

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5551955号
(P5551955)

(45) 発行日 平成26年7月16日 (2014. 7. 16)

(24) 登録日 平成26年5月30日 (2014. 5. 30)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

A 6 1 B 6/03 3 6 0 M

請求項の数 22 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2010-83112 (P2010-83112)
 (22) 出願日 平成22年3月31日 (2010. 3. 31)
 (65) 公開番号 特開2011-212219 (P2011-212219A)
 (43) 公開日 平成23年10月27日 (2011. 10. 27)
 審査請求日 平成24年7月3日 (2012. 7. 3)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100073184
 弁理士 柳田 征史
 (74) 代理人 100090468
 弁理士 佐久間 剛
 (72) 発明者 宮本 仁樹
 東京都港区赤坂9丁目7番3号 富士フイルム株式会社内
 審査官 亀澤 智博

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 投影画像生成装置、方法、及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮影装置を用いて撮影された管腔を有する被検体の内部を示す三次元データに基づいて、前記管腔の内部を疑似的な三次元画像で可視化するための仮想内視鏡画像をボリュームレンダリング法により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生成手段に対して、前記ボリュームレンダリングで用いられる、前記三次元データの画素値と不透明度との関係を定義するオパシティーカーブを設定するオパシティーカーブ設定手段と、

前記仮想内視鏡画像生成手段に対して前記仮想内視鏡画像の視点位置を設定する視点位置設定手段と、

前記視点位置設定手段が設定した視点位置に対して、基準となる視点位置でのオパシティーカーブに対する前記オパシティーカーブの移動量を決定する移動量決定手段とを備え、

前記オパシティーカーブ設定手段が、前記仮想内視鏡画像生成手段が前記視点位置設定手段で設定された視点位置の仮想内視鏡画像を生成する際に、前記基準となる視点位置でのオパシティーカーブを前記移動量決定手段で決定された移動量だけ移動させたオパシティーカーブを前記仮想内視鏡画像生成手段に対して設定するものであることを特徴とする投影画像生成装置。

【請求項 2】

前記オパシティーカーブ設定手段が、前記基準となる視点位置でのオパシティーカーブ

で定義される画素値と不透明度との関係を、画素値方向に前記決定された移動量だけ平行移動させるものであることを特徴とする請求項 1 に記載の投影画像生成装置。

【請求項 3】

画素値を変数 v とし、前記基準となる視点位置でのオパシティーカーブを $O_D(v)$ とし、前記移動量決定手段が決定した移動量を m としたとき、前記オパシティーカーブ設定手段が、 $O(v) = O_D(v - m)$ で表わされるオパシティーカーブを前記仮想内視鏡画像生成手段に対して設定するものであることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の投影画像生成装置。

【請求項 4】

前記基準となる視点位置が、所定の初期視点位置であることを特徴とする請求項 1 から 3 何れかに記載の投影画像生成装置。

10

【請求項 5】

前記基準となる視点位置が、前記視点位置設定手段が視点位置を変更したときの変更前の視点位置であることを特徴とする請求項 1 から 3 何れかに記載の投影画像生成装置。

【請求項 6】

前記移動量決定手段が、前記基準となる視点位置の周辺領域における前記三次元データのデータ分布と前記位置設定手段が設定した視点位置の周辺領域における前記三次元データのデータ分布とに基づいて前記移動量を決定するものであることを特徴とする請求項 1 から 5 何れかに記載の投影画像生成装置。

【請求項 7】

20

前記移動量決定手段が、前記基準となる視点位置の周辺領域における前記三次元データのデータ分布を表すヒストグラムと、前記視点位置設定手段が設定した視点位置の周辺領域における前記三次元データのデータ分布を表すヒストグラムとのマッチングを行い、前記移動量を決定するものであることを特徴とする請求項 1 から 6 何れかに記載の投影画像生成装置。

【請求項 8】

前記移動量決定手段が、前記基準となる視点位置の周辺領域における前記三次元データの画素値のヒストグラムを画素値を変数 v として $H_D(v)$ とし、前記視点位置設定手段が設定した視点位置の周辺領域における前記三次元データの画素値のヒストグラムを画素値を変数 v として $H_n(v)$ としたとき、 $H_D(v - x)$ で表わされるヒストグラムとヒストグラム $H_n(v)$ との類似度を x の値を変化させつつ計算し、類似度が最大となるときの x の値を前記移動量として決定するものであることを特徴とする請求項 7 に記載の投影画像生成装置。

30

【請求項 9】

前記移動量決定手段が、前記基準となる視点位置の周辺領域における前記三次元データの画素値のヒストグラムを画素値を変数 v として $H_D(v)$ とし、前記視点位置設定手段が設定した視点位置の周辺領域における前記三次元データの画素値のヒストグラムを画素値を変数 v として $H_n(v)$ とし、 $P(H(v))$ をヒストグラム $H(v)$ 中のピーク位置を求める関数としたとき、 $x = P(H_D(v)) - P(H_n(v))$ で求まる x の値を前記移動量として決定するものであることを特徴とする請求項 7 に記載の投影画像生成装置。

40

【請求項 10】

前記管腔内に 1 以上の制御点を設定し、該制御点に対して前記初期視点位置でのオパシティーカーブを画素値方向に平行移動することでオパシティーカーブを設定し、前記制御点の管腔内での位置と初期視点位置でのオパシティーカーブからの移動量とを対応付けて制御点情報として記憶する制御点設定手段を更に備え、

前記移動量決定手段が、前記視点位置設定手段が設定した視点位置の管腔内での位置と、前記制御点情報に含まれる前記制御点の管腔内での位置及び前記初期視点位置でのオパシティーカーブからの移動量とに基づいて、前記位置設定手段が設定した視点位置における初期視点位置でのオパシティーカーブからの移動量の推定値を求め、該推定値を移動量

50

として決定するものであることを特徴とする請求項 4 に記載の投影画像生成装置。

【請求項 1 1】

前記管腔内にパスを設定するパス設定手段を更に備え、前記制御点及び視点位置の前記管腔内での位置が前記パスの始点からの距離で表わされるものであることを特徴とする請求項 1 0 に記載の投影画像生成装置。

【請求項 1 2】

前記制御点設定手段が 2 以上の制御点を設定し、

前記移動量決定手段が、前記視点位置設定手段が設定した視点位置の管腔での位置が 2 つの制御点の間に位置するとき、少なくとも前記 2 つの制御点のそれぞれにおける移動量に基づいて、前記視点位置設定手段が設定した視点位置における移動量の推定値を補間により求めるものであることを特徴とする請求項 1 0 又は 1 1 に記載の投影画像生成装置。

10

【請求項 1 3】

前記移動量決定手段が、前記 2 つの制御点を含む前記視点位置設定手段が設定した視点位置の前後 4 点の制御点における移動量に基づいて、スプライン補間により前記移動量の推定値を求めるものであることを特徴とする請求項 1 2 に記載の投影画像生成装置。

【請求項 1 4】

前記ボリュームレンダリングで用いられる、前記三次元データの画素値と表示色との関係を定義するカラーマップを前記仮想内視鏡画像生成手段に対して設定するカラーマップ設定手段を更に備え、

前記カラーマップ設定手段が、前記仮想内視鏡画像生成手段が前記視点位置設定手段で設定された視点位置の仮想内視鏡画像を生成する際に、前記基準となる視点位置でのカラーマップを前記移動量決定手段で決定された移動量だけ移動させたカラーマップを前記仮想内視鏡画像生成手段に対して設定するものであることを特徴とする請求項 1 から 1 3 何れかに記載の投影画像生成装置。

20

【請求項 1 5】

前記カラーマップ設定手段が、前記基準となる視点位置でのカラーマップで定義される画素値と表示色との関係を、画素値方向に前記決定された移動量だけ平行移動させるものであることを特徴とする請求項 1 4 に記載の投影画像生成装置。

【請求項 1 6】

画素値を変数 v とし、前記基準となる視点位置でのカラーマップを $ClrMap_D(v)$ とし、前記移動量決定手段が決定した移動量を m としたとき、前記カラーマップ設定手段が、 $ClrMap(v) = ClrMap_D(v - m)$ で表わされるカラーマップを前記仮想内視鏡画像生成手段に対して設定するものであることを特徴とする請求項 1 4 又は 1 5 に記載の投影画像生成装置。

30

【請求項 1 7】

撮影装置を用いて撮影された管腔を有する被検体の内部を示す三次元データに基づいて、前記管腔の内部を疑似的な三次元画像で可視化するための仮想内視鏡画像をボリュームレンダリング法により生成する方法において、

前記ボリュームレンダリングで用いる、前記三次元データの画素値と不透明度との関係を定義するオパシティーカーブを、基準となる視点位置でのオパシティーカーブから移動させ、該移動させたオパシティーカーブ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投影画像生成方法。

40

【請求項 1 8】

前記オパシティーカーブの移動を、生成すべき仮想内視鏡画像の視点位置に対して、前記基準となる視点位置でのオパシティーカーブに対する移動量を決定し、前記決定した移動量だけ前記オパシティーカーブを移動させることにより行うことを特徴とする請求項 1 7 に記載の投影画像生成方法。

【請求項 1 9】

前記オパシティーカーブの移動を、前記基準となる視点位置でのオパシティーカーブで定義される画素値と不透明度との関係を、画素値方向に前記決定された移動量だけ平行移

50

動させることにより行うことを特徴とする請求項 18 に記載の投影画像生成方法。

【請求項 20】

前記オパシティーカーブの移動量の決定を、前記基準となる視点位置の周辺領域における前記三次元データのデータ分布と生成すべき仮想内視鏡画像の視点位置の周辺領域における前記三次元データのデータ分布とに基づいて行うことを特徴とする請求項 18 又は 19 に記載の投影画像生成方法。

【請求項 21】

前記仮想内視鏡画像の生成に先立って、更に、前記管腔内に 1 以上の制御点を設定し、該制御点に対して前記オパシティーカーブの移動量を設定し、前記制御点の管腔内での位置と前記オパシティーカーブの移動量とを対応付けて制御点情報として記憶し、

前記オパシティーカーブの移動量の決定を、生成すべき仮想内視鏡画像の視点位置の管腔内での位置と、前記制御点情報に含まれる前記制御点の管腔内での位置及び前記オパシティーカーブの移動量とに基づいて、生成すべき仮想内視鏡画像の視点位置におけるオパシティーカーブの移動量の推定値を求め、該推定値を移動量として決定することにより行うことを特徴とする請求項 18 又は 19 に記載の投影画像生成方法。

【請求項 22】

撮影装置を用いて撮影された管腔を有する被検体の内部を示す三次元データに基づいて、前記管腔の内部を疑似的な三次元画像で可視化するための仮想内視鏡画像をボリュームレンダリング法により生成するステップをコンピュータに実行させるプログラムであって、

