

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5961504号
(P5961504)

(45) 発行日 平成28年8月2日 (2016.8.2)

(24) 登録日 平成28年7月1日 (2016.7.1)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z

A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2012-211643 (P2012-211643)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成24年9月26日 (2012.9.26)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2014-64721 (P2014-64721A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成26年4月17日 (2014.4.17)	(74) 代理人	100073184
審査請求日	平成26年10月24日 (2014.10.24)		弁理士 柳田 征史
		(74) 代理人	100090468
			弁理士 佐久間 剛
		(72) 発明者	櫻木 太
			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	▲高▼ 芳徳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 仮想内視鏡画像生成装置およびその作動方法並びにプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の構造物を含む被検体の3次元画像を取得する画像取得手段と、
前記3次元画像から少なくとも1つの構造物を抽出する構造物抽出手段と、
前記被検体の体腔内における仮想的な視点位置および視線方向を決定する視点決定手段と、

前記複数の構造物のそれぞれに対して定義した、前記視点位置からの距離が第1のしきい値以上および第2のしきい値以下で0となり、該第1および第2のしきい値の間の第3のしきい値で1となるように不透明度が変化する表示属性を記憶する記憶手段と、

前記視点位置と前記抽出した構造物との距離に応じて、前記表示属性の前記不透明度を変更し、該不透明度が変更された前記表示属性の前記構造物を含む、前記視点位置および前記視線方向の仮想内視鏡画像を前記3次元画像から生成する画像生成手段とを備えたことを特徴とする仮想内視鏡画像生成装置。

【請求項 2】

前記画像生成手段は、前記視点位置と前記抽出した構造物との最短距離を算出する手段であることを特徴とする請求項1記載の仮想内視鏡画像生成装置。

【請求項 3】

前記画像生成手段は、前記視点位置と前記抽出した構造物の重心との距離を算出する手段であることを特徴とする請求項1記載の仮想内視鏡画像生成装置。

【請求項 4】

10

20

前記仮想内視鏡画像を表示手段に表示する表示制御手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項記載の仮想内視鏡画像生成装置。

【請求項 5】

画像取得手段が、複数の構造物を含む被検体の 3 次元画像を取得し、
構造物抽出手段が、前記 3 次元画像から少なくとも 1 つの構造物を抽出し、
視点決定手段が、前記被検体の体腔内における仮想的な視点位置および視線方向を決定し、

画像生成手段が、前記視点位置と前記抽出した構造物との距離に応じて、前記複数の構造物のそれぞれに対して定義した、前記視点位置からの距離が第 1 のしきい値以上および第 2 のしきい値以下で 0 となり、該第 1 および第 2 のしきい値の間の第 3 のしきい値で 1 となるように不透明度が変化する表示属性の前記不透明度を変更し、該不透明度が変更された前記表示属性の前記構造物を含む、前記視点位置および前記視線方向の仮想内視鏡画像を前記 3 次元画像から生成することを特徴とする仮想内視鏡画像生成装置の作動方法。

【請求項 6】

複数の構造物を含む被検体の 3 次元画像を取得する手順と、
前記 3 次元画像から少なくとも 1 つの構造物を抽出する手順と、
前記被検体の体腔内における仮想的な視点位置および視線方向を決定する手順と、
前記視点位置と前記抽出した構造物との距離に応じて、前記複数の構造物のそれぞれに対して定義した、前記視点位置からの距離が第 1 のしきい値以上および第 2 のしきい値以下で 0 となり、該第 1 および第 2 のしきい値の間の第 3 のしきい値で 1 となるように不透明度が変化する表示属性の前記不透明度を変更し、該不透明度が変更された前記表示属性の前記構造物を含む、前記視点位置および前記視線方向の仮想内視鏡画像を前記 3 次元画像から生成する手順とを有する仮想内視鏡画像生成方法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、被検体の体腔内に挿入された内視鏡下での手術および検査等における、内視鏡観察を支援するための、被検体の体腔内を表す仮想内視鏡画像を生成する装置およびその作動方法並びにプログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、腹腔鏡手術や胸腔鏡手術等の内視鏡下で行われる手術が注目されている。この内視鏡手術では、開腹や開胸等を行うことなく、内視鏡と処置具を刺入するための数センチ程度の穴を 2、3 個開けるだけで済むため、患者の負担が極めて小さいというメリットがある。一方で、内視鏡の限られた視野で手術を実施することは技術的難易度が高く、執刀を行う医師は熟練を要する。もし患者の血管や臓器を誤って傷つけてしまい、出血してしまった場合には、開腹、開胸等を伴う従来の手法による手術に移行せざるを得ない。

