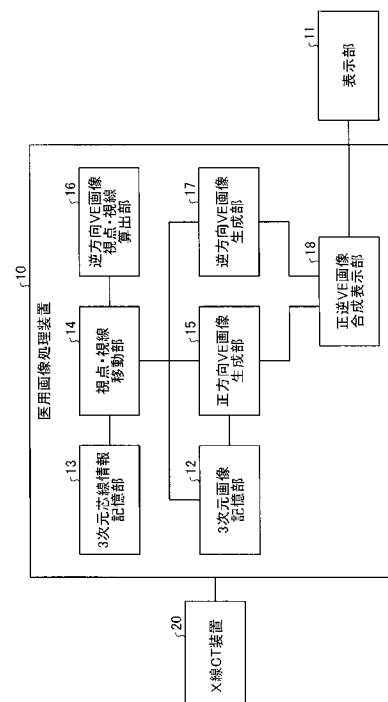
(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置、医用画像処理プログラム及び医用画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】一方向の視線方向からでは見えない領域を観察可能にすることで診断効率及び診断精度を向上させる。

【解決手段】正方向V E 画像生成部15は、X線C T装置20により収集された3次元画像データに対して透視投影法による3次元処理を施すことで、ある視線方向から管腔臓器内を投影した正方向V E 画像を生成する。また、逆方向V E 画像生成部17は、3次元画像データに対して透視投影法による3次元処理を施すことで、正方向V E 画像の視線方向とは逆の視線方向から大腸内腔を投影した逆方向V E 画像を生成する。そして、正逆V E 画像合成表示部18は、正方向V E 画像と逆方向V E 画像とをそれぞれ表示部11に表示させる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

医用画像診断装置により収集された 3 次元画像データに対して透視投影法又は魚眼投影法による 3 次元処理を施すことで、第一の視線方向から管腔臓器内を投影した第一の仮想内視鏡画像を生成する第一の画像生成手段と、

前記 3 次元画像データに対して透視投影法又は魚眼投影法による 3 次元処理を施すことで、前記第一の視線方向とは逆の第二の視線方向から前記管腔臓器内を投影した第二の仮想内視鏡画像を生成する第二の画像生成手段と、

前記第一の画像生成手段により生成された第一の仮想内視鏡画像と前記第二の画像生成手段により生成された第二の仮想内視鏡画像とをそれぞれ表示部に表示させる画像表示制御手段と

10

を備えたことを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 2】

前記第二の画像生成手段は、前記第一の画像生成手段により生成される第一の仮想内視鏡画像には前記管腔臓器内の突起物に隠れて投影されない領域が前記第二の仮想内視鏡画像に投影されるように、前記第一の仮想内視鏡画像の視点を前記第一の視線方向に移動した位置に前記第二の仮想内視鏡画像の視点を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 3】

前記画像表示制御手段は、前記第一の仮想内視鏡画像又は前記第二の仮想内視鏡画像のうち一方の仮想内視鏡画像の内側に他方の仮想内視鏡画像を 2 次元的に重ね合わせた合成画像を生成し、生成した合成画像を前記表示部に表示させることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の医用画像処理装置。

20

【請求項 4】

前記画像表示制御手段は、前記第一の仮想内視鏡画像の略中央に前記第二の仮想内視鏡画像を合成した画像を前記合成画像として生成することを特徴とする請求項 3 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 5】

前記画像表示制御手段は、前記第一の仮想内視鏡画像の略中央に合成された前記第二の仮想内視鏡画像の略中央にさらに前記第一の仮想内視鏡画像を合成した画像を前記合成画像として生成することを特徴とする請求項 4 に記載の医用画像処理装置。

30

【請求項 6】

前記第一の画像生成手段により生成される第一の仮想内視鏡画像の視点を前記管腔臓器内に設定された軌道に沿って移動させる視点移動手段と、

前記第二の画像生成手段により生成される第二の仮想内視鏡画像の視点を前記視点移動手段による前記第一の仮想内視鏡画像の視点の移動にともなって再設定する視点設定手段と

をさらに備えた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処理装置。

【請求項 7】

医用画像診断装置により収集された 3 次元画像データに対して透視投影法又は魚眼投影法による 3 次元処理を施すことで、第一の視線方向から管腔臓器内を投影した第一の仮想内視鏡画像を生成する第一の画像生成手段と、

前記 3 次元画像データに対して透視投影法又は魚眼投影法による 3 次元処理を施すことで、前記第一の視線方向とは逆の第二の視線方向から前記管腔臓器内を投影した第二の仮想内視鏡画像を生成する第二の画像生成手段と、

前記第一の画像生成手段により生成された第一の仮想内視鏡画像と前記第二の画像生成手段により生成された第二の仮想内視鏡画像とをそれぞれ表示部に表示させる画像表示制御手段と

をコンピュータに実行させることを特徴とする医用画像処理プログラム。

40

50

【請求項 8】

医用画像を収集する画像収集手段と、

前記画像収集手段により収集された 3 次元画像データに対して透視投影法又は魚眼投影法による 3 次元処理を施すことで、第一の視線方向から管腔臓器内を投影した第一の仮想内視鏡画像を生成する第一の画像生成手段と、

前記 3 次元画像データに対して透視投影法又は魚眼投影法による 3 次元処理を施すことで、前記第一の視線方向とは逆の第二の視線方向から前記管腔臓器内を投影した第二の仮想内視鏡画像を生成する第二の画像生成手段と、

前記第一の画像生成手段により生成された第一の仮想内視鏡画像と前記第二の画像生成手段により生成された第二の仮想内視鏡画像とをそれぞれ表示部に表示させる画像表示制御手段と

を備えたことを特徴とする医用画像診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、医用画像処理装置、医用画像処理プログラム及び医用画像診断装置に関する。

【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、X 線コンピュータ断層撮影 (Computer Tomography: CT) 装置や磁気共鳴イメージング (Magnetic Resonance Imaging: MRI) 装置、X 線診断装置、超音波診断装置などである。

【0003】

かかる医用画像処理装置の一例として、例えば、X 線 CT 装置により収集された大腸の 3 次元画像を表示する大腸解析システムがある。大腸解析システムは、CTC (CT Colonography) と呼ばれる大腸の 3 次元画像表示を行う。そして、この CTC で用いられる画像表示方法の 1 つに、仮想内視鏡 (Virtual Endoscopy: VE) がある (例えば、特許文献 1 参照)。

【0004】

VE は、内視鏡画像と同様に、視点から近い位置にある物体を大きく、視点から遠い位置にある物体を小さくした VE 画像を表示することができる。また、VE は、視点の位置や方向を任意に設定することができるので、内視鏡では観察できない領域を表示することもできる。そして、一般的に、VE では、あらかじめ抽出された大腸内腔を通る 3 次元芯線の起動上で自動的に視点を移動する画像表示が行われる。このような画像表示法はフライスルー (Flythrough) 表示と呼ばれる。実際の診断では、例えば、操作者は、フライスルー表示で視点の移動中に更新される VE 画像を観察することで診断を行う。