前記ボリュームレンダリングで用いる、前記三次元データの画素値と不透明度との関係を定義するオパシティーカーブを、基準となる視点位置でのオパシティーカーブから移動させ、該移動させたオパシティーカーブを前記仮想内視鏡画像を生成する際に用いるオパシティーカーブとして設定するステップ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】

本発明は、投影画像生成装置、方法、及びプログラムに関し、更に詳しくは、被検体の内部を示す三次元画像データから管腔の内部を疑似的な三次元画像で可視化する仮想内視鏡画像を生成する投影画像生成装置、方法、及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、撮影装置（モダリティ）の進歩に伴い、撮影装置で撮影された画像データの分解能が向上しており、画像データに基づいて被検体の詳細な解析が可能になっている。例えば、マルチスライス CT（Multi Detector-row Computed Tomography）は、一度に複数枚の断層画像を撮影することが可能であり、薄いスライス厚で断層画像を撮影することが可能である。スライス厚が薄くなることで、複数の断層画像を積層した三次元データの体軸方向の分解能が上がり、より詳細な三次元データを得ることができる。そのような三次元データを表示し解析することで、これまで見つけることが困難であった病変などを見つけることも可能になっている。

【0003】

三次元データは、そのまま人間が観察するには不向きである。このため、三次元データは、通常、任意の視点からの疑似的な三次元画像に変換された上で表示される。三次元データの分解能の向上に伴って質の高い三次元画像の生成が可能になっており、三次元画像表示の応用技術として仮想内視鏡画像表示法が提案されている。仮想内視鏡表示法とは、管腔の内部に視点を設定し、その視点に基づいて透視投影画像を生成し表示する方法である。仮想内視鏡表示では、ユーザが逐次的に視点を変更することで、あたかも内視鏡のカメラが身体内部を移動しながら撮影したような画像を提供することが可能である。

【0004】

仮想内視鏡表示では、管腔構造の器官、例えば大腸や気管支、血管、消化器官などの内壁を表示（可視化）する。特に大腸の観察においては、実内視鏡検査の代わりに仮想内視鏡表示を用いた検査が行われるようになってきている。また、気管支の観察においては、実際の気管支鏡検査前の事前シミュレーションや検査中のナビゲーションとして、気管支の分岐構造を仮想内視鏡表示や画像の断面表示などを用いて把握することが行われている。

【 0 0 0 5 】

仮想内視鏡画像の生成手法としては、サーフェスレンダリング法やボリュームレンダリング法が知られている。サーフェスレンダリング法は、管腔を抽出し表面モデルを構築することで可視化を行う手法である。ボリュームレンダリング法は、三次元データに対して不透明度や色度を割り当て、レイキャスティングを行うことで可視化を行う手法である。何れの表示法においても、管腔の内部に視点を設定し、可視化処理を行うことで仮想的な内視鏡画像を得ることができる。

10

【 0 0 0 6 】

ボリュームレンダリング法による可視化では、観察したい構造を決定するために三次元データに対して適切な不透明度や色度を割り当てる必要がある。仮想内視鏡表示においては、視点がおかれる内腔部分に透明な不透明度を、内壁に該当する部分に不透明な不透明度を設定することで、仮想的な内視鏡画像を生成している。一般的には、三次元データを構成する画素値（ボクセル値）に対して不透明度と色度とを設定することが多く、それぞれオパシティーカーブ、カラーマップなどと呼ばれて設定されている。これらは、多くの場合、利用者によって主観的に手動で設定されるパラメータであるが、画素値の分布や1次微分・2次微分の値も組み合わせることで自動的にオパシティーを設定する手法も提案されている。

20

【 0 0 0 7 】

特許文献1は、複数のオパシティーカーブを切り替えて使用することが記載された文献である。特許文献1では、2つのオパシティーカーブを切り替えて使用する。第1のオパシティーカーブは血管内が不透明で表示されるオパシティーカーブであり、第2のオパシティーカーブは血管外が不透明で表示されるオパシティーカーブである。第1のオパシティーカーブは視点が血管外にあるときに適用され、第2のオパシティーカーブは視点が血管内にあるときに適用される。特許文献1には、視点位置周辺の画素値の加重平均をとり、2つのオパシティーカーブのうち、平均画素値での不透明度が低い方のオパシティーカーブを用いることが記載されている。

30

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 特許文献1 】 特開 2 0 0 4 - 2 8 3 3 7 3 号公報（段落 0 1 2 7 ~ 0 1 3 1 ）

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

ここで、観察対象の管腔器官が大腸などの構造が大きい器官であれば、空気領域としての内腔部分の画素値はほぼ一定となるため、管腔のどの位置に視点があっても同一の不透明度設定で内壁部分を観察することができる。しかし、気管支や血管などでは、管腔の構造として末端にいくほど徐々に細くなり、管腔の根元の部分と末端の部分とでは画素値が大きく異なる。このため、根元の部分と末端の部分とで同一の不透明度設定を用いて仮想内視鏡画像を生成すると、根元の部分では管腔の内壁を表示できて、末端の部分では内壁を表示することができなくなる。

40

【 0 0 1 0 】

特許文献1では、2つのオパシティーカーブを使い分けている。しかしながら特許文献1では、2つのオパシティーカーブを視点が血管内にあるか否かに応じて使い分けているのみである。特許文献1の段落 0 1 3 1 には、血管の観察部位に依存してオパシティーカーブの微調整が必要であることが述べられており、特許文献1は、上記の問題点を何ら解

50

消するものではない。

【 0 0 1 1 】

本発明は、上記従来技術の問題点を解消し、仮想内視鏡画像の生成で視点位置が変わったときでも管腔の内部を可視化可能な投影画像生成装置、方法、及びプログラム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 2 】

本発明は、上記目的を達成するために、撮影装置を用いて撮影された管腔を有する被検体の内部を示す三次元データに基づいて、前記管腔の内部を疑似的な三次元画像で可視化するための仮想内視鏡画像をボリュームレンダリング法により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生成手段に対して、前記ボリュームレンダリングで用いられる、前記三次元データの画素値と不透明度との関係を定義するオパシティーカーブを設定するオパシティーカーブ設定手段と、前記仮想内視鏡画像生成手段に対して前記仮想内視鏡画像の視点位置を設定する視点位置設定手段と、前記視点位置設定手段が設定した視点位置に対して、基準となる視点位置でのオパシティーカーブに対する前記オパシティーカーブの移動量を決定する移動量決定手段とを備え、前記オパシティーカーブ設定手段が、前記仮想内視鏡画像生成手段が前記視点位置設定手段で設定された視点位置の仮想内視鏡画像を生成する際に、前記基準となる視点位置でのオパシティーカーブを前記移動量決定手段で決定された移動量だけ移動させたオパシティーカーブを前記仮想内視鏡画像生成手段に対して設定するものであることを特徴とする投影画像生成装置を提供する。

【 0 0 1 3 】

本発明の投影画像生成装置は、前記オパシティーカーブ設定手段が、前記基準となる視点位置でのオパシティーカーブで定義される画素値と不透明度との関係を、画素値方向に前記決定された移動量だけ平行移動させるものである構成を採用できる。

【 0 0 1 4 】

本発明の投影画像生成装置は、画素値を変数 v とし、前記基準となる視点位置でのオパシティーカーブを $O_D(v)$ とし、前記移動量決定手段が決定した移動量を m としたとき、前記オパシティーカーブ設定手段が、 $O(v) = O_D(v - m)$ で表わされるオパシティーカーブを前記仮想内視鏡画像生成手段に対して設定するものである構成とすることができる。

【 0 0 1 5 】

本発明の投影画像生成装置では、前記基準となる視点位置を、所定の初期視点位置とすることができる。或いは、前記基準となる視点位置は、前記視点位置設定手段が視点位置を変更したときの変更前の視点位置としてもよい。

【 0 0 1 6 】

本発明の投影画像生成装置では、前記移動量決定手段が、前記基準となる視点位置の周辺領域における前記三次元データのデータ分布と前記位置設定手段が設定した視点位置の周辺領域における前記三次元データのデータ分布とに基づいて前記移動量を決定する構成を採用することができる。

【 0 0 1 7 】

本発明の投影画像生成装置では、前記移動量決定手段が、前記基準となる視点位置の周辺領域における前記三次元データのデータ分布を表すヒストグラムと、前記視点位置設定手段が設定した視点位置の周辺領域における前記三次元データのデータ分布を表すヒストグラムとのマッチングを行い、前記移動量を決定する構成を採用できる。

【 0 0 1 8 】

本発明の投影画像生成装置は、前記移動量決定手段が、前記基準となる視点位置の周辺領域における前記三次元データの画素値のヒストグラムを画素値を変数 v として $H_D(v)$ とし、前記視点位置設定手段が設定した視点位置の周辺領域における前記三次元データの画素値のヒストグラムを画素値を変数 v として $H_n(v)$ としたとき、 $H_D(v - x)$ で表わされるヒストグラムとヒストグラム $H_n(v)$ との類似度を x の値を変化させつ

10

20

30

40

50

計算し、類似度が最大となる時の x の値を前記移動量として決定する構成とすることができる。

【0019】

或いは、前記移動量決定手段が、前記基準となる視点位置の周辺領域における前記三次元データの画素値のヒストグラムを画素値を変数 v として $H_D(v)$ とし、前記視点位置設定手段が設定した視点位置の周辺領域における前記三次元データの画素値のヒストグラムを画素値を変数 v として $H_n(v)$ とし、 $P(H(v))$ をヒストグラム $H(v)$ 中のピーク位置を求める関数としたとき、 $x = P(H_D(v)) - P(H_n(v))$ で求まる x の値を前記移動量として決定する構成としてもよい。

【0020】

本発明の投影画像生成装置は、前記管腔内に1以上の制御点を設定し、該制御点に対して前記初期視点位置でのオパシティーカーブを画素値方向に平行移動することでオパシティーカーブを設定し、前記制御点の管腔内での位置と初期視点位置でのオパシティーカーブからの移動量とを対応付けて制御点情報として記憶する制御点設定手段を更に備え、前記移動量決定手段が、前記視点位置設定手段が設定した視点位置の管腔内での位置と、前記制御点情報に含まれる前記制御点の管腔内での位置及び前記初期視点位置でのオパシティーカーブからの移動量とに基づいて、前記位置設定手段が設定した視点位置における初期視点位置でのオパシティーカーブからの移動量の推定値を求め、該推定値を移動量として決定する構成を採用することができる。

【0021】

本発明の投影画像生成装置は、前記管腔内にパスを設定するパス設定手段を更に備え、前記制御点及び視点位置の前記管腔内での位置が前記パスの始点からの距離で表わされる構成としてもよい。

【0022】

本発明の投影画像生成装置では、前記制御点設定手段が2以上の制御点を設定し、前記移動量決定手段が、前記視点位置設定手段が設定した視点位置の管腔での位置が2つの制御点の間に位置するとき、少なくとも前記2つの制御点のそれぞれにおける移動量に基づいて、前記視点位置設定手段が設定した視点位置における移動量の推定値を補間により求める構成を採用できる。