【0003】

一方、CT 等での撮影によって得られた 3 次元ボリューム画像から内視鏡と類似した画像を生成する仮想内視鏡技術が知られている。この技術は、とくに大腸の腫瘍を発見するために、内視鏡検査をすることなく CT 撮影のみで腫瘍を発見する方法として北米で普及している。そして、仮想内視鏡画像を用いて内視鏡手術あるいは検査等を安全かつ迅速に行うための手法が提案されている。

【0004】

例えば、特許文献 1 には、内視鏡の位置をセンサで検出し、検出位置を視点とし、内視鏡よりも広い画角を有する仮想内視鏡画像を生成し、内視鏡撮影で得られた実内視鏡画像と仮想内視鏡画像とを重畳表示する装置が記載されている。

【0005】

しかしながら、特許文献 1 に記載された手法では、内視鏡の狭い視野を仮想内視鏡画像

10

20

30

40

50

によって補うことはできるものの、仮想内視鏡画像は実内視鏡画像と同じ視点、同じ観察方向の画像であるから、手術対象部位等の注目箇所と内視鏡との位置関係によっては、仮想内視鏡画像あるいは実内視鏡画像中に注目箇所が表示されない可能性があり、内視鏡と注目箇所との位置関係が把握できないこともありうる。

【 0 0 0 6 】

このため、例えば特許文献 2 に、仮想内視鏡の視点位置からの距離に応じて仮想内視鏡画像の色を変化させるためのカラーテンプレートを構造物毎に定義しておき、視点からの距離に応じて構造物の色を変化させる手法が提案されている。また、特許文献 3 には、仮想内視鏡の視点位置と注目構造物との間に他の構造物が存在する場合に注目構造物が表示されなくなることを防止するために、各構造物に対して各部を半透明にする不透明度を定義したカラーテンプレートを用いる手法が提案されている。特許文献 3 の手法によれば、仮想内視鏡の視点位置と注目構造物との間に他の構造物が存在する場合であっても、仮想内視鏡画像において注目構造物を確認することができる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 7 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 2 - 2 6 3 0 5 3 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 1 1 - 2 1 2 2 4 5 号公報

【特許文献 3】特開 2 0 1 1 - 2 1 2 2 4 4 号公報

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

しかしながら、特許文献 3 に記載された手法は、全ての構造物に対して半透明となる不透明度を定義したカラーテンプレートを適用するものであるため、仮想内視鏡画像に含まれる全ての構造物が半透明となってしまう。このため、注目構造物も半透明となってしまうことから、注目構造物の確認がし難くなるおそれがある。

【 0 0 0 9 】

本発明は上記事情に鑑みなされたものであり、仮想内視鏡の視点位置と構造物との距離に応じて、構造物を適切に視認できるようにすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

30

【 0 0 1 0 】

本発明による仮想内視鏡画像生成装置は、複数の構造物を含む被検体の 3 次元画像を取得する画像取得手段と、

3 次元画像から少なくとも 1 つの構造物を抽出する構造物抽出手段と、

被検体の体腔内における仮想的な視点位置および視線方向を決定する視点決定手段と、

複数の構造物のそれぞれに対して定義した、視点位置からの距離に応じて不透明度が変化する表示属性を記憶する記憶手段と、

視点位置と抽出した構造物との距離に応じて、表示属性の不透明度を変更し、不透明度が変更された表示属性の構造物を含む、視点位置および視線方向の仮想内視鏡画像を 3 次元画像から生成する画像生成手段とを備えたことを特徴とするものである。