【0005】

ここで、VE 画像は、透視投影 (Perspective Projection) 法による VR (Volume Rendering) 画像として生成されるのが一般的である。

【0006】

図 9 - 1 及び 9 - 2 は、従来の透視投影法を説明するための図である。図 9 - 1 は、透視投影法により生成される透視投影画像の一例を示している。図 9 - 1 に示すように、透視投影法によれば、内視鏡画像と同様な大腸内腔の VR 画像が生成される。また、図 9 - 2 は、透視投影法における視点、視線及び FOV (Field Of View) 角を示している。図 9 - 2 に示すように、透視投影法では、大腸内腔に視点、視線方向、及び、視線方向を中心とする視野角である FOV が設定される。そして、透視投影法では、視線方向及び FOV 角で定まる範囲に向けて視点位置から放射状に透視投影することで、図 9 - 1 に示した透視投影画像が生成される。なお、透視投影法における FOV 角の最大値は 180° である。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

さらに、V E 画像は、魚眼投影 (Fisheye Projection) 法により生成される場合もある。魚眼投影法とは、F O V 角を 180° 以上とした投影法である。

【 0 0 0 8 】

図 1 0 - 1 及び 1 0 - 2 は、従来の魚眼投影法を説明するための図である。図 1 0 - 1 は、魚眼投影法により生成される魚眼投影画像の一例を示している。図 1 0 - 1 に示すように、魚眼投影法によれば、視点後方にある大腸壁まで表示した V R 画像が生成される。また、図 1 0 - 2 は、魚眼投影法における視点、視線及び F O V 角を示している。図 1 0 - 2 に示すように、魚眼投影法では、F O V 角が 180° 以上となるので、通常の透視投影法と比べて広い範囲を表示することができる。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 9 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 8 - 2 2 0 4 1 6 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 0 】

しかしながら、上述した従来の技術では、一方向の視線方向からでは見えない領域が存在するために診断効率及び診断精度が低減するという課題がある。

【 0 0 1 1 】

20

図 1 1 は、従来の透視投影法における課題を説明するための図である。図 1 1 に示すように、例えば、透視投影法では、投影方向が視点前方に限られるため、大腸壁の突起部に隠れて見えない範囲が存在する。このような場合には、見えない範囲に存在するポリープの診断もれが生じる可能性がある。

【 0 0 1 2 】

図 1 2 は、従来の魚眼投影法における課題を説明するための図である。図 1 2 に示すように、例えば、魚眼投影法では、視点後方にある大腸壁まで表示されるので、通常の透視投影法より広い範囲を表示することができる。したがって、透視投影法と比べてポリープの診断もれを低減させることができる。しかし、魚眼投影法では、フライスルー表示において、視点の直後にある大腸壁の裏側は壁を通り過ぎる瞬間に一瞬見えるだけなので、ポリープが見落とされやすい。また、視点後方部分の画像は歪んでいるためポリープの形状が変形しており、正確に診断を行うことが難しい。また、視点の後方にある部分が視点の前方にあるかのように見えるため、視点とポリープとの位置関係が把握しにくい。

30

【 0 0 1 3 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、一方向の視線方向からでは見えない領域を観察可能にすることで診断効率及び診断精度を向上させることができる医用画像処理装置、医用画像処理プログラム及び医用画像診断装置を提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 4 】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、請求項 1 記載の本発明は、医用画像処理装置が、医用画像診断装置により収集された 3 次元画像データに対して透視投影法又は魚眼投影法による 3 次元処理を施すことで、第一の視線方向から管腔臓器内を投影した第一の仮想内視鏡画像を生成する第一の画像生成手段と、前記 3 次元画像データに対して透視投影法又は魚眼投影法による 3 次元処理を施すことで、前記第一の視線方向とは逆の第二の視線方向から前記管腔臓器内を投影した第二の仮想内視鏡画像を生成する第二の画像生成手段と、前記第一の画像生成手段により生成された第一の仮想内視鏡画像と前記第二の画像生成手段により生成された第二の仮想内視鏡画像とをそれぞれ表示部に表示させる画像表示制御手段とを備えたことを特徴とする。

40

【 0 0 1 5 】

また、請求項 7 記載の本発明は、医用画像処理プログラムが、医用画像診断装置により

50

収集された３次元画像データに対して透視投影法又は魚眼投影法による３次元処理を施すことで、第一の視線方向から管腔臓器内を投影した第一の仮想内視鏡画像を生成する第一の画像生成手順と、前記３次元画像データに対して透視投影法又は魚眼投影法による３次元処理を施すことで、前記第一の視線方向とは逆の第二の視線方向から前記管腔臓器内を投影した第二の仮想内視鏡画像を生成する第二の画像生成手順と、前記第一の画像生成手順により生成された第一の仮想内視鏡画像と前記第二の画像生成手順により生成された第二の仮想内視鏡画像とをそれぞれ表示部に表示させる画像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。

【００１６】

また、請求項８記載の本発明は、医用画像診断装置が、医用画像を収集する画像収集手段と、前記画像収集手段により収集された３次元画像データに対して透視投影法又は魚眼投影法による３次元処理を施すことで、第一の視線方向から管腔臓器内を投影した第一の仮想内視鏡画像を生成する第一の画像生成手段と、前記３次元画像データに対して透視投影法又は魚眼投影法による３次元処理を施すことで、前記第一の視線方向とは逆の第二の視線方向から前記管腔臓器内を投影した第二の仮想内視鏡画像を生成する第二の画像生成手段と、前記第一の画像生成手段により生成された第一の仮想内視鏡画像と前記第二の画像生成手段により生成された第二の仮想内視鏡画像とをそれぞれ表示部に表示させる画像表示制御手段とを備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【００１７】

請求項１、７及び８記載の本発明によれば、一方向の視線方向からでは見えない領域を観察可能にすることで診断効率及び診断精度を向上させることができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【００１８】

【図１】図１は、本実施例に係る医用画像処理装置の構成を示す機能ブロック図である。

【図２】図２は、本実施例に係る医用画像処理装置の動作を示すフローチャートである。

【図３】図３は、３次元芯線情報記憶部により記憶される３次元芯線情報の一例を示す図である。

【図４】図４は、逆方向ＶＥ画像視点・視線算出部による視点及び視線の算出を説明するための図である。

【図５】図５は、逆方向ＶＥ画像生成部により生成される逆方向ＶＥ画像の一例を説明するための図である。

【図６】図６は、正逆ＶＥ画像合成表示部による正逆ＶＥ合成画像の生成を説明するための図である。

【図７】図７は、正逆ＶＥ画像合成表示部により表示部に表示される正逆ＶＥ合成画像を示す図である。

【図８】図８は、正逆ＶＥ合成画像の大腸フライスルー表示で投影される領域の変化を説明するための図である。

【図９－１】図９－１は、従来の透視投影法を説明するための図（１）である。

【図９－２】図９－２は、従来の透視投影法を説明するための図（２）である。

【図１０－１】図１０－１は、従来の魚眼投影法を説明するための図（１）である。

【図１０－２】図１０－２は、従来の魚眼投影法を説明するための図（２）である。

【図１１】図１１は、従来の透視投影法における課題を説明するための図である。

【図１２】図１２は、従来の魚眼投影法における課題を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【００１９】