【0023】

本発明の投影画像生成装置では、前記移動量決定手段が、前記2つの制御点を含む前記視点位置設定手段が設定した視点位置の前後4点の制御点における移動量に基づいて、スプライン補間により前記移動量の推定値を求める構成を採用できる。

【0024】

本発明の投影画像生成装置は、前記ボリュームレンダリングで用いられる、前記三次元データの画素値と表示色との関係を定義するカラーマップを前記仮想内視鏡画像生成手段に対して設定するカラーマップ設定手段を更に備え、前記カラーマップ設定手段が、前記仮想内視鏡画像生成手段が前記視点位置設定手段で設定された視点位置の仮想内視鏡画像を生成する際に、前記基準となる視点位置でのカラーマップを前記移動量決定手段で決定された移動量だけ移動させたカラーマップを前記仮想内視鏡画像生成手段に対して設定する構成を採用することができる。

【0025】

本発明の投影画像生成装置では、前記カラーマップ設定手段が、前記基準となる視点位置でのカラーマップで定義される画素値と表示色との関係を、画素値方向に前記決定された移動量だけ平行移動させる構成とすることができる。

【0026】

本発明の投影画像生成装置では、画素値を変数 v とし、前記基準となる視点位置でのカラーマップを $ClrMap_D(v)$ とし、前記移動量決定手段が決定した移動量を m としたとき、前記カラーマップ設定手段が、 $ClrMap(v) = ClrMap_D(v - m)$ で表わされるカラーマップを前記仮想内視鏡画像生成手段に対して設定してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 7 】

本発明は、撮影装置を用いて撮影された管腔を有する被検体の内部を示す三次元データに基づいて、前記管腔の内部を疑似的な三次元画像で可視化するための仮想内視鏡画像をボリュームレンダリング法により生成する方法において、前記ボリュームレンダリングで用いる、前記三次元データの画素値と不透明度との関係を定義するオパシティーカーブを、基準となる視点位置でのオパシティーカーブから移動させ、該移動させたオパシティーカーブ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投影画像生成方法を提供する。

【 0 0 2 8 】

本発明の投影画像生成方法では、前記オパシティーカーブの移動を、生成すべき仮想内視鏡画像の視点位置に対して、前記基準となる視点位置でのオパシティーカーブに対する移動量を決定し、前記決定した移動量だけ前記オパシティーカーブを移動させることにより行うことができる。

10

【 0 0 2 9 】

本発明の投影画像生成方法では、前記オパシティーカーブの移動を、前記基準となる視点位置でのオパシティーカーブで定義される画素値と不透明度との関係を、画素値方向に前記決定された移動量だけ平行移動させることにより行ってもよい。

【 0 0 3 0 】

本発明の投影画像生成方法では、前記オパシティーカーブの移動量の決定を、前記基準となる視点位置の周辺領域における前記三次元データのデータ分布と生成すべき仮想内視鏡画像の視点位置の周辺領域における前記三次元データのデータ分布とに基づいて行うことができる。

20

【 0 0 3 1 】

本発明の投影画像生成方法は、前記仮想内視鏡画像の生成に先立って、更に、前記管腔内に1以上の制御点を設定し、該制御点に対して前記オパシティーカーブの移動量を設定し、前記制御点の管腔内での位置と前記オパシティーカーブの移動量とを対応付けて制御点情報として記憶し、前記オパシティーカーブの移動量の決定を、生成すべき仮想内視鏡画像の視点位置の管腔内での位置と、前記制御点情報に含まれる前記制御点の管腔内での位置及び前記オパシティーカーブの移動量とに基づいて、生成すべき仮想内視鏡画像の視点位置におけるオパシティーカーブの移動量の推定値を求め、該推定値を移動量として決定することにより行うこととしてもよい。

30

【 0 0 3 2 】

本発明は、撮影装置を用いて撮影された管腔を有する被検体の内部を示す三次元データに基づいて、前記管腔の内部を疑似的な三次元画像で可視化するための仮想内視鏡画像をボリュームレンダリング法により生成するステップをコンピュータに実行させるプログラムであって、前記ボリュームレンダリングで用いる、前記三次元データの画素値と不透明度との関係を定義するオパシティーカーブを、基準となる視点位置でのオパシティーカーブから移動させ、該移動させたオパシティーカーブを前記仮想内視鏡画像を生成する際に用いるオパシティーカーブとして設定するステップ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を提供する。

40

【発明の効果】

【 0 0 3 3 】

本発明では、オパシティーカーブを基準となる視点位置でのオパシティーカーブから移動させ、その移動させたオパシティーカーブを用いて、ボリュームレンダリング法により仮想内視鏡画像を生成する。本発明では、ある視点位置で仮想内視鏡画像を生成する際に、基準となる視点位置で仮想内視鏡画像の生成に用いられるオパシティーカーブを移動したオパシティーカーブを用いる。このようにすることで、オパシティーカーブで定義される画素値と不透明度との関係を視点位置に応じて変化させることができ、視点位置が変わったときでも管腔の内部を可視化することが可能である。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 3 4 】

【図 1】本発明の第 1 実施形態の投影画像生成装置を示すブロック図。

【図 2】投影画像生成装置の動作手順を示すフローチャート。

【図 3】ある臓器を疑似的な三次元画像で可視化した図。

【図 4】視点位置 A の周辺領域の画素値の分布を示すヒストグラム。

【図 5】視点位置 A で設定したオパシティーカーブを示すグラフ。

【図 6】視点位置 A での仮想内視鏡画像を示す図。

【図 7】視点位置 B の周辺領域の画素値の分布を示すヒストグラム。

【図 8】視点位置 B でのオパシティーカーブを示すグラフ。

【図 9】視点位置 B での仮想内視鏡画像を示す図。

10

【図 10 A】大腸における視点位置を示す図。

【図 10 B】視点位置の周辺領域の画素値の分布を示すヒストグラム。

【図 10 C】大腸内部の仮想内視鏡画像を示す図。

【図 11 A】大腸における別の視点位置を示す図。

【図 11 B】視点位置の周辺領域の画素値の分布を示すヒストグラム。

【図 11 C】大腸の仮想内視鏡画像を示す図。

【図 12】仮想内視鏡画像の生成に用いたオパシティーカーブを示すグラフ。

【図 13】視点位置 B での仮想内視鏡画像の別の例を示す図。

【図 14】本発明の第 2 実施形態の投影画像生成装置を示すブロック図。

【図 15】第 2 実施形態の投影画像生成装置の動作手順を示すブロック図。

20

【図 16】移動量の線形補間を示す図。

【図 17】本発明の第 3 実施形態の投影画像生成装置を示すブロック図。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 5 】

以下、図面を参照し、本発明の実施の形態を詳細に説明する。図 1 は、本発明の第 1 実施形態の投影画像生成装置を示している。投影画像生成装置 10 は、入力手段 11、仮想内視鏡画像生成手段 12、オパシティーカーブ設定手段 13、視点位置設定手段 14、移動量決定手段 15、及び出力手段 16 を備える。投影画像生成装置 10 は、例えばサーバ装置やワークステーションなどのコンピュータシステムで構成される。投影画像生成装置 10 内の各部の機能は、コンピュータシステムが所定のプログラムに従って処理を実行することで実現可能である。

30

【 0 0 3 6 】

入力手段 11 は、三次元データを入力する。三次元データは、医用画像診断装置（撮影装置）を用いて撮影された被検体の内部を示す三次元の画像データである。三次元データの撮影に用いる撮影装置は、典型的には X 線 CT 装置であり、三次元データは、典型的には所定スライス厚でスライスされた被検体の断層画像を複数枚積層した三次元の画像データである。被検体は、内部に管腔を有している。入力手段 11 は、投影画像生成装置 10 に内蔵された、或いは投影画像生成装置 10 に接続されたハードディスクドライブなどの記憶装置（図示せず）に三次元データを記憶する。

【 0 0 3 7 】

40

仮想内視鏡画像生成手段 12 は、三次元データに基づいて仮想内視鏡画像を生成する。仮想内視鏡画像は、被検体内の管腔の内部を疑似的な三次元画像で可視化するための画像である。仮想内視鏡画像生成手段 12 は、例えば、気管支や血管、消化器官などの内部を疑似的な三次元画像で可視化する仮想内視鏡画像を生成する。仮想内視鏡画像生成手段 12 は、ボリュームレンダリング法を用いて仮想内視鏡画像を生成する。

【 0 0 3 8 】

出力手段 16 は、仮想内視鏡画像を表示装置 21 に出力する。表示装置 21 は、例えば液晶ディスプレイである。表示装置 21 は、仮想内視鏡画像やその他各種情報などを表示する。ユーザは、表示装置 21 の表示画面上に表示された仮想内視鏡画像を観察することで、例えば気管支、血管、消化器官などの管腔構造の器官を診断する。

50

【 0 0 3 9 】

オパシティーカーブ設定手段 1 3 は、ボリュームレンダリング法で仮想内視鏡画像を生成する際に用いられる不透明度設定（オパシティーカーブ）を設定する。オパシティーカーブは、三次元データの画素値と不透明度との関係を定義する。オパシティーカーブは、三次元データの画素値を変数とする関数として表すことができる。視点位置設定手段 1 4 は、仮想内視鏡画像生成手段 1 2 に対して仮想内視鏡画像の視点位置を設定する。仮想内視鏡画像生成手段 1 2 は、視点位置設定手段 1 4 が設定した視点位置から見た仮想内視鏡画像を、オパシティーカーブ設定手段 1 3 が設定したオパシティーカーブを用いて生成する。

【 0 0 4 0 】

オパシティーカーブ設定手段 1 3 は、仮想内視鏡画像生成手段 1 2 が初期視点位置で仮想内視鏡画像を生成する際には、任意の方法でオパシティーカーブを設定する。例えばオパシティーカーブ設定手段 1 3 は、三次元データを参照して初期視点周辺のデータ（画素値）の分布を調べ、その分布に基づいて内腔と内壁とを分ける境界となる画素値を求めてオパシティーカーブを設定する。或いは、オパシティーカーブ設定手段 1 3 は、オペレータが手動で設定した不透明度設定を、初期視点位置におけるオパシティーカーブとして設定してもよい。初期視点位置は、例えば管腔に従ってパスを設定し、パスの経路上で視点位置を動かして仮想内視鏡画像を生成するときのパスの始点位置とすることができる。

【 0 0 4 1 】

ここで、画素値の変化に対して不透明度が「0」から「0」以外の値に変化する点、又は不透明度が「1」から「1」以外の値に変化する点をオパシティーカーブの変化点と定義する。オパシティーカーブは、1つ以上の変化点を含む。オパシティーカーブは、変化点を境に不透明度「0」から不透明度「1」にステップ状に変化してもよい。或いは、画素値の増加又は減少に対して、変化点から所定の傾きで変化してもよい。