40

【 0 0 1 1 】

「構造物」の具体例としては、内視鏡下での手術対象部位や、手術において注意を要する解剖学的構造物、すなわち、血管や、臓器、腫瘍等が挙げられる。これらの構造物の位置の具体的な特定方法は、公知の画像認識技術を用いた自動的方法、ユーザの手動操作による方法、あるいは両者を組み合わせた方法のいずれであってもよい。

【 0 0 1 2 】

「表示属性」としては、不透明度の他、実内視鏡画像に表された体腔内各部とほぼ同じ外観の仮想内視鏡画像が得られるように定義されたカラーテンプレートを含むものであってもよい。また、構造物に対する陰の有無、および環境光あるいは拡散光といった光源の種類を、表示属性に含めてもよい。

50

【 0 0 1 3 】

なお、本発明による仮想内視鏡画像生成装置においては、不透明度を、距離が第 1 のしきい値以上および第 2 のしきい値以下で 0 となり、第 1 および第 2 のしきい値の間の第 3 のしきい値で 1 となるように変化するものとしてもよい。

【 0 0 1 4 】

また、本発明による仮想内視鏡画像生成装置においては、画像生成手段を、視点位置と抽出した構造物との最短距離を算出する手段としてもよい。

【 0 0 1 5 】

また、本発明による仮想内視鏡画像生成装置においては、画像生成手段を、視点位置と抽出した構造物の重心との距離を算出する手段としてもよい。

10

【 0 0 1 6 】

また、本発明による仮想内視鏡画像生成装置においては、仮想内視鏡画像を表示手段に表示する表示制御手段をさらに備えるものとしてもよい。

【 0 0 1 7 】

本発明による仮想内視鏡画像生成方法は、複数の構造物を含む被検体の 3 次元画像を取得し、

3 次元画像から少なくとも 1 つの構造物を抽出し、

被検体の体腔内における仮想的な視点位置および視線方向を決定し、

視点位置と抽出した構造物との距離に応じて、複数の構造物のそれぞれに対して定義した、視点位置からの距離に応じて不透明度が変化する表示属性の不透明度を変更し、不透明度が変更された表示属性の構造物を含む、視点位置および視線方向の仮想内視鏡画像を 3 次元画像から生成することを特徴とするものである。

20

【 0 0 1 8 】

なお、本発明による仮想内視鏡画像生成方法をコンピュータに実行させるためのプログラムとして提供してもよい。

【発明の効果】

【 0 0 1 9 】

本発明の仮想内視鏡画像生成装置および方法によれば、複数の構造物を含む被検体の 3 次元画像が取得され、3 次元画像から少なくとも 1 つの構造物が抽出され、被検体の体腔内における仮想的な視点位置および視点方向が決定される。そして、視点位置と抽出した構造物との距離に応じて、複数の構造物のそれぞれに対して定義した、視点位置からの距離に応じて不透明度が変化する表示属性の不透明度が変更される。さらに、不透明度が変更された表示属性の構造物を含む仮想内視鏡画像が 3 次元画像から生成される。このため、視点位置から遠すぎる構造物あるいは近すぎる構造物については不透明度を 0、観察に適切な距離にある構造物については不透明度を 1 とする等、視点位置からの距離に応じて、構造物の不透明度を変更することができる。したがって、仮想内視鏡の視点位置および視線方向に応じて、構造物を適切に視認することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 0 】