以下に、本発明に係る医用画像処理装置、医用画像処理プログラム及び医用画像診断装置の実施例を図面に基づいて詳細に説明する。なお、以下に示す実施例では、Ｘ線ＣＴ装置によって収集された３次元画像を表示する医用画像処理装置に本発明を適用した場合に

10

20

30

40

50

について説明する。また、以下に示す実施例では、管腔臓器の３次元画像の一例として、大腸の３次元画像を表示する場合について説明する。

【実施例】

【００２０】

まず、本実施例に係る医用画像処理装置の構成について説明する。

【００２１】

図１は、本実施例に係る医用画像処理装置１０の構成を示す機能ブロック図である。図１に示すように、医用画像処理装置１０は、Ｘ線ＣＴ装置２０に接続されており、そのＸ線ＣＴ装置２０によって収集された画像データを処理の対象とする。

【００２２】

また、医用画像処理装置１０は、表示部１１と、３次元画像記憶部１２と、３次元芯線情報記憶部１３と、視点・視線移動部１４と、正方向ＶＥ画像生成部１５と、逆方向ＶＥ画像視点・視線算出部１６と、逆方向ＶＥ画像生成部１７と、正逆ＶＥ画像合成表示部１８とを有する。

【００２３】

なお、この医用画像処理装置１０は、例えば、汎用のコンピュータ装置を基本ハードウェアとして用いることにより実現することができる。また、医用画像処理装置１０が有する各部は、所定の処理手順を規定した医用画像処理プログラムをコンピュータ装置に搭載されたプロセッサに実行させることにより実現することができる。

【００２４】

このとき、医用画像処理プログラムは、コンピュータ装置にあらかじめインストールされていてもよいし、磁気ディスクや光磁気ディスク、光ディスク、半導体メモリなどのリムーバブルな記録媒体に記録され、あるいはネットワークを介して配布されて、コンピュータ装置に適宜インストールされてもよい。また、医用画像処理装置１０の各部は、その一部又は全てをロジック回路などのハードウェアにより実現することも可能であるし、ハードウェアとソフトウェア制御とを組み合わせることも可能である。

【００２５】

表示部１１は、医用画像処理装置１０によって処理された各種医用画像を表示する。この表示部１１は、例えば、液晶モニタやＣＲＴ（Cathode-Ray Tube）モニタなどである。

【００２６】

３次元画像記憶部１２は、Ｘ線ＣＴ装置２０により収集された３次元画像データを記憶する。本実施例では、３次元画像記憶部１２は、大腸内部をガスで拡張して、仰臥位又は伏臥位でＣＴ撮像された腹部の３次元画像データを保存する。なお、３次元画像記憶部１２は、例えば、ＨＤＤ（Hard Disk Drive）や半導体メモリなどである。

【００２７】

３次元芯線情報記憶部１３は、大腸内腔を通る３次元芯線を示す３次元芯線情報を記憶する。この３次元芯線情報記憶部１３に記憶される３次元芯線情報は、３次元画像記憶部１２により記憶された３次元画像データからあらかじめ抽出される。なお、３次元芯線情報記憶部１３は、例えば、ＨＤＤや半導体メモリなどである。

【００２８】

視点・視線移動部１４は、後述する正方向ＶＥ画像生成部１５により生成される正方向ＶＥ画像の視点を、大腸内腔を通る３次元芯線の軌道に沿って一定の距離間隔及び一定の時間間隔で移動させる。

【００２９】

正方向ＶＥ画像生成部１５は、３次元画像記憶部１２により記憶された３次元画像データに対して透視投影法による３次元処理を施すことで、視点・視線移動部１４により設定される視線方向から大腸内腔を投影した正方向ＶＥ画像を生成する。

【００３０】

逆方向ＶＥ画像視点・視線算出部１６は、後述する逆方向ＶＥ画像生成部１７により生

10

20

30

40

50

成される逆方向 V E 画像の視点を、視点・視線移動部 14 による正方向 V E 画像の視点の移動にともなって再設定する。

【0031】

逆方向 V E 画像生成部 17 は、3 次元画像記憶部 12 により記憶された 3 次元画像データに対して透視投影法による 3 次元処理を施すことで、正方向 V E 画像の視線方向とは逆の視線方向から大腸内腔を投影した逆方向 V E 画像を生成する。

【0032】

正逆 V E 画像合成表示部 18 は、正方向 V E 画像生成部 15 により生成された正方向 V E 画像と逆方向 V E 画像生成部 17 により生成された逆方向 V E 画像とをそれぞれ表示部 11 に表示させる。本実施例では、正逆 V E 画像合成表示部 18 は、正方向 V E 画像の内側 10 に逆方向 V E 画像を 2 次的に重ね合わせた正逆 V E 合成画像を生成し、生成した正逆 V E 合成画像を表示部 11 に表示させる。

【0033】

次に、本実施例に係る医用画像処理装置 10 の動作について説明する。なお、ここでは、医用画像処理装置 10 全体の動作を説明するとともに、図 1 に示した各部により行われる処理について詳細に説明する。

【0034】

図 2 は、本実施例に係る医用画像処理装置 10 の動作を示すフローチャートである。図 2 に示すように、医用画像処理装置 10 では、視点・視線移動部 14 が、例えば、入力部 (図示せず) を介して操作者から画像表示の開始指示を受け付けた場合に (ステップ S 1 1, Yes)、3 次元芯線情報記憶部 13 に記憶されている 3 次元芯線情報に基づいて、正方向 V E 画像の初期視点及び初期視線を算出する (ステップ S 1 2)。

【0035】

図 3 は、3 次元芯線情報記憶部 13 により記憶される 3 次元芯線情報の一例を示す図である。図 3 に示すように、3 次元芯線情報記憶部 13 は、3 次元芯線情報として、大腸内腔を通る 3 次元芯線を表す複数の点列データ C 1 ~ C N を記憶する。ここで、n 番目の点列データは座標 C n 及びベクトル T C n で表される。また、各点列データは、3 次元画像記憶部 12 によって記憶された 3 次元画像データからあらかじめ抽出され、3 次元芯線情報記憶部 13 に記憶される。