【 0 0 4 2 】

移動量決定手段 1 5 は、視点位置設定手段 1 4 が設定した視点位置に対して、基準となる視点位置でのオパシティーカーブに対する移動量を決定する。基準となる視点位置は、例えば視点位置設定手段 1 4 が視点位置を変更したときの変更前の視点位置とすることができる。移動量決定手段 1 5 は、例えば視点位置設定手段 1 4 が視点位置を変更するたびに、変更前の視点位置におけるオパシティーカーブの変化点に対する変更後の視点位置におけるオパシティーカーブの変化点の移動量を決定する。移動量決定手段 1 5 は、例えば三次元データ中の移動前の視点位置の周辺領域のデータ分布と移動後の視点位置の周辺領域のデータ分布とに基づいて移動量を決定する。

【 0 0 4 3 】

オパシティーカーブ設定手段 1 3 は、仮想内視鏡画像生成手段 1 2 が視点位置設定手段 1 4 で設定された視点位置の仮想内視鏡画像を生成する際に、基準となる視点位置でのオパシティーカーブを移動量決定手段 1 5 で決定された移動量だけ移動させたオパシティーカーブを仮想内視鏡画像生成手段 1 2 に対して設定する。オパシティーカーブ設定手段 1 3 は、例えば視点位置設定手段 1 4 が視点位置を変更するたびに、移動量決定手段 1 5 から移動量を受け取る。オパシティーカーブ設定手段 1 3 は、移動量を受け取ると、変更前の視点位置で仮想内視鏡画像の生成に用いられたオパシティーカーブを基準に移動量だけ移動させたオパシティーカーブを、仮想内視鏡画像生成手段 1 2 に対して設定する。

【 0 0 4 4 】

オパシティーカーブ設定手段 1 3 は、基準となる視点位置でのオパシティーカーブで定義される画素値と不透明度との関係を、移動量決定手段 1 5 で決定された移動量だけ画素値方向に平行移動させるものとする。つまりオパシティーカーブ設定手段 1 3 は、画素値を変数 v とし、基準となる視点位置でのオパシティーカーブを $O_D(v)$ とし、移動量決定手段 1 5 が決定した移動量を m としたとき、 $O(v) = O_D(v - m)$ で表わされるオパシティーカーブを移動後のオパシティーカーブとして仮想内視鏡画像生成手段 1 2 に対して設定する。

【 0 0 4 5 】

基準となる視点位置を、視点位置変更前の視点位置とする場合、変更後の視点位置が n 番目 (n は 1 以上の整数) の視点位置であるとすれば、基準となる視点位置は $n - 1$ 番目の視点位置となる。 $n = 1$ の場合は、初期視点位置を変更前の視点位置 (0 番目の視点位置) とすればよい。この場合、視点位置変更後、すなわち n 番目の視点位置でのオパシティーカーブ $O_n(v)$ は、 $n - 1$ 番目の視点位置でのオパシティーカーブ $O_{n-1}(v)$ を用いて、 $O_n(v) = O_{n-1}(v - m)$ で表わすことができる。

【 0 0 4 6 】

図 2 は、動作手順を示している。視点位置設定手段 1 4 は、初期視点位置を仮想内視鏡画像の視点位置として設定する (ステップ A 1)。オパシティーカーブ設定手段 1 3 は、初期視点位置に対するオパシティーカーブを設定する (ステップ A 2)。オパシティーカーブ設定手段 1 3 は、例えば三次元データを参照して初期視点位置として設定された座標位置の周辺領域の画素値の分布を調べ、自動的にオパシティーカーブを設定する。或いは、仮想内視鏡画像生成手段 1 2 で初期視点位置の仮想内視鏡画像を生成し、ユーザが仮想内視鏡画像を見ながら内壁部分が観察可能になるようにオパシティーカーブを手動設定し、その手動設定したオパシティーカーブを初期視点でのオパシティーカーブとしてもよい。

【 0 0 4 7 】

視点位置設定手段 1 4 は、視点位置を変更する (ステップ A 3)。視点位置設定手段 1 4 は、仮想内視鏡画像生成手段 1 2 に対して変更後の視点位置を設定する。また、視点位置設定手段 1 4 は、変更後の視点位置を移動量決定手段 1 5 に通知する。移動量決定手段 1 5 は、視点位置の変更に伴うオパシティーカーブの移動量を決定する (ステップ A 4)。移動量決定手段 1 5 は、視点位置の変更が 1 回目であれば、変更前の視点位置が初期視点位置にあるとして、初期視点位置に対して設定されたオパシティーカーブからの移動量を決定する。移動量決定手段 1 5 は、視点変更が 2 回目以降であれば、前回の視点位置で仮想内視鏡画像の生成に用いられたオパシティーカーブからの移動量を決定する。

【 0 0 4 8 】

移動量決定手段 1 5 は、変更前後の視点位置の周辺領域でのデータ分布を表すヒストグラムを用いて移動量を決定することができる。例えば移動量決定手段 1 5 は、画素値を変数 v として、変更前の視点位置の周辺領域でのヒストグラム $H_{n-1}(v)$ と変更後の視点位置の周辺領域でのヒストグラム $H_n(v)$ とを求める。移動量決定手段 1 5 は、視点位置変更前後のヒストグラムのマッチングを行って移動量を決定してもよい。例えば移動量決定手段 1 5 は、視点位置変更前のヒストグラムを画素値方向に x だけ移動した $H_{n-1}(v - x)$ と視点位置変更後のヒストグラム $H_n(v)$ との類似度を、 x の値を変化させつつ計算する。類似度の計算は、ヒストグラムを正規化した上で行うとよい。移動量決定手段 1 5 は、ヒストグラムの類似度が最も高くなる x を求める。移動量決定手段 1 5 は、このように求めた x を、オパシティーカーブの移動量 m として決定することができる。

【 0 0 4 9 】

移動量決定手段 1 5 は、上記に代えて、視点位置変更の前後で、画素値のヒストグラムのピークがどれくらい動いたかを求め、その値をオパシティーカーブの移動量としてもよい。例えば、ヒストグラムでのピーク位置を求める関数を $P(H(v))$ とする。移動量決定手段 1 5 は、 $P(H_{n-1}(v))$ を変更前の視点位置の周辺領域でのヒストグラムにおけるピーク値とし、 $P(H_n(v))$ を変更後の視点位置の周辺領域でのヒストグラムにおけるピーク値として、 $x = P(H_n(v)) - P(H_{n-1}(v))$ で求まる x を、オパシティーカーブの移動量 m として決定してもよい。

【 0 0 5 0 】

オパシティーカーブ設定手段 1 3 は、移動量決定手段 1 5 から移動量の通知を受ける。オパシティーカーブ設定手段 1 3 は、通知された移動量だけオパシティーカーブを移動させる (ステップ A 5)。より詳細には、オパシティーカーブ設定手段 1 3 は、変更前の視点位置でのオパシティーカーブで定義される画素値と不透明度との関係を、通知された移

10

20

30

40

50

動量だけ画素値方向に移動させ、これを変更後の視点位置でのオパシティーカーブ（不透明度設定）とする。オパシティーカーブ設定手段13は、移動量だけ移動させたオパシティーカーブを、仮想内視鏡画像生成手段12に対して設定する。

【0051】

オパシティーカーブ設定手段13は、視点位置の変更が1回目のときは（ $n = 1$ ）、初期視点位置に対して設定されたオパシティーカーブを $O_0(v)$ として、 $O_1(v) = O_0(v - m)$ で表わされるオパシティーカーブを仮想内視鏡画像生成手段12に設定する。オパシティーカーブ設定手段13は、視点位置の変更が2回目以降の場合は（ $n > 2$ ）、 n 番目の視点位置に対して、 $n - 1$ 番目の視点位置で仮想内視鏡画像の生成に用いられたオパシティーカーブ（ $O_{n-1}(v)$ ）を画素値方向に移動量 m だけ平行移動し、 $O_n(v) = O_{n-1}(v - m)$ で表されるオパシティーカーブを仮想内視鏡画像生成手段12に対して設定する。

10

【0052】

仮想内視鏡画像生成手段12は、ボリュームレンダリング法により、オパシティーカーブ設定手段13が設定するオパシティーカーブを用いて、変更後の視点位置での仮想内視鏡画像を生成する（ステップA6）。投影画像生成装置10は、仮想内視鏡画像の生成を終了するか否かを判断する（ステップA7）。ユーザが生成終了を指示したときは処理を終了する。次の視点位置で仮想内視鏡画像を生成する場合はステップA3に戻る。投影画像生成装置10は、ステップA3からステップA7までの任意の回数だけ繰り返し実行し、視点位置を変更し、その視点位置に応じてオパシティーカーブを移動させつつ仮想内視鏡画像を生成する。

20

【0053】

以下、具体例を用いて説明する。図3は、三次元データに含まれるある臓器を疑似的な三次元画像で可視化して示している。三次元データは、例えばマルチスライスX線CTを用いて撮影された三次元の画像データであり、三次元データの各画素（ボクセル）には、画素値としてCT値が格納されている。図3に示す視点位置Aと視点位置Bを視点位置として、血管内部の仮想内視鏡画像を生成することを考える。視点位置Aは、初期視点位置であるとする。

【0054】

図4は、視点位置Aの周辺領域の画素値のヒストグラムを示している。図4を参照すると、血管の内壁を構成する部分の画素値（CT値）とそれ以外の部分のCT値とは、CT値280近辺を境に分離できることがわかる。図5は、視点位置Aで設定したオパシティーカーブを示している。オパシティーカーブの変化点はCT値280付近にある。すなわち、視点位置Aでのオパシティーカーブは、CT値280近辺を境に、不透明度が「1」から「0」へ変化する。視点位置Aでのオパシティーカーブの設定手法は任意であり、画素値のヒストグラムに基づいてオパシティーカーブ設定手段13が自動で設定してもよい。或いは、ユーザが、オパシティーカーブを変更しつつ仮想内視鏡画像を観察し、血管の内壁部分が最もよく観察できるオパシティーカーブを手動設定し、そのオパシティーカーブを視点位置Aでのオパシティーカーブとして設定してもよい。

30

【0055】

図6は、図5に示すオパシティーカーブを用いてボリュームレンダリングを行うことで生成された仮想内視鏡画像を示している。図5に示すオパシティーカーブを用いることで、図6に示すように、視点位置Aにおいて血管の内壁部分を疑似的な三次元画像で可視化することができる。

40

【0056】

視点位置設定手段14が仮想内視鏡画像の視点位置を、図3に示す視点位置Aから視点位置Bに変更したとする。図7は、視点位置Bの周辺領域の画素値のヒストグラムを示している。図4に示すヒストグラムと図7に示すヒストグラムとを比較すると、データ分布が、CT値が全体的に低い方向に移動していることがわかる。移動量決定手段15は、視点位置変更前後のヒストグラムのマッチングを行い、オパシティーカーブの移動量を決定