【図 1】本発明の実施形態による仮想内視鏡画像生成装置を適用した内視鏡観察支援システムのハードウェア構成図

40

【図 2】本発明の実施形態における内視鏡観察支援システムの機能ブロック図

【図 3】本実施形態における内視鏡観察支援処理の流れを表したフローチャート

【図 4】本実施形態において実内視鏡の視野と構造物の位置に基づいて決定された仮想内視鏡の視野の一例を模式的に表した図

【図 5】仮想内視鏡の視点位置と構造物との距離の算出を説明するための図

【図 6】カラーテンプレートに定義された距離に応じた不透明度を示す図

【図 7】カラーテンプレートに定義された距離に応じた不透明度を示す図

【図 8】視点位置に応じた構造物の見え方を説明するための図

【図 9】視点位置に応じた構造物の見え方を説明するための図

50

【図 1 0】視点位置に応じた構造物の見え方を説明するための図

【図 1 1】視点位置に応じた構造物の見え方を説明するための図

【図 1 2】本実施形態における実内視鏡画像と仮想内視鏡画像とを並べた表示の一例を模式的に示す図

【図 1 3】3次元医用画像において内視鏡の移動経路を設定した状態を示す図

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、図面を参照して本発明の実施形態について説明する。図 1 は、本発明の実施形態による仮想内視鏡画像生成装置を適用した内視鏡観察支援システムの概要を示すハードウェア構成図である。図 1 に示すように、このシステムは、内視鏡 1、デジタルプロセッサ 2、光源装置 3、実内視鏡画像用ディスプレイ 4、モダリティ 5、処置具 6、内視鏡用マーカー 7、位置センサ 8、画像処理ワークステーション 9、画像処理ワークステーション用ディスプレイ（以下、WSディスプレイ）10から構成されている。

10

【0022】

本実施形態では、内視鏡 1 は腹腔用の硬性鏡であり、被検体の腹腔内に挿入される。光源装置 3 から光ファイバーで導かれた光が内視鏡 1 の先端部から照射され、内視鏡 1 の撮像光学系により被検体の腹腔内の画像が得られる。デジタルプロセッサ 2 は、内視鏡 1 で得られた撮像信号をデジタル画像信号に変換し、ホワイトバランス調整やシェーディング補正等のデジタル信号処理によって画質の補正を行った後、DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 規格で規定された付帯情報を付加して、実内視鏡画像データ G0 を出力する。出力された実内視鏡画像データ G0 は、DICOM 規格に準拠した通信プロトコルに従って、LAN 経由で画像処理ワークステーション 9 に送信される。また、デジタルプロセッサ 2 は、実内視鏡画像データ G0 をアナログ信号に変換して実内視鏡画像用ディスプレイ 4 に出力し、実内視鏡画像用ディスプレイ 4 には実内視鏡画像 G0 が表示される。内視鏡 1 での撮像信号の取得は所定のフレームレートで行われるため、実内視鏡用ディスプレイ 4 では、実内視鏡画像 G0 が腹腔内を表す動画として表示される。さらに、内視鏡 1 では、ユーザの操作に応じて静止画撮影も可能である。

20

【0023】

モダリティ 5 は、被検体の検査対象部位を撮影することにより、その部位を表す 3次元医用画像の画像データ M を生成する装置であり、ここでは CT 装置とする。この 3次元医用画像データ M にも DICOM 規格で規定された付帯情報が付加されている。また、3次元医用画像データ M も、DICOM 規格に準拠した通信プロトコルに従って、LAN 経由で画像処理ワークステーション 9 に送信される。

30

【0024】

内視鏡用マーカー 7 および位置センサ 8 は公知の 3次元位置計測装置を構成する。内視鏡用マーカー 7 は、内視鏡 1 の手元付近に設けられており、光学式の位置センサ 8 によって、所定の時間間隔でマーカー 7 の 3次元位置が検出される。内視鏡用マーカー 7 は複数のマーカー片から構成されているため、位置センサ 8 は、各マーカー片の位置関係から内視鏡 1 の姿勢も検出可能である。ここで、内視鏡 1 の姿勢は、内視鏡が挿入された向きを表すものであり、内視鏡の視野の中心における視線の向きと一致するため、以下では、内視鏡 1 の姿勢のことを内視鏡 1 の向きまたは中心視線ベクトルともいう。また、オフセット計算によって、内視鏡 1 の先端部の 3次元位置(内視鏡検出位置) P0 を算出することができる。位置センサ 8 は、算出された内視鏡 1 の視点位置 P0 を表す 3次元位置データおよび姿勢 D0 を表す 3次元姿勢データを、USB インターフェースを介して画像処理ワークステーション 9 に送信する。