【0036】

具体的には、視点・視線移動部 14 は、まず、3 次元芯線情報記憶部 13 に記憶されている 3 次元芯線情報を参照して、最初の点列データである C 1 を取得する。その後、視点・視線移動部 14 は、以下に示す式 (1) 及び (2) により、取得した点列データ C 1 から初期視点座標 P s 及び初期視線ベクトル V s を算出する。そして、視点・視線移動部 14 は、算出した初期視点座標 P s 及び初期視線ベクトル V s を内部メモリ (図示せず) に保存する。

【0037】

【数 1】

$$P_s = C_1 \quad \dots (1)$$

【0038】

【数 2】

$$V_s = T C_1 \quad \dots (2)$$

【0039】

なお、後に説明するが、視点・視線移動部 14 は、3 次元芯線情報記憶部 13 により記憶された 3 次元芯線情報を参照して、点列データ C 1 ~ C N を 1 つずつ順番に取得する。そして、視点・視線移動部 14 は、最初の点列データである C 1 を取得したときには、上述した手順で初期視点座標 P s 及び初期視線ベクトル V s を算出する。また、視点・視線移動部 14 は、m 番目の点列データを取得したときには、視点座標 P m 及び視線ベクトル

V_mを算出する。そこで、以下に示す説明では、視点座標を総じてPと表し、視線ベクトルを総じてVと表す。

【0040】

図2にもどって、続いて、正方向VE画像生成部15が、視点・視線移動部14により算出された視点及び視線に基づいて正方向VE画像を生成する(ステップS13)。

【0041】

具体的には、正方向VE画像生成部15は、まず、視点・視線移動部14により算出された視点座標P及び視線ベクトルVを内部メモリから取得する。そして、正方向VE画像生成部15は、取得した視点座標P及び視線ベクトルVに基づいて、3次元画像記憶部12により記憶された3次元画像データに対して透視投影法による3次元処理を施すことで、正方向VE画像を生成する。なお、このとき、正方向VE画像生成部15は、F_{OV}角を所定の角度(例えば、90°)に設定して、正方向VE画像を生成する。また、このとき、正方向VE画像生成部15は、例えば、正方向VE画像における大腸内腔の空気領域の透明度を「0」に設定し、大腸内壁の透明度を「1」に設定する。

【0042】

続いて、逆方向VE画像視点・視線算出部16が、逆方向VE画像の視点及び視線を算出する(ステップS14)。

【0043】

図4は、逆方向VE画像視点・視線算出部16による視点及び視線の算出を説明するための図である。具体的には、逆方向VE画像視点・視線算出部16は、まず、視点・視線移動部14により算出された視点座標Pを内部メモリから取得する。そして、逆方向VE画像視点・視線算出部16は、図4に示すように、視点座標PからF_{OV}内を放射状に投影した場合に、視点座標Pから最も近い位置で大腸内壁に接する接線Tを求める。

【0044】

さらに、逆方向VE画像視点・視線算出部16は、接線Tが大腸内壁に接する接点Sを求める。また、逆方向VE画像視点・視線算出部16は、視点座標Pから接点Sに向かう方向へ接線Tを伸ばした場合に接線Tと大腸内壁とが交わる交点Kを求める。このとき、例えば、逆方向VE画像視点・視線算出部16は、正方向VE画像生成部15によって生成された正方向VE画像において透明度が「1」に設定されている領域の表面を大腸内壁として検出する。

【0045】

そして、逆方向VE画像視点・視線算出部16は、視線ベクトルVに垂直であり、かつ交点Kを通る平面Hを求める。そして、逆方向VE画像視点・視線算出部16は、正方向VE画像の視点座標Pの平面Hに対する対称点を逆方向VE画像の視点座標P_rとして算出する。さらに、逆方向VE画像視点・視線算出部16は、以下に示す式(3)により、正方向VE画像の視線ベクトルVの逆ベクトルを逆方向VE画像の視線ベクトルV_rとして算出する。

【0046】

【数3】

$$V_r = -V \quad \dots(3)$$

【0047】

その後、逆方向VE画像視点・視線算出部16は、算出した視点座標P_r及び視線ベクトルV_rを内部メモリに保存する。

【0048】

図2にもどって、続いて、逆方向VE画像生成部17が、逆方向VE画像を生成する(ステップS15)。

【0049】

具体的には、逆方向VE画像生成部17は、まず、逆方向VE画像視点・視線算出部16により算出された視点座標P_r及び視線ベクトルV_rを内部メモリから取得する。そし

10

20

30

40

50

て、逆方向 V E 画像生成部 17 は、取得した視点座標 P_r 及び視線ベクトル V_r に基づいて、3 次元画像記憶部 12 により記憶された 3 次元画像データに対して透視投影法による 3 次元処理を施すことで、逆方向 V E 画像を生成する。なお、このとき、逆方向 V E 画像生成部 17 は、正方向 V E 画像の F O V 角と同じ角度に F O V 角を設定して、逆方向 V E 画像を生成する（図 4 参照）。

【0050】

図 5 は、逆方向 V E 画像生成部 17 により生成される逆方向 V E 画像の一例を説明するための図である。図 5 に示すように、例えば、逆方向 V E 画像生成部 17 は、逆方向 V E 画像が投影される投影面 R をドーナツ状の領域に限定する。このとき、逆方向 V E 画像生成部 17 は、3 次元画像データの 3 次元空間上において、ドーナツ状領域の外径 O をあらかじめ決められた任意の値に設定する。例えば、逆方向 V E 画像生成部 17 は、外径 O を平均的な大腸内腔の $1/2$ の径（約 20 mm）に設定する。

10

【0051】

ここで、逆方向 V E 画像生成部 17 は、逆方向 V E 画像の視点座標 P_r と交点 K とを結ぶ F O V 内に外径 O のドーナツ状領域が接するように、逆方向 V E 画像の視点座標 P_r と投影面 R との距離を設定する（図 4 参照）。そして、逆方向 V E 画像生成部 17 は、逆方向 V E 画像の視点座標 P_r と接点 S とを結ぶ線分と投影面 R との交点を算出し、その交点とドーナツ状領域の中心点との間の距離をドーナツ状領域の内径 I として設定する（図 5 参照）。

【0052】

20

このように逆方向 V E 画像の投影領域を設定することにより、逆方向 V E 画像のドーナツ状の投影領域には、正方向 V E 画像に投影されない接点 S と交点 K との間に存在する大腸内壁が投影される。

【0053】

なお、逆方向 V E 画像生成部 17 は、平面 H よりも逆方向 V E 画像の視点座標 P_r 側の領域は投影対象としないこととする。これにより、逆方向 V E 画像に投影される大腸内腔領域は、平面 H よりも正方向 V E 画像の視点座標 P 側の領域のみになる。この結果、本来観察したい領域、すなわち、正方向 V E 画像に投影されない接点 S と交点 K との間に存在する大腸内壁が、平面 H よりも逆方向 V E 画像の視点座標 P_r 側の領域に存在する大腸壁によって隠れて逆方向 V E 画像に投影されない状況を防ぐことができる。