50

する。決定された移動量は - 180 であったとする。

【0057】

図8は、視点位置Bでのオパシティーカーブを示している。オパシティーカーブ設定手段13は、図5に示すオパシティーカーブを移動量180だけ全体的に画素値が低い方向（紙面向って左側方向）に平行移動したオパシティーカーブを、視点Bでのオパシティーカーブとする。オパシティーカーブが紙面向って左側方向に移動することで、図5ではオパシティーカーブの変化点は約280であったものが、図8では変化点が約100へと変化する。図9は、図8に示すオパシティーカーブを用いてボリュームレンダリングを行うことで生成された仮想内視鏡画像を示している。図8に示すオパシティーカーブを用いることで、図9に示すように、血管の内壁部分を疑似的な三次元画像で可視化することができる。

10

【0058】

ここで、比較例として視点位置の変更した場合でも、オパシティーカーブを平行移動させない場合を考える。まず、大腸の仮想内視鏡画像について考える。図10Aは大腸における視点位置、図10Bは視点位置の周辺領域の画素値のヒストグラム、図10Cは仮想内視鏡画像を示している。また、図11Aは大腸における別の視点位置、図11Bは視点位置の周辺領域の画素値のヒストグラム、図11Cは仮想内視鏡画像を示している。図12は、仮想内視鏡画像の生成に用いたオパシティーカーブを示している。

【0059】

図10B及び図11Bに示すように、大腸のような管腔としての構造が大きいものは、空気領域としての内腔部分の画素値（CT値）はほぼ一定の値となる。また、大腸内で視点位置が変わっても内壁部分のCT値は大きく変化せず、内腔部分のCT値と内壁部分のCT値とは容易に分離可能である。従って、図10Aに示す視点位置と、図11Aに示す視点位置とで、図12に示す同じオパシティーカーブを用いて仮想内視鏡画像を生成したとしても、図10C及び図11Cに示すように、双方の視点位置において大腸の内壁が可視化可能である。つまり、表示すべき管腔が大腸のような器官であれば、視点位置が変更されても、オパシティーカーブを移動させる必要がない。

20

【0060】

次いで、図3に示す血管部分の仮想内視鏡画像の生成で、オパシティーカーブを移動させない場合を考える。図13は、視点位置Aでのオパシティーカーブ（図5）を用いて、視点位置Bで仮想内視鏡画像を生成した場合の画像を示している。血管の末端部分である視点位置Bにて、図5に示す視点位置Aでのオパシティーカーブをそのまま用いてボリュームレンダリングを行い仮想内視鏡画像を生成したとする。図5に示すオパシティーカーブと、図7に示す視点位置Bの周辺領域の画素のヒストグラムとを照らし合わせると、視点位置Bの周辺領域の画素は全て不透明度「1」の画素となる。このため、視点位置Bにて、視点位置Aで良好な仮想内視鏡画像が得られるオパシティーカーブを用いて仮想内視鏡画像を生成すると視点位置が不透明になり、図13に示すように、何も観察することができない。

30

【0061】

本実施形態では、移動量決定手段15は設定された視点位置に対して基準となる視点位置のオパシティーカーブからの移動量を決定し、オパシティーカーブ設定手段13は基準となる視点位置でのオパシティーカーブを移動量だけ移動させたオパシティーカーブを仮想内視鏡画像生成手段12に対して設定する。視点位置設定手段14が設定する視点位置を変更すると、オパシティーカーブ設定手段13は、視点位置の変更に伴って、オパシティーカーブを移動させていく。このようにすることで、視点位置の変更に合わせて、設定するオパシティーカーブを変化させることができ、仮想内視鏡画像の生成で視点位置が変わったときでも管腔の内部を可視化することが可能となる。

40

【0062】

本実施形態では、移動量決定手段15は基準となる視点位置の周辺領域でのデータ分布と、視点位置設定手段14が設定した視点位置の周辺領域でのデータ分布とに基づいて移

50

動量を決定する。このような構成を採用した場合、仮想内視鏡画像で表示すべき視点位置の周辺のデータに合わせて自動的に移動量が決まり、自動的に変更後の視点でのオパシティーカーブを設定することができる。従って、本実施形態では、表示パラメータである不透明度を、観察に適した条件となるよう自動設定することが可能である。

【0063】

血管など、管腔内での位置に応じて三次元データの画素値が大きく変化する部分では、同一のオパシティーカーブを用いて管腔内の全ての部分の内部を観察することができない。本実施形態では、視点位置に応じてオパシティーカーブを設定するので、各視点位置において管腔の内壁を可視化して表示可能である。また、例えば造影剤を用いた場合は、血管自体の太さは同じくらいでも、造影剤の効果により血管中の位置に応じてCT値が大きく異なる場合もある。そのような場合でも、オパシティーカーブ設定手段13が、視点位置の変更に応じてオパシティーカーブを移動させることで、仮想内視鏡画像で内壁部分を観察することが可能である。

【0064】

続いて、本発明の第2実施形態を説明する。図14は、本発明の第2実施形態の投影画像生成装置を示している。本実施形態の投影画像生成装置10aは、図1に示す第1実施形態の投影画像生成装置10の構成に加えて、パス設定手段17、制御点設定手段18、及び制御点情報記憶部19を有する。パス設定手段17は、管腔の経路を求めて管腔内にパスを設定する。パス設定手段17は例えば管腔の中心線を求め、その中心線をパスとして設定する。視点位置設定手段14は、パス設定手段17が設定したパス上に視点位置を設定する。視点位置が管腔中のどの位置にあるかは、パスの始点からの距離で表わすことができる。

【0065】

制御点設定手段18は、管腔内に制御点を少なくとも1つ設定する。ここで、制御点とは、初期視点位置以外でオパシティーカーブの設定がされている点を指す。なお、初期視点位置は、制御点のうちの一つと見ることもできる。制御点設定手段18は、各制御点に対し、その制御点を視点位置とする仮想内視鏡画像を生成する際に用いられる不透明度設定を行う。この設定は、例えば初期視点位置に対して設定されたオパシティーカーブを画素値方向に平行移動することで行うことができる。その場合、任意の*i*番目の制御点での不透明度設定は、初期視点位置でのオパシティーカーブを $O_0(v)$ としたとき、 $O_i(v) = O_0(v - m_i)$ における移動量 m_i を決めることと等価である。制御点設定手段18は、制御点の管腔内での位置と初期地点位置でのオパシティーカーブからの移動量とを制御点情報として制御点情報記憶部19に記憶する。制御点が管腔内のどの位置にあるかは、視点位置と同様に、パスの始点からの距離で表わすことができる。

【0066】

本実施形態では、移動量決定手段15は、視点位置設定手段14が設定した視点位置でのオパシティーカーブの移動量を、制御点での不透明度設定を用いて決定する。より詳細には、視点位置設定手段14が設定した視点位置でのオパシティーカーブの管腔内での位置と、制御点情報に含まれる制御点の管腔内での位置及びオパシティーカーブの移動量とに基づいて、視点位置設定手段14が設定した視点位置でのオパシティーカーブの移動量の推定値を求め、その推定値を移動量として決定する。移動量決定手段15は、例えば制御点での移動量を補間することで、移動量の推定値を求める。

【0067】

制御点設定手段18は、例えばパスの始点側から順に、制御点 C_1 、 C_2 、 C_3 、・・・を設定する。初期視点位置がパスの始点の位置であるとし、これを制御点 C_0 とみなすこととする。制御点の設定は、例えば以下のように行うことができる。まず、初期視点位置でオパシティーカーブの設定を行っておく。初期視点位置でのオパシティーカーブの調整手法は、第1実施形態における調整手法と同様である。次いで視点位置設定手段14はパスに沿って視点位置を進め、仮想内視鏡画像生成手段12はパスに沿った視点位置の仮想内視鏡画像を生成する。このときオパシティーカーブ設定手段13は初期視点位置での

オパシティーカーブを仮想内視鏡画像生成手段 12 に対して設定する。

【0068】

ユーザは、初期視点位置でのオパシティーカーブを用いて生成される仮想内視鏡画像で管腔の内壁の観察ができなくなると、オパシティーカーブの再設定を投影画像生成装置に指示する。制御点設定手段 18 は、オパシティーカーブの再設定が指示された地点を制御点として制御点情報記憶部 19 に記憶する。また、制御点設定手段 18 は、オパシティーカーブの再設定が指示された地点で管腔の内壁が表示可能となるように、初期視点位置でのオパシティーカーブを画素値方向に平行移動する。その際の移動量は、移動量決定手段 15 が第 1 実施形態において移動量を決定する際と同様な処理で決定してもよく、或いはユーザが手動で決定してもよい。制御点設定手段 18 は、平行移動の移動量を、その制御点の管腔内での位置と対応付けて制御点情報記憶部 19 に記憶する。

10

【0069】

或いは上記に代えて、制御点設定手段 18 は、パスを始点から終点まで等間隔で内分し、各内分点を制御点として設定してもよい。この場合も、制御点設定手段 18 は、各制御点で管腔の内壁が表示可能となるように初期視点位置でのオパシティーカーブを画素値方向に平行移動し、その移動量と制御点の管腔内の位置とを制御点情報記憶部 19 に記憶する。制御点設定手段 18 は、パスの内分点に加えて、任意の地点を制御点として追加することができる。制御点設定手段 18 は、例えば制御点となる内分点以外の地点で、ユーザがオパシティーカーブの再設定を行ったときは、その地点も制御点として加えることができる。

20

【0070】

制御点の設定後、視点位置設定手段 14 はパスに沿って視点位置を順次に変更する。移動量決定手段 15 は、視点位置設定手段 14 が設定した視点位置を挟む制御点を探す。移動量決定手段 15 は、パス上で視点位置が 2 つの制御点の間に位置するときは、少なくとも視点位置を挟む 2 つの制御点のそれぞれにおける移動量に基づいて、視点位置における移動量の推定値を補間により求める。補間が線形補間であれば、移動量決定手段 15 は視点位置を挟む 2 つの制御点での移動量から視点位置の移動量を推定可能である。補間により高次の補間を用いる場合、例えばスプライン補間を用いる場合であれば、視点位置の前後 4 点の制御点での移動量から視点位置の移動量の推定値を求めることができる。

【0071】

30

図 15 は、パスに沿って視点を動かしながら仮想内視鏡画像を生成する際の動作手順を示している。パス設定手段 17 は、仮想内視鏡画像で表示する管腔の内部にパスを設定する（ステップ B1）。視点位置設定手段 14 は、初期視点位置を設定する（ステップ B2）。初期視点位置は、例えばステップ B1 で設定されたパスの始点とする。オパシティーカーブ設定手段 13 は、初期視点位置に対するオパシティーカーブを設定する（ステップ B3）。初期視点位置でのオパシティーカーブの設定は、第 1 実施形態と同様である。