40

【0025】

画像処理ワークステーション 9 は、CPU、主記憶装置、補助記憶装置、入出力インターフェース、通信インターフェース、データバス等の周知のハードウェア構成を備えたコンピュータであり、入力装置（ポインティングデバイス、キーボード等）や、WSディスプレイ 10 が接続されている。また、画像処理ワークステーション 9 は、デジタルプロセ

50

ッサ 2 やモダリティ 5 とは L A N 接続されており、位置センサ 8 とは U S B 接続されている。さらに、画像処理ワークステーション 9 は、周知のオペレーティングシステムや各種アプリケーション・ソフトウェア等がインストールされたものであり、本実施形態の内視鏡観察支援処理を実行させるためのアプリケーションもインストールされている。これらのソフトウェアは、C D - R O M 等の記録媒体からインストールされたものであってもよいし、インターネット等のネットワーク経由で接続されたサーバの記憶装置からダウンロードされた後にインストールされたものであってもよい。

【 0 0 2 6 】

図 2 は、本発明の実施形態における内視鏡観察支援システムを機能レベルで分割したブロック図である。図 2 に示すように、本実施形態による内視鏡観察支援システムは、内視鏡 1、実内視鏡画像形成部 2、実内視鏡画像用ディスプレイ 4、3 次元医用画像形成部 5、W S ディスプレイ 1 0、内視鏡位置姿勢検出部 1 1、実内視鏡画像取得部 2 2、3 次元医用画像取得部 2 3、構造物抽出部 2 4、内視鏡画角取得部 2 5、視点決定部 2 6、画像生成部 2 7、表示制御部 2 8 および記憶部 2 9 から構成されている。

【 0 0 2 7 】

なお、図 1 に示すハードウェア機器と図 2 に示す各機能ブロックとが概ね 1 対 1 に対応する場合には同じ符号を付している。すなわち、実内視鏡画像形成部 2 の機能は図 1 のデジタルプロセッサによって実現され、3 次元医用画像形成部 5 の機能は図 1 のモダリティによって実現される。一方、内視鏡位置姿勢検出部 1 1 の機能は、内視鏡用マーカー 7 および位置センサ 8 によって実現される。また、破線枠は画像処理ワークステーション 9 を示しており、破線枠内の各処理部の機能は、画像処理ワークステーション 9 で所定のプログラムを実行することによって実現される。さらに、実内視鏡画像 G 0、内視鏡検出位置 P 0、内視鏡姿勢 D 0、内視鏡画角 A 0、仮想内視鏡の視点位置 P 1、仮想内視鏡の中心視線ベクトル V 1、仮想内視鏡画角 A 1、3 次元医用画像 M、仮想内視鏡画像 G 1 は、各々、破線枠内の各処理部によって、画像処理ワークステーション 9 の所定のメモリ領域に対して読み書きされるデータである。

【 0 0 2 8 】

次に、図 3 に示すフローチャートを用いて、本実施形態の内視鏡観察支援システムで行われるユーザの操作や、上記各処理部で行われる処理の概略的な流れを説明する。

【 0 0 2 9 】

まず、内視鏡 1 を用いた被検体の腹腔内の観察に先立って、3 次元医用画像形成部 5 による被検体の腹腔内の撮像により、3 次元医用画像 M が形成される。画像処理ワークステーション 9 では、3 次元医用画像取得部 2 3 が、3 次元医用画像形成部 5 によって形成された 3 次元医用画像 M を取得した後（ステップ S T 1）、構造物抽出部 2 4 が、3 次元医用画像 M に表された体腔内の構造物（例えば手術対象部位）の指定操作を受け付けるユーザインターフェースを提示し、ユーザによる構造物の指定を受け付け、3 次元医用画像 M から指定された構造物を抽出する（ステップ S T 2）。なお、指定および抽出される構造物は、1 つであっても複数であってもよい。