30

【0054】

図 2 にもどって、続いて、正逆 V E 画像合成表示部 18 が、正方向 V E 画像と逆方向 V E 画像とを合成した正逆 V E 合成画像を生成する（ステップ S 16）。

【0055】

図 6 は、正逆 V E 画像合成表示部 18 による正逆 V E 合成画像の生成を説明するための図である。図 6 に示すように、正逆 V E 画像合成表示部 18 は、逆方向 V E 画像生成部 17 により生成された逆方向 V E 画像を平面 H に写像し、写像された逆方向 V E 画像を正方向 V E 画像の視点座標 P から投影した画像を正方向 V E 画像上に合成することで、正逆 V E 合成画像を生成する。

【0056】

40

これにより、逆方向 V E 画像が、正方向 V E 画像には投影されない接点 S と交点 K との間に存在する大腸内壁の端点である交点 K の位置に表示される。したがって、逆方向 V E 画像が、適度な大きさでかつ平面 H より逆方向 V E 画像の視点座標 P_r 側の大腸壁に隠れることなく表示される。

【0057】

図 2 にもどって、続いて、正逆 V E 画像合成表示部 18 は、生成した正逆 V E 合成画像を表示部 11 に表示させる（ステップ S 17）。

【0058】

図 7 は、正逆 V E 画像合成表示部 18 により表示部 11 に表示される正逆 V E 合成画像を示す図である。図 7 に示すように、正逆 V E 合成画像では、ドーナツ状領域上に逆方向

50

V E 画像が表示される。また、ドーナツ状領域の外径より外側の領域及び内径より内側の領域に正方向 V E 画像が表示される。したがって、大腸フライスルーにおける前方への進行方向を見失うことがない。

【 0 0 5 9 】

なお、例えば、正逆 V E 画像合成表示部 1 8 は、操作者によるマウスやキーボードの操作に応じて、ドーナツ状領域の内径内部にも逆方向 V E 画像を表示し、ドーナツ状領域全体が逆方向 V E 画像になるように表示を切り替えるようにしてもよい。

【 0 0 6 0 】

図 2 にもどって、続いて、視点・視線移動部 1 4 が、3 次元芯線情報記憶部 1 3 に記憶されている全ての点列データについて処理を行っていない場合に（ステップ S 1 8 , N o ）、正方向 V E 画像の視点及び視線を大腸内に設定された 3 次元芯線の軌道に沿って移動させる（ステップ S 1 9 ）。このとき、視点・視線移動部 1 4 は、正方向 V E 画像の視点及び視線を一定の距離間隔及び一定の時間間隔で移動させる。

10

【 0 0 6 1 】

具体的には、視点・視線移動部 1 4 は、m 回目に視点及び視線を移動させる場合には、以下に示す式（ 4 ）、（ 5 ）及び（ 6 ）により、視点座標 P_m 、視線ベクトル V_m 、及び、3 次元芯線上を始点 C_1 から曲線に沿って移動した距離 L_m を算出する（図 3 参照）。

【 0 0 6 2 】

【 数 4 】

$$P_m = C(L_m) \quad \dots (4)$$

20

【 0 0 6 3 】

【 数 5 】

$$V_m = TC(L_m) \quad \dots (5)$$

【 0 0 6 4 】

【 数 6 】

$$L_m = \Delta L \times m \quad \dots (6)$$

30

【 0 0 6 5 】

ここで、 ΔL は、1 回の視点移動で大腸内腔の 3 次元芯線上を曲線に沿って移動する距離（例えば、2 mm）を示す。また、 $C(L_m)$ は、大腸内腔の 3 次元芯線上を始点 C_1 から L_m だけ曲線に沿って移動した芯線上の点の 3 次元座標を示す。また、ベクトル $TC(L_m)$ は、 $C(L_m)$ における始点 C_1 から終点 C_N に向かう方向の 3 次元芯線の接線ベクトルである。

【 0 0 6 6 】

視点・視線移動部 1 4 は、3 次元芯線情報記憶部 1 3 に記憶されている全ての点列データについて上記の処理を行うまでは（ステップ S 1 8 , N o ）、一定の時間間隔（例えば、0 . 2 秒間隔）で視点を移動させる（ステップ S 1 9 ）。これにより、ステップ S 1 3 ~ S 1 7 の処理が一定の時間間隔で繰り返し実行される。すなわち、一定の時間間隔で視点が大腸内腔の 3 次元芯線に沿って移動するように正逆 V E 合成画像を表示する大腸フライスルー表示が実現される。

40

【 0 0 6 7 】

図 8 は、正逆 V E 合成画像の大腸フライスルー表示で投影される領域の変化を説明するための図である。図 8 は、上記で説明したステップによる視点の移動にともなって、正逆 V E 合成画像上に表示される逆方向 V E 画像に投影される領域がどのように変化していくかを示している。

【 0 0 6 8 】

例えば、図 8 の（ a ）及び（ b ）に示すように、視点座標 P の位置が正方向に進められて、視点座標 P に最も近い大腸壁に近づくにつれ、投影面 R が逆方向から平面 H に近づく

50

ことになる。この場合には、図 8 の (b) に示すように、正方向 V E 画像では大腸壁に隠れて投影されなかった領域が投影面 R に全て投影されるようになる。また、図 8 の (b) 及び (c) に示すように、視点座標 P の位置が正方向にさらに進められると、視点座標 P に最も近かった大腸壁が F O V から外れることになる。この場合には、図 8 の (c) に示すように、次の大腸壁に隠れた領域が投影面 R に投影される対象となる。

【 0 0 6 9 】

このように、正逆 V E 合成画像の大腸フライスルー表示では、視点前方に複数の大腸壁がある場合でも、視点座標 P の位置に応じて、最も直近の大腸壁に隠れた領域が自動的にドーナツ状領域に表示される。したがって、操作者は、大腸フライスルー表示で診断を行う場合に、正方向 V E 画像では大腸壁に隠れて投影されない領域を容易に視認することができる。

10

【 0 0 7 0 】

図 2 にもどって、視点・視線移動部 1 4 は、3 次元芯線情報記憶部 1 3 に記憶されている全ての点列データについて処理を行った場合には (ステップ S 1 8 , Y e s) 、正逆 V E 合成画像の表示処理を終了する。

【 0 0 7 1 】

上述したように、本実施例では、正方向 V E 画像生成部 1 5 は、X 線 C T 装置 2 0 により収集された 3 次元画像データに対して透視投影法による 3 次元処理を施すことで、ある視線方向から管腔臓器内を投影した正方向 V E 画像を生成する。また、逆方向 V E 画像生成部 1 7 は、3 次元画像データに対して透視投影法による 3 次元処理を施すことで、正方向 V E 画像の視線方向とは逆の視線方向から大腸内腔を投影した逆方向 V E 画像を生成する。そして、正逆 V E 画像合成表示部 1 8 は、正方向 V E 画像生成部 1 5 により生成された正方向 V E 画像と逆方向 V E 画像生成部 1 7 により生成された逆方向 V E 画像とをそれぞれ表示部 1 1 に表示させる。したがって、本実施例によれば、一方向の視線方向からは見えない領域を観察可能にすることで診断効率及び診断精度を向上させることができる。