【0072】

制御点設定手段 18 は、ステップ B1 で設定されたパス上に任意の数の制御点を設定する（ステップ B4）。制御点設定手段 18 は、制御点ごとに初期視点位置でのオパシティーカーブからの移動量を求め、パス上での制御点の位置とオパシティーカーブの移動量とを制御点情報記憶部 19 に記憶する。なお、初期視点位置は制御点の一つとみなすものとする。制御点とみなされる初期視点位置でのオパシティーカーブの移動量は 0 である。また、説明簡略化のため各制御点は、パスの始点側から C_0 、 C_1 、 C_2 、・・・の順で並んでいるものとする。初期視点位置がパスの始点の位置である場合、初期視点位置は制御点 C_0 とみなされることになる。

40

【0073】

視点位置設定手段 14 は、視点位置をパスの始点に設定する（ステップ B5）。移動量決定手段 15 は、視点位置設定手段 14 が設定した視点位置でのオパシティーカーブの移動量を決定する（ステップ B6）。オパシティーカーブ設定手段 13 は、初期視点位置でのオパシティーカーブを、ステップ B6 で決定された移動量だけ移動したオパシティーカ

50

ープを仮想内視鏡画像生成手段 12 に対して設定する（ステップ B7）。仮想内視鏡画像生成手段 12 は、ステップ B7 で設定されたオパシティーカーブを用いて、ボリュームレンダリング法により仮想内視鏡画像を生成する（ステップ B8）。

【0074】

視点位置設定手段 14 は、視点位置がパスの終点であるか否かを判断する（ステップ B9）。パスの終点まで仮想内視鏡画像を生成した場合は処理を終了する。視点位置設定手段 14 は、視点位置がパスの終点まで到達してないと判断すると、視点位置を現在の視点位置からパスの終点側に進める（ステップ B10）。その後、ステップ B6 に戻る。投影画像生成装置 10a は、ステップ B6 からステップ B10 までを繰り返し実行し、パスに従って視点位置を進めながら仮想内視鏡画像を生成する。

10

【0075】

図 16 は、制御点での移動量と移動量決定手段 15 が決定する現在の視点位置での移動量とを示している。移動量決定手段 15 は、現在の視点位置が制御点と重なるときは、制御点情報記憶部 19 にその制御点に対応付けて記憶された移動量をそのまま現在の視点位置での移動量として決定すればよい。現在の視点位置が 2 つの制御点に挟まれる位置であるとき、制御点情報記憶部 19 にはその位置での移動量は記憶されていない。そこで、移動量決定手段 15 は、制御点での移動量から補間により現在の視点位置での移動量を求める。

【0076】

移動量決定手段 15 は、ステップ B6 では、現在の視点位置が 2 つの制御点の間に挟まれている場合は補間により移動量を決定する。例えば図 16 に示すように、現在の視点位置 E_n （ n 番目の視点位置）がパス上で制御点 C_i と C_{i+1} との間に位置していたとする。求めるべき現在の視点位置でのオパシティーカーブの移動量（補間値）を m_n とし、 $len(p, q)$ を p 点から q 点までのパス上での距離を求める関数とする。移動量を線形補間で求めるとすれば、移動量 m_n は、

20

【数 1】

$$m_n = \frac{len(C_{i+1}, E_n)}{len(C_{i+1}, C_i)} m_i + \frac{len(C_i, E_n)}{len(C_{i+1}, C_i)} m_{i+1}$$

30

で求めることができる。

【0077】

移動量の補間は線形補間には限定されず、より高次の補間を用いてもよい。例えばスプライン補間で移動量を補間してもよい。その場合、現在の視点位置 E_n を挟む 2 つの制御点を含む前後 4 点の制御点での移動量に基づいて、現在の視点位置での移動量 m_n を補間により求めればよい。スプライン補間を用いる場合は、例えばパスの始点からの距離を変数として前後 4 点の制御点を通るスプライン関数を求め、そのスプライン関数に現在の視点位置を代入して移動量 m_n を計算すればよい。

40

【0078】

移動量決定手段 15 は、現在の視点位置が 2 つの制御点に挟まれていない場合は、現在の視点位置に最も近い位置の制御点の移動量を現在の視点位置での移動量として決定すればよい。例えば視点位置が、パスの始点側から見て最後の制御点よりもパスの終点側にあるとき、移動量決定手段 15 は、その最後の制御点からパスの終点までは、最後の制御点での移動量を現在の視点位置での移動量とすればよい。また、初期視点位置がパスの始点とは異なる位置にあり、かつ、パスの始点が制御点ではなく不透明度の設定がなされていなかったような場合、移動量決定手段 15 は、パスの始点から最初の制御点までは、その最初の制御点での移動量を現在の視点位置での移動量とすればよい。

50

【0079】

本実施形態では、制御点設定手段18が制御点をいくつか設定し、その制御点では仮想内視鏡画像で管腔が観察可能にしておく。移動量決定手段15は、仮想内視鏡画像の視点位置が制御点とは異なる位置のとき、制御点で設定されたオパシティーカーブの移動量に基づいて現在の視点位置での移動量を決定する。本実施形態では、制御点上で適切な不透明度設定がされていれば、その不透明度から推定した不透明度を制御点の間にある視点位置に対して適用することで、各視点位置において、適切な不透明度設定が得られることが期待できる。本実施形態は、特に、パスに沿って視点位置を移動させつつ仮想内視鏡画像を生成し、仮想内視鏡画像を動的に観察するような場合に有効である。

【0080】

図17は、本発明の第3実施形態の投影画像生成装置を示している。本実施形態の投影画像生成装置10bは、図1に示す第1実施形態の投影画像生成装置10の構成に加えて、カラーマップ設定手段20を備える。その他の点は、第1実施形態と同様である。ポリウムレンダリングで用いられる、三次元データの画素値と表示色との関係を定義するカラーマップを仮想内視鏡画像生成手段12に対して設定する。なお、図14に示す第2実施形態の投影画像生成装置10aの構成に加えてカラーマップ設定手段20を備える構成も可能である。

【0081】

本実施形態では、オパシティーカーブだけでなく、カラーマップも基準となる視点位置でのカラーマップから移動量決定手段15が決定した移動量だけ移動させる。カラーマップ設定手段20は、仮想内視鏡画像生成手段12が視点位置設定手段で設定された視点位置の仮想内視鏡画像を生成する際に、基準となる視点位置でのカラーマップを移動量決定手段で決定された移動量だけ移動させたカラーマップを仮想内視鏡画像生成手段12に対して設定する。基準となる視点位置は、オパシティーカーブと同様に、視点位置が変更されたときの変更前の視点位置とすることができる。

【0082】

カラーマップ設定手段20は、カラーマップの移動では、基準となる視点位置でのカラーマップで定義される画素値と表示色との関係を、画素値方向に決定された移動量だけ平行移動させる。具体的には、画素値を変数 v とし、基準となる視点位置でのカラーマップを $ClrMap_D(v)$ とし、移動量決定手段15が決定した移動量を m としたとき、カラーマップ設定手段20は、 $ClrMap(v) = ClrMap_D(v - m)$ で表わされるカラーマップを仮想内視鏡画像生成手段12に対して設定する。

【0083】

本実施形態では、視点位置の変更に応じてオパシティーカーブを移動させたとき、その移動に併せてカラーマップも移動する。可視・不可視という観点でだけ考えれば、視点位置の変更に応じてオパシティーカーブを移動させることで、管腔の内部が可視化可能である。本実施形態ではカラーマップも併せて移動させるので、第1実施形態で得られる効果に加えて、管腔内部を可視化した際の見た目を向上でき、より好ましい表示が得られるという効果を得ることができる。

【0084】

なお、第1実施形態では、基準となる視点位置を、視点位置を変更する際の変更前の視点位置としたが、これには限定されない。例えば初期視点位置を基準となる視点位置としてもよい。その場合、移動量決定手段15は、初期視点位置の周辺領域でのデータ分布と現在の視点位置の周辺領域とのデータ分布とに基づいて移動量を決定すればよい。オパシティーカーブ設定手段13は、初期視点位置でのオパシティーカーブから移動量だけ移動させたオパシティーカーブを、現在の視点位置でのオパシティーカーブとして設定すればよい。変更前の視点位置を基準となる視点位置とし、その視点位置でのオパシティーカーブを基準にオパシティーカーブを移動させていく方式では、視点位置の変更に合わせて伝播的にオパシティーカーブが求められていくことになるので、誤差が蓄積される可能性がある。基準となる視点位置を初期視点位置に固定する場合は、誤差の蓄積がないという利

10

20

30

40

50

点がある。

【 0 0 8 5 】

第2実施形態では、視点位置がパス上にあるとして説明したが、視点位置は必ずしもパス上になくてもよい。移動量決定手段15は、視点位置がパス上に存在しない場合には、視点位置に最も近いパス上の対応点を求め、その対応点と制御点との間の距離に応じて移動量を補間してもよい。また、制御点についても、必ずしもパス上に存在している必要はない。制御点がパス上にない場合、制御点設定手段18は、制御点に最も近いパス上の対応点を求め、パスの始点から対応点までの距離を制御点の管腔内での位置として制御点情報記憶部19に記憶してもよい。制御点と現在の視点位置との間の距離は、パス上の対応点同士との間の距離で求めてもよい。

10

【 0 0 8 6 】

第2実施形態では、図15を参照し、視点位置をパスの経路に沿って終点方向に進める際の動作について説明したが、視点位置はパスの終点側に一方向に進めるだけでなく、任意の方向に進めることができる。投影画像生成装置10aは、例えばユーザが進行方向を反転させる旨を指示したときは視点位置を進める方向を反転し、パスの終点側から始点側に向けて視点位置を移動させつつ仮想内視鏡画像を生成することができる。仮想内視鏡画像の生成は、パスの始点から始める必要はなく、任意の地点から仮想内視鏡画像の生成を開始してもよい。また、投影画像生成装置10aは、パスに沿って視点を動かしている最中に、ユーザがパスから離れた任意の位置を視点位置として指定したときは、その視点位置で仮想内視鏡画像を生成してもよい。

20

【 0 0 8 7 】

以上、本発明をその好適な実施形態に基づいて説明したが、本発明の投影画像生成装置、方法、及びプログラムは、上記実施形態にのみ限定されるものではなく、上記実施形態の構成から種々の修正及び変更を施したものも、本発明の範囲に含まれる。