【 0 0 3 0 】

そして、図 3 のフローチャートの右側に付記したように、内視鏡下手術中、すなわち内視鏡 1 を用いた被検体の腹腔内の観察中は、観察が終了するまで（すなわちステップ S T 8 が肯定されるまで）、実内視鏡画像形成部 2 は、所定のフレームレートで、体腔内に挿入された内視鏡 1 による実内視鏡画像 G 0 を繰り返し形成し、形成された実内視鏡画像 G 0 を実内視鏡画像用ディスプレイ 4 にスルー動画としてリアルタイムに表示する。また、内視鏡位置姿勢検出部 1 1 は、所定の時間間隔で、体腔内に挿入された内視鏡 1 の位置 P 0 および姿勢 D 0 を繰り返しリアルタイムに検出する。

【 0 0 3 1 】

画像処理ワークステーション 9 では、実内視鏡画像取得部 2 2 が、実内視鏡画像形成部 2 で形成された実内視鏡画像 G 0 を取得し（ステップ S T 3）、内視鏡画角取得部 2 5 が、画像処理ワークステーション 9 の所定のメモリ領域から内視鏡 1 の画角 A 0 を取得する

(ステップST4)。これとほぼ同じタイミングで、視点決定部26が、内視鏡位置姿勢検出部11で検出された内視鏡検出位置P0および姿勢D0を取得し、取得された内視鏡位置P0および姿勢D0を3次元医用画像Mの座標系における位置および姿勢に変換して、仮想内視鏡の視点位置P1および視線方向(中心視線ベクトル)V1を取得する。さらに、視点決定部26は、視点位置P1に配置された仮想内視鏡についての仮想視野を、視点位置P0、姿勢D0および画角A0に基づいて、内視鏡1の視野に対応する3次元医用画像中での視野である内視鏡対応視野と連続性を有するように決定し、仮想内視鏡の視点位置P1、視線方向V1および仮想内視鏡の画角A1を出力する(ステップST5)。

【0032】

画像生成部27は、3次元医用画像取得部23によって取得された3次元医用画像Mを入力として、視点決定部26により決定された、仮想内視鏡の視点位置P1、中心視線ベクトルV1、画角A1に基づいて、内視鏡位置P0(P1)を視点とし、仮想視野を有する仮想内視鏡画像G1を生成する(ステップST6)。

【0033】

そして、表示制御部28は、実内視鏡画像取得部22によって取得された実内視鏡画像G0と、画像生成部27によって生成された仮想内視鏡画像G1とをWSディスプレイ10に表示させる(ステップST7)。

【0034】

画像処理ワークステーション9では、観察終了を指示する操作が行われないうり(ステップST8否定)、ステップST3~ステップST7の処理が繰り返し行われる。これにより、WSディスプレイ10では、実内視鏡画像G0と仮想内視鏡画像G1とが時間的に同期した連続表示が実現される。一方、観察終了を指示する操作が行われた場合には(ステップST8肯定)、画像処理ワークステーション9は処理を終了する。

【0035】

次に、画像処理ワークステーション9内の各処理部で行われる処理の詳細について説明する。

【0036】

実内視鏡画像取得部22は、実内視鏡画像形成部(デジタルプロセッサ)2との通信により、実内視鏡画像G0を受信し、画像処理ワークステーション9の所定のメモリ領域の格納する通信インターフェースであり、実内視鏡画像取得部22からの要求に基づいて実内視鏡画像形成部2から実内視鏡画像G0が転送される。

【0037】

3次元医用画像取得部23は、3次元医用画像形成部5から3次元医用画像Mを受信し、画像処理ワークステーション9の所定のメモリ領域に格納する通信インターフェース機能を有する。