20

【 0 0 7 2 】

また、本実施例では、逆方向 V E 画像生成部 1 7 は、正方向 V E 画像生成部 1 5 により生成される正方向 V E 画像には大腸壁に隠れて投影されない領域が逆方向 V E 画像に投影されるように、正方向 V E 画像の視点を視線方向に移動した位置に逆方向 V E 画像の視点を設定する。したがって、本実施例によれば、操作者が大腸壁などの遮蔽物に隠れた領域を正確に診断することができる。

30

【 0 0 7 3 】

また、本実施例では、正逆 V E 画像合成表示部 1 8 は、正方向 V E 画像又は逆方向 V E 画像のうちの一方の仮想内視鏡画像の内側に他方の仮想内視鏡画像を 2 次元的に重ね合わせた正逆 V E 合成画像を生成し、生成した正逆 V E 合成画像を表示部 1 1 に表示させる。したがって、本実施例によれば、医師又は技師などの操作者が V E 画像を観察する際に、視線の位置を大きく変えることなく正方向及び逆方向の V E 画像を容易に観察することができる。

【 0 0 7 4 】

また、本実施例では、正逆 V E 画像合成表示部 1 8 は、正方向 V E 画像の略中央に逆方向 V E 画像を合成した画像を正逆 V E 合成画像として生成する。したがって、本実施例によれば、操作者が大腸などの管腔臓器内における内壁の状態を効率よく観察することができる。

40

【 0 0 7 5 】

また、本実施例では、正逆 V E 画像合成表示部 1 8 は、正方向 V E 画像の略中央に合成された逆方向 V E 画像の略中央にさらに正方向 V E 画像を合成した画像を正逆 V E 合成画像として生成する。したがって、本実施例によれば、操作者が大腸などの管腔臓器内における奥行き方向の状態を容易に視認することができる。

【 0 0 7 6 】

50

また、本実施例では、視点・視線移動部 14 は、正方向 V E 画像生成部 15 により生成される正方向 V E 画像の視点を、大腸内腔を通る 3 次元芯線の軌道に沿って移動させる。また、逆方向 V E 画像視点・視線算出部 16 は、逆方向 V E 画像生成部 17 により生成される逆方向 V E 画像の視点を、視点・視線移動部 14 による正方向 V E 画像の視点の移動にともなって再設定する。したがって、本実施例によれば、正方向 V E 画像の視点の位置に応じて逆方向 V E 画像の視点の位置も自動的に変わるので、フライスルー表示が行われる場合に、操作者が管腔臓器内を容易に観察することができる。

【0077】

上記の構成によれば、正方向のフライスルー中に大腸壁に隠れて見えない大腸壁が漏れなく観察できるので、正方向と逆方向の両方向からフライスルーする必要がない。その結果、検査時間を短縮することができる。また、フライスルー表示が行われている間は、常に、一番手前の大腸壁に隠れて見えない大腸壁が逆方向 V E 画像上に表示されるため、隠れて見えない大腸壁を、魚眼投影法のように一瞬ではなく、長時間観察することができる。また、魚眼投影法のように、大腸壁に隠れて見えない大腸壁が歪むことがない。また、視線の前方に存在する大腸壁に隠れて見えない大腸壁が見えるようになるので、魚眼投影画像のように視点後方部分が視点前方にあるかのような誤解を招くことがない。また、1 つの画面上に正逆の両画像が表示されるので、診断中に操作者が自らの視線を動かす必要がなく、視線移動による診断漏れを防ぐことができる。このようなことから、本実施例によれば、例えば、医師又は技師の C T C による術前診断（スクリーニング検査を含む）時のポリープの診断効率及び診断精度を向上させることができる。

【0078】

なお、本実施例では、正方向 V E 画像生成部 15 により生成された正方向 V E 画像上に、逆方向 V E 画像生成部 17 により生成された逆方向 V E 画像を合成する場合について説明した。しかしながら、本発明はこれに限られるものではない。例えば、正方向 V E 画像上で逆方向 V E 画像が合成される領域については、そもそも正方向 V E 画像をレンダリングする必要がない。そこで、正方向 V E 画像生成部 15 が、正方向 V E 画像を生成する際に、まずは正方向 V E 画像上で逆方向 V E 画像が合成される領域を特定し、その領域についてはレンダリングしないようにしてもよい。これにより、画像生成にかかる処理時間を短縮することが可能になる。

【0079】

また、本実施例では、正方向 V E 画像生成部 15 が正方向 V E 画像を生成したのちに、逆方向 V E 画像生成部 17 が逆方向 V E 画像を生成する場合について説明した（図 2 のステップ S 12 ~ S 15 参照）。しかしながら、本発明はこれに限られるものではない。例えば、両 V E 画像を生成する順番は逆になってもよい。また、正方向 V E 画像生成部 15 による正方向 V E 画像の生成と、逆方向 V E 画像生成部 17 による逆方向 V E 画像の生成とは、並列に実行することも可能である。その場合には、両 V E 画像の生成が完了したのちに、正逆 V E 画像合成表示部 18 が、正逆 V E 合成画像を生成する。

【0080】

また、本実施例では言及していないが、例えば、正逆 V E 画像合成表示部 18 が、正方向 V E 画像における大腸内壁の表示色と逆方向 V E 画像における大腸内壁の表示色とを異なる色に設定してもよい。これにより、正逆 V E 合成画像において、正方向 V E 画像の領域と逆方向 V E 画像の領域とを明確に区別することが可能になるので、より視認しやすく正逆 V E 合成画像を表示することができる。

【0081】

また、本実施例では、視点・視線移動部 14 が、あらかじめ抽出された大腸内腔の 3 次元芯線に沿って視点及び視線方向を移動させる場合について説明した（図 2 のステップ S 19 参照）。しかしながら、本発明はこれに限られるものではない。例えば、視点・視線移動部 14 が、正方向 V E 画像の視点及び視線を 3 次元芯線に沿って移動させる際に、進行方向の大腸内腔形状に基づいて次の視点及び視線方向を求めるようにしてもよい。これにより、例えば、あらかじめ 3 次元芯線が抽出されていないような場合でも、任意の視点