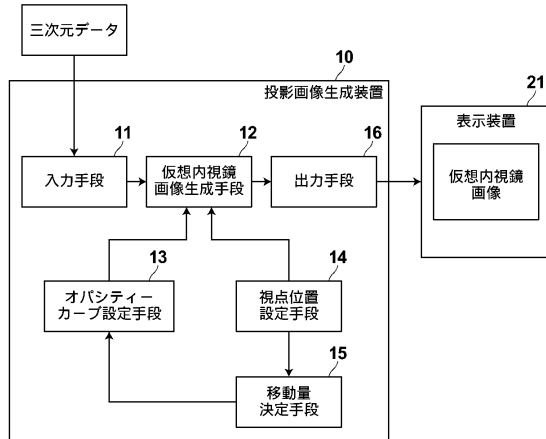
【 符号の説明 】

【 0 0 8 8 】

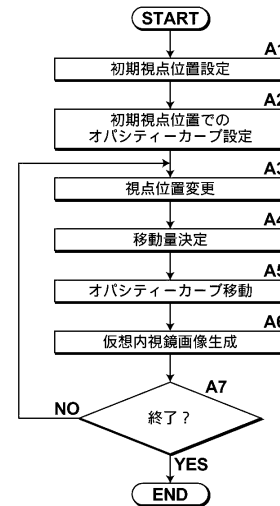
- 10：投影画像生成装置
- 11：入力手段
- 12：仮想内視鏡画像生成手段
- 13：オパシティーカーブ設定手段
- 14：視点位置設定手段
- 15：移動量決定手段
- 16：出力手段
- 17：パス設定手段
- 18：制御点設定手段
- 19：制御点情報記憶部
- 20：カラーマップ設定手段
- 21：表示装置