及び視線方向に応じて正逆 V E 合成画像を生成して表示することができる。

【 0 0 8 2 】

また、本実施例では、正方向 V E 画像生成部 1 5 及び逆方向 V E 画像生成部 1 7 が、それぞれ、透視投影法により正方向 V E 画像及び逆方向 V E 画像を生成する場合について説明した。しかしながら、本発明はこれに限られるものではない。例えば、正方向 V E 画像生成部 1 5 及び逆方向 V E 画像生成部 1 7 が、それぞれ、魚眼投影法により正方向 V E 画像及び逆方向 V E 画像を生成してもよい。これにより、より広い範囲の大腸壁領域を表示することが可能になる。

【 0 0 8 3 】

また、本実施例では、正方向 V E 画像上に合成される逆方向 V E 画像の形状をドーナツ状の円形領域とする場合について説明した。しかしながら、本発明はこれに限られるものではない。例えば、逆方向 V E 画像の形状は楕円形や方形、菱形などの任意の形状にすることができる。また、ドーナツ状の円形領域における内径領域の形状と外径領域の形状とを異なる形状とすることも可能である。また、大腸などの管腔臓器の形状に合わせて、逆方向 V E 画像の形状を変えるようにしてもよい。

10

【 0 0 8 4 】

また、本実施例では、X 線 C T 装置により取得された 3 次元画像データが用いられる場合について説明した。しかしながら、本発明はこれに限られるものではない。例えば、M R I 装置、X 線診断装置、超音波診断装置など、他の医用画像診断装置により取得された 3 次元画像データが用いられる場合でも本発明を同様に適用することができる。

20

【 0 0 8 5 】

なお、本実施例では、医用画像処理装置について説明した。しかしながら、本発明はこれに限られるものではない。例えば、X 線 C T 装置や M R I 装置、X 線診断装置、超音波診断装置などの医用画像診断装置にも本発明を同様に適用することができる。

【 0 0 8 6 】

その場合には、例えば、医用画像診断装置において、被検体から収集したデータに基づいて画像を再構成する画像処理装置に本発明を適用する。そして、画像処理装置は、画像収集手段により収集された医用画像の 3 次元画像データに対して透視投影法又は魚眼投影法による 3 次元処理を施すことで、ある視線方向から管腔臓器内を投影した正方向 V E 画像を生成する。また、画像処理装置は、3 次元画像データに対して透視投影法又は魚眼投影法による 3 次元処理を施すことで、正方向 V E 画像の視線方向とは逆の視線方向から管腔臓器内を投影した逆方向 V E 画像を生成する。そして、画像処理装置は、正方向 V E 画像と逆方向 V E 画像とをそれぞれ表示部に表示させる。

30

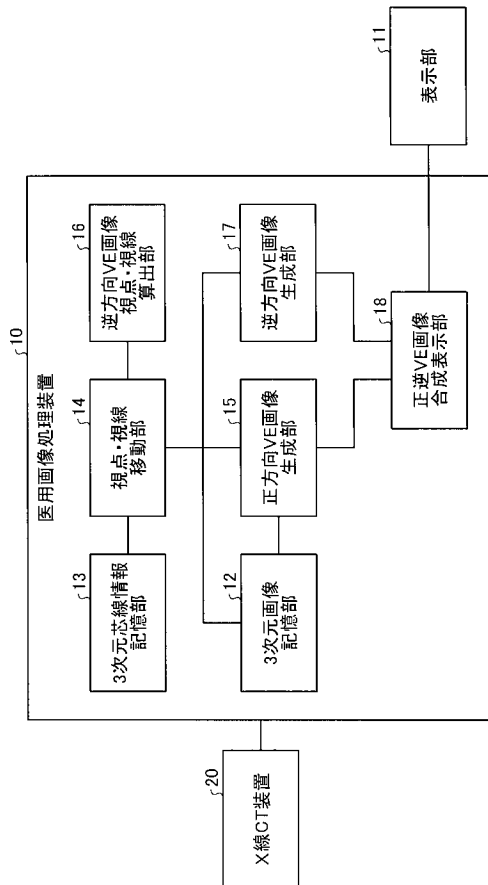
【 符号の説明 】

【 0 0 8 7 】

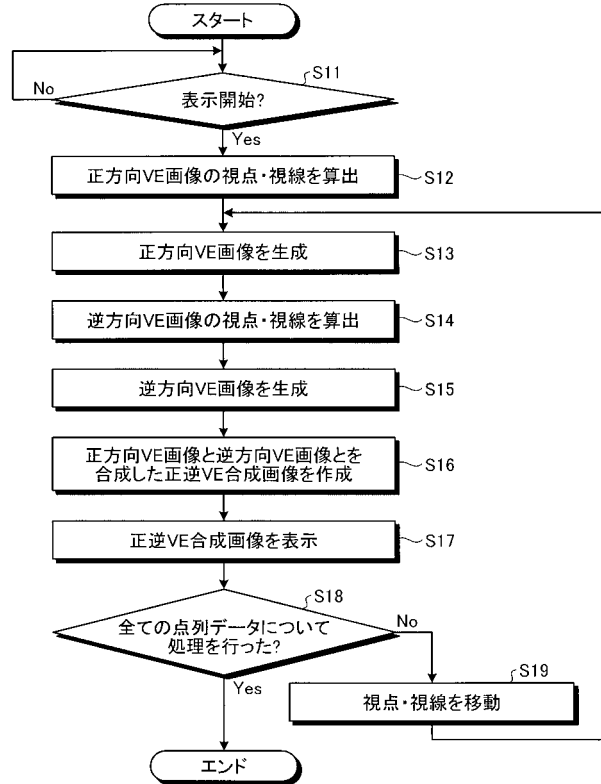
- 1 0 医用画像処理装置
- 1 1 表示部
- 1 2 3 次元画像記憶部
- 1 3 3 次元芯線情報記憶部
- 1 4 視点・視線移動部
- 1 5 正方向 V E 画像生成部
- 1 6 逆方向 V E 画像視点・視線算出部
- 1 7 逆方向 V E 画像生成部
- 1 8 正逆 V E 画像合成表示部
- 2 0 X 線 C T 装置

40

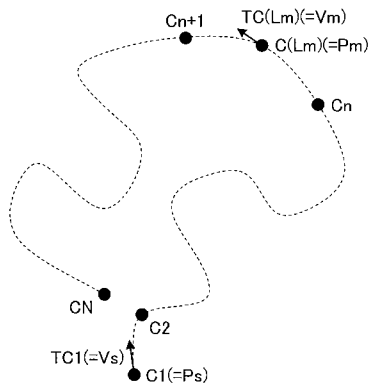
【図 1】



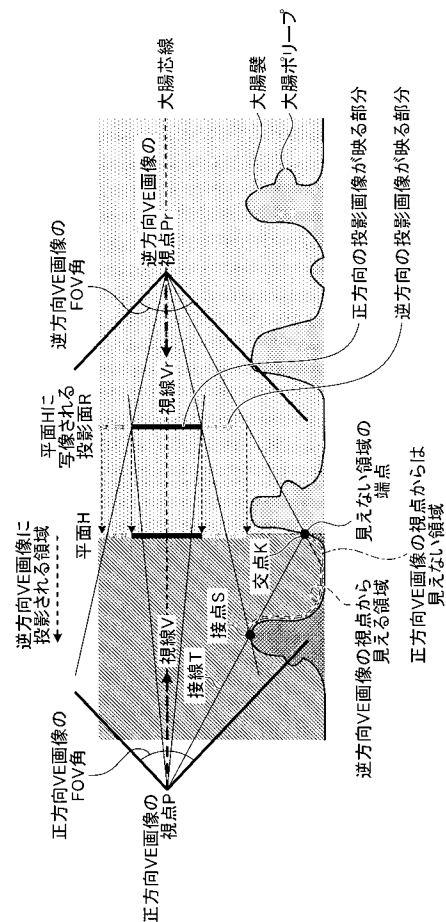
【図 2】



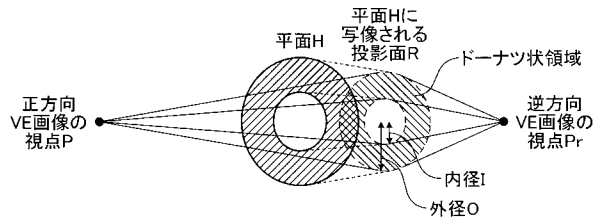
【図 3】



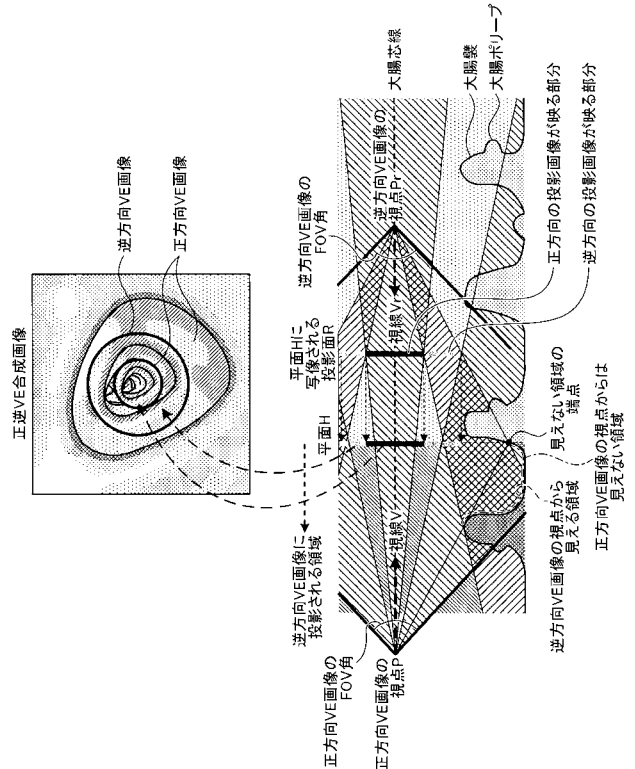
【図 4】



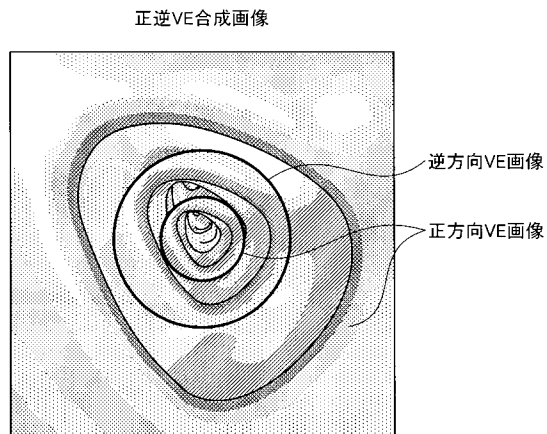
【図 5】



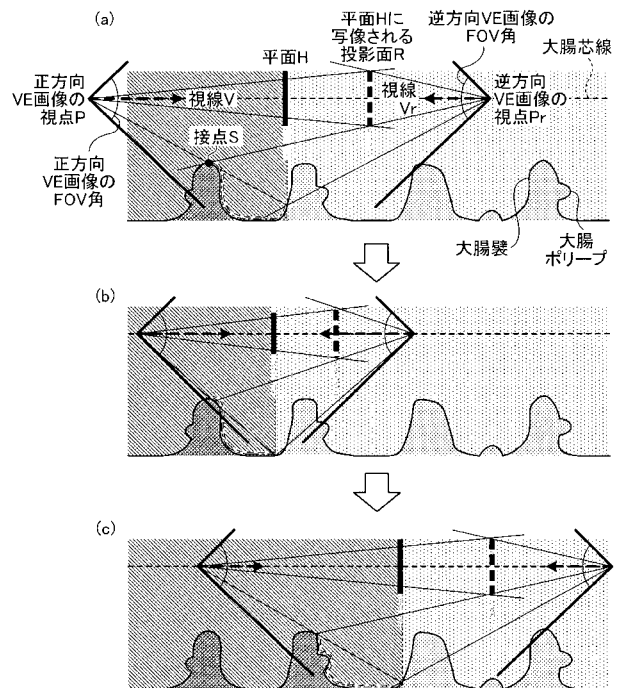
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C093 AA22 AA26 CA18 DA01 FF12 FF35 FF42 FG04
5B057 AA09 CB08 CB12 CB16 CD14 CE08
5B080 AA17 BA04 FA03 FA08 FA17

专利名称(译)	医学图像处理设备，医学图像处理程序，医学图像诊断设备		
公开(公告)号	JP2011135937A	公开(公告)日	2011-07-14
申请号	JP2009296238	申请日	2009-12-25
[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	川崎友寛 山形仁		
发明人	川崎 友寛 山形 仁		
IPC分类号	A61B6/03 G06T1/00 G06T15/08		
FI分类号	A61B6/03.360.Q A61B6/03.360.G G06T1/00.290.B G06T15/00.200 G06T15/08 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA18 4C093/DA01 4C093/FF12 4C093/FF35 4C093/FF42 4C093/FG04 5B057/AA09 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CD14 5B057/CE08 5B080/AA17 5B080/BA04 5B080/FA03 5B080/FA08 5B080/FA17 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/DA01 5L096/DA04 5L096/FA26 5L096/FA67 5L096/JA01		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP5631584B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过观察从一条视线方向看不到的区域，可以提高诊断效率和诊断准确性。正方向VE图像生成单元15通过透视投影法对由X射线CT设备20收集的三维图像数据进行三维处理，以从特定视线方向扫描腔内器官。生成投影的正向VE图像。另外，后方VE图像生成部17通过对3维图像数据进行基于透视投影法的3维处理，从与正方向VE图像的视线方向相反的视线方向投影大肠腔。生成后向VE图像。然后，前/后VE图像组合显示单元18使显示单元11分别显示前VE图像和后VE图像。[选型图]图1