30

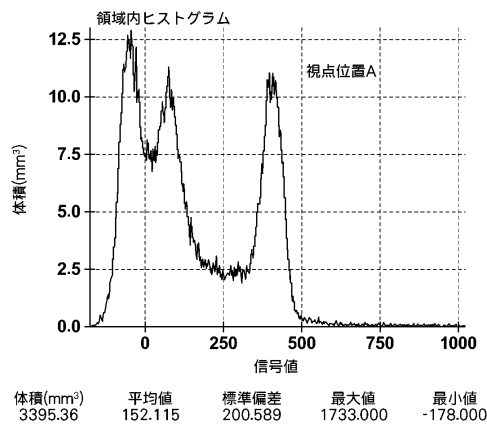
【図 1】



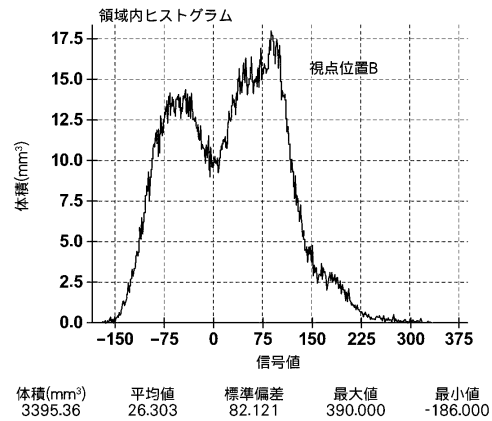
【図 2】



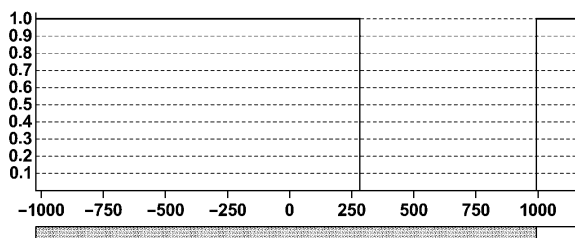
【図 4】



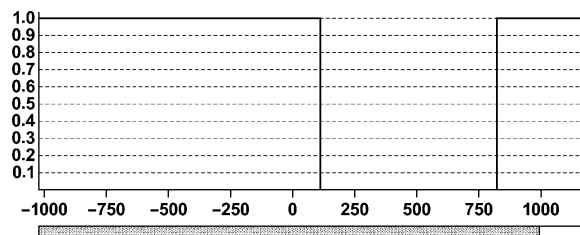
【図 7】



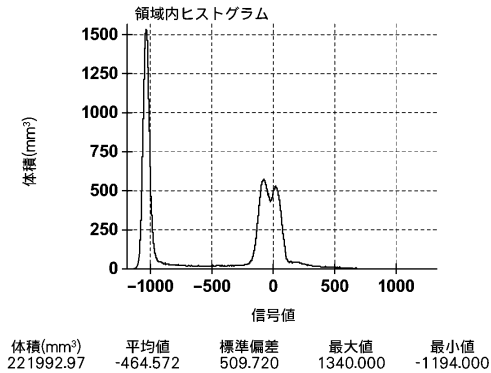
【図 5】



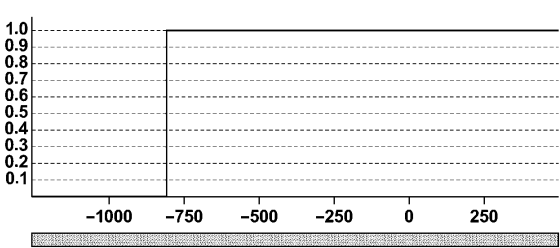
【図 8】



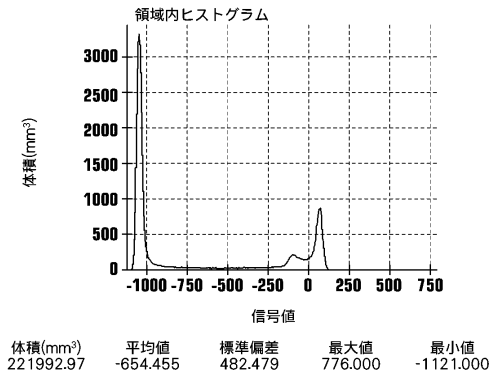
【図 1 0 B】



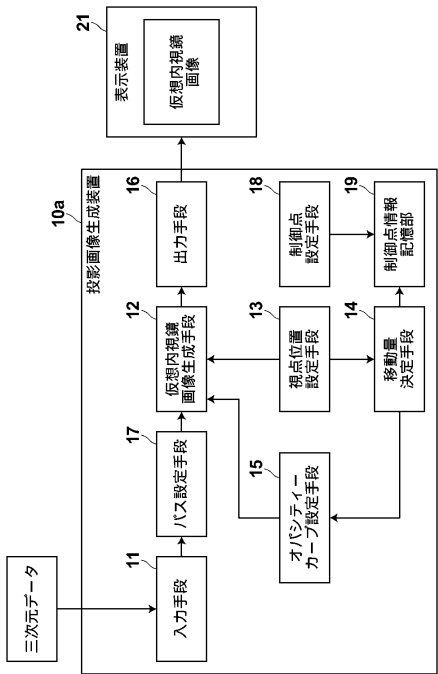
【図 1 2】



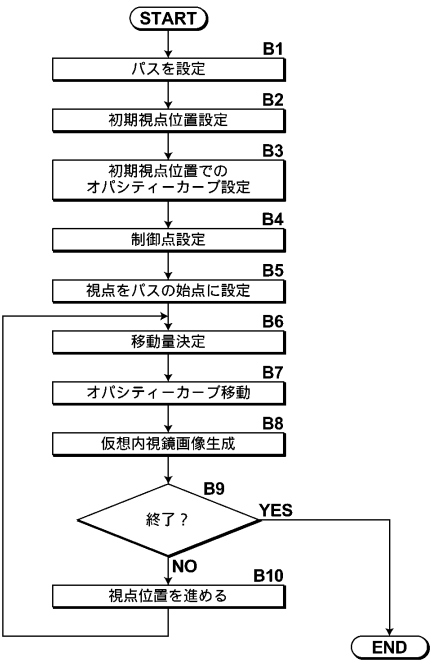
【図 1 1 B】



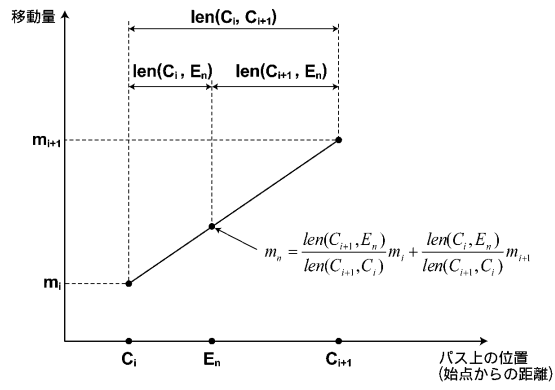
【図 1 4】



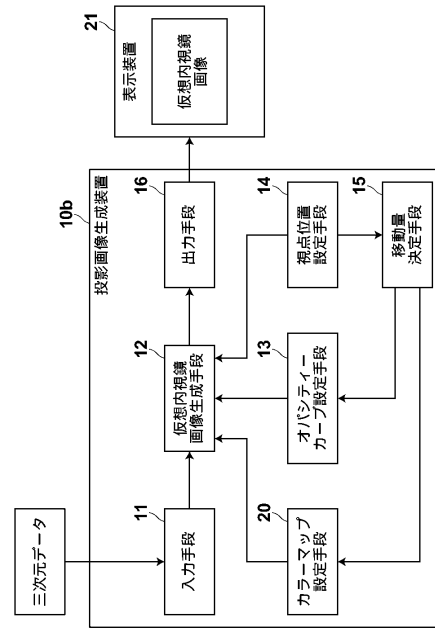
【図 1 5】



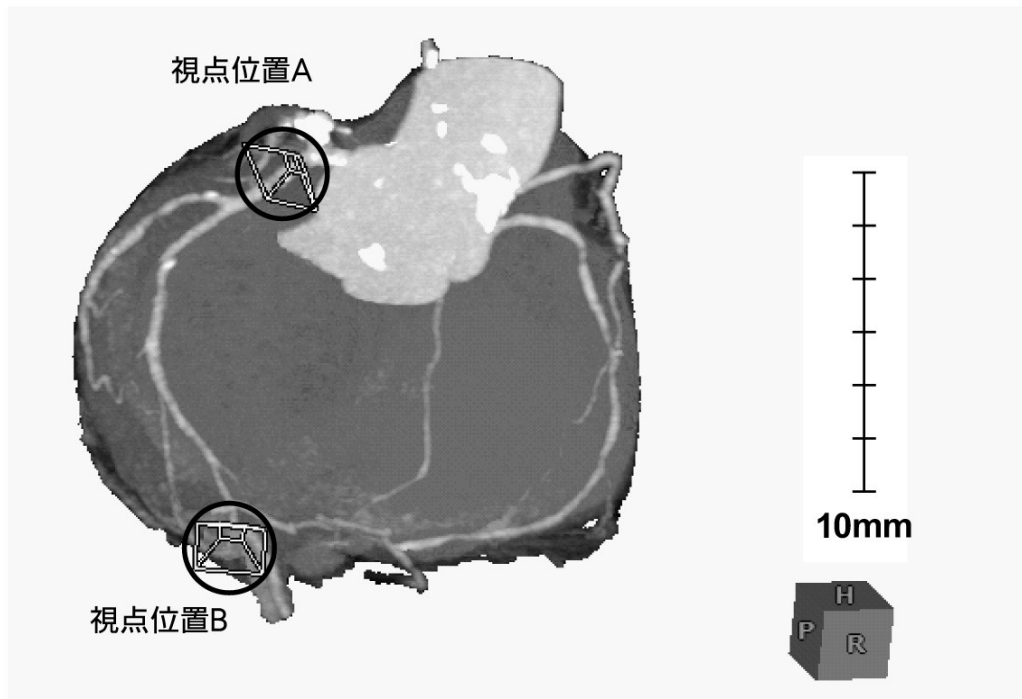
【図 16】



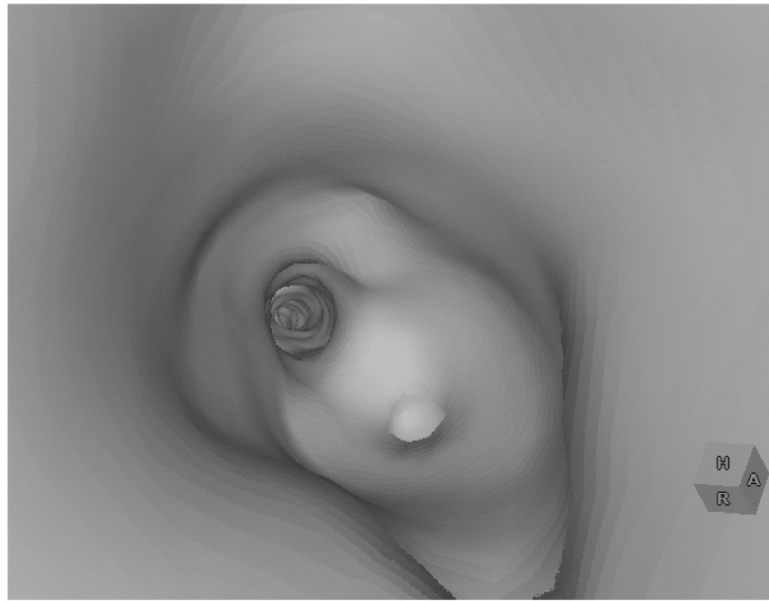
【図 17】



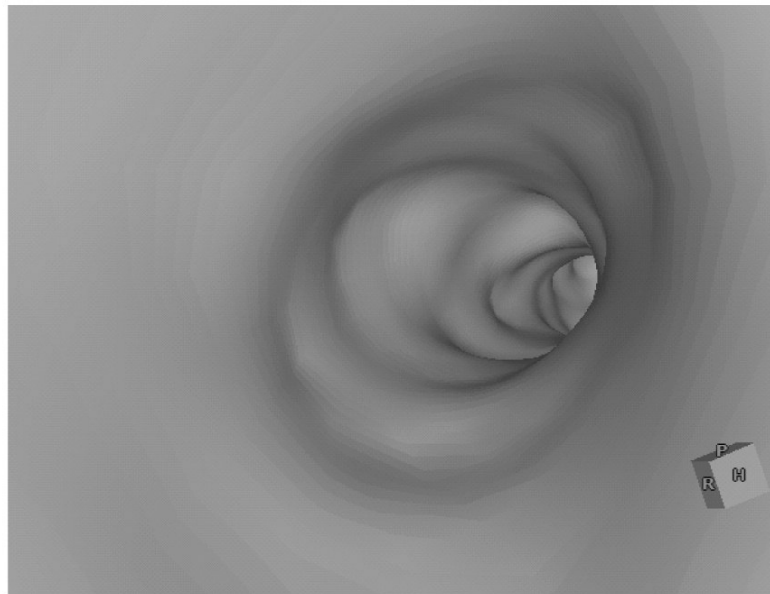
【図 3】



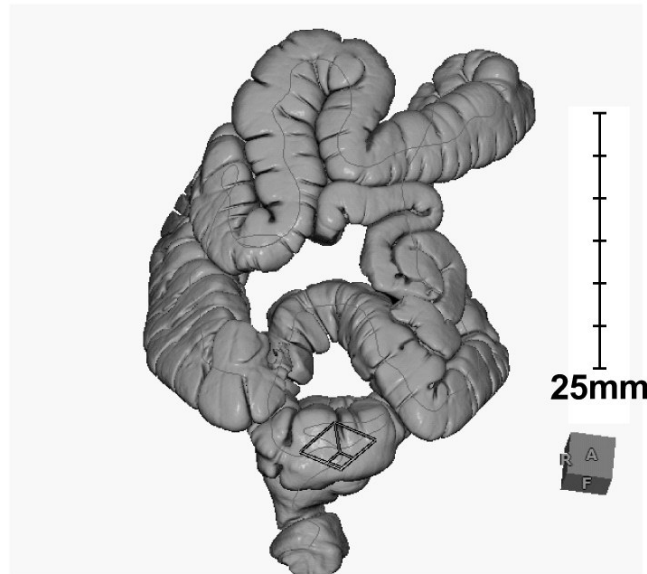
【図 6】



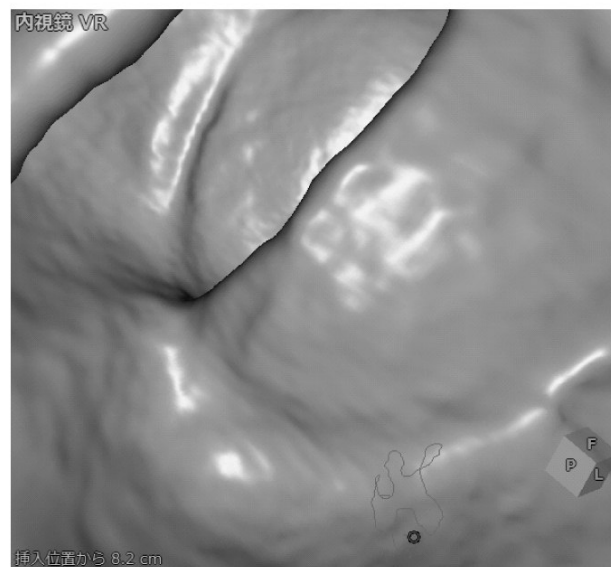
【図 9】



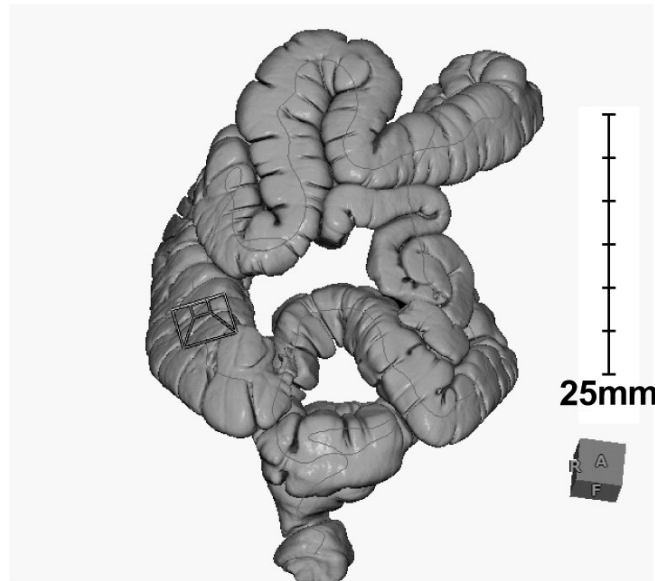
【図 10 A】



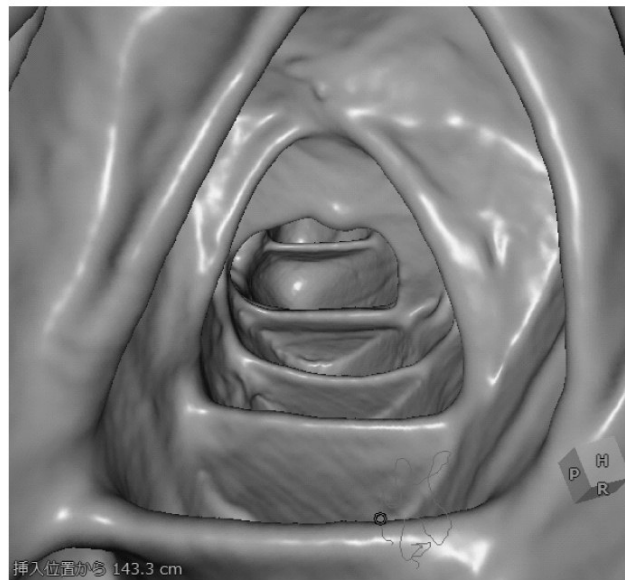
【図 10 C】



【図 11A】



【図 11C】



【図 13】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 2 8 3 3 7 3 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 3 2 3 6 5 3 (J P , A)
特表 2 0 0 9 - 5 4 5 3 6 0 (J P , A)
特表平 1 0 - 5 0 7 9 5 4 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 2 5 9 6 9 6 (J P , A)
特開平 0 3 - 2 2 6 8 7 6 (J P , A)
特表 2 0 0 2 - 5 3 8 9 1 5 (J P , A)
特開平 1 0 - 2 0 1 7 5 5 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 6 / 0 3

专利名称(译)	投影图像生成装置，方法和程序		
公开(公告)号	JP5551955B2	公开(公告)日	2014-07-16
申请号	JP2010083112	申请日	2010-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	宫本仁樹		
发明人	宫本 仁樹		
IPC分类号	A61B6/03		
CPC分类号	G06T15/08 G06T15/20		
FI分类号	A61B6/03.360.G A61B6/03.360.M		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/DA01 4C093/DA02 4C093/DA03 4C093/FD07 4C093/FF08 4C093/FF19 4C093/FF42 4C093/FG01		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP2011212219A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在生成虚拟内窥镜图像时，即使在视点位置改变时也可以看到内腔的内部。虚拟内窥镜图像生成装置（12）基于三维数据通过体绘制生成虚拟内窥镜图像。不透明度曲线设置装置（13）设置不透明度曲线，其定义三维数据的像素值与不透明度值之间的关系。视点位置设定装置（14）设定虚拟内窥镜图像的视点位置。移动量确定装置（15）确定不透明度曲线相对于参考视点位置处的不透明度曲线的移动量。当虚拟内窥镜图像生成装置（12）生成虚拟内窥镜图像时，不透明度曲线设置装置（13）设置通过在虚拟内窥镜图像生成装置（12）中移动不透明度曲线所获得的移动量而获得的不透明度曲线。 ）。

$$m_n = \frac{\text{len}(C_{i+1}, E_n)}{\text{len}(C_{i+1}, C_i)} m_i + \frac{\text{len}(C_i, E_n)}{\text{len}(C_{i+1}, C_i)} m_{i+1}$$