【0038】

構造物抽出部24は、公知のMPR法により3次元医用画像Mから生成された所定の断面を表す断面画像中に、画像処理ワークステーション9のポインティングデバイスやキーボードを用いて注目構造物の指定する操作を受け付けるユーザインターフェースを提示する。例えば、ポインティングデバイスによって、断面画像中の構造物がクリックされると、構造物抽出部24は、クリックにより指定された構造物を3次元医用画像Mから抽出し、画像処理ワークステーション9の所定のメモリ領域に格納する。

【0039】

なお、構造物として、手術対象の部位や手術時における要注意箇所等が、ユーザの所望に応じて指定される。例えば、3次元医用画像Mが被検体の腹部を撮影することにより取得したものである場合、体表、肝臓、肝臓内の門脈および腎臓等がユーザにより指定され、3次元医用画像Mから抽出される。

【0040】

ここで、体表、肝臓および腎臓の抽出には、3次元医用画像Mにおける体表、肝臓および腎臓が存在するCT値の範囲を推定し、その値を用いてしきい値処理を行い、これによ

10

20

30

40

50

り抽出された領域に、モフォロジーフィルタを適用する手法等、任意の手法を用いることができる。また、とくに肝臓を抽出する手法として、「“非剛体レジストレーションを適用した多時相腹部造影CT画像からの肝臓領域自動抽出法”、コンピュータ支援画像診断学会論文誌、Vol.7, No.4-1, Jun. 2003。」に記載されたように、時系列で撮影された複数の肝臓フェーズ画像を用いて、肝臓領域の造影パターンを検出し、それを用いて肝臓領域を抽出する手法、「“A Liver Level Set (LLS) Algorithm for Extracting Liver's Volume Containing Disconnected Regions Automatically”, IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security, VOL.8 No.12, December 2008」および「“Level set methodを用いた肝臓領域抽出方法の開発と評価”、コンピュータ支援画像診断学会論文誌、Vol.7, No.4-2, Jun. 2003」に記載されたレベルセット法等を用いることができる。

10

【0041】

門脈を抽出する手法としては、例えば特開2010-220742号公報に記載された、線状構造からなる対象組織を表す複数の候補点の位置情報と主軸方向を算出し、算出された位置情報および主軸方向に基づいた変数とするコスト関数を用いて、複数の候補点が接続されるように再構築する手法、あるいは特開2011-212314号公報に記載された、自動で血管を区別して抽出する手法を用いることができる。

【0042】

なお、ユーザがマニュアル操作により、構造物を抽出するようにしてもよい。

【0043】

20

内視鏡画角取得部25は、プログラムの起動パラメータや設定ファイル等に内視鏡1の仕様に基づいて予め設定されている内視鏡1の画角A0の情報を取得する。なお、内視鏡1の画角A0の情報が実内視鏡画像G0の付帯情報として付帯されている場合には、内視鏡画角取得部25は、この付帯情報を解析して内視鏡1の画角A0の情報を取得してもよい。

【0044】

視点決定部26は、内視鏡位置姿勢検出部11との通信により内視鏡検出位置P0および姿勢D0を取得する通信インターフェースとしての機能と、取得した内視鏡検出位置P0および姿勢D0を位置センサ8の3次元座標系から3次元医用画像Mの3次元座標系の座標値で表現された仮想内視鏡の視点位置P1および視線方向(中心視線ベクトル)V1に変換して画像処理ワークステーション9の所定のメモリ領域に格納する機能とを有する。前者の通信インターフェース機能では、視点決定部26からの要求ベースで内視鏡位置姿勢検出部11から内視鏡検出位置P0および姿勢D0が取得される。

30

【0045】

また、後者の座標変換機能では、位置センサの3次元座標系における各座標軸と3次元医用画像Mの3次元座標系における各座標軸との向きの対応関係に基づいて、座標軸の回転量を予め求めておくとともに、3次元医用画像Mの原点に相当する被検体中の位置の、位置センサ8の3次元座標系における座標値を予め計測しておき、この原点の座標値に基づいて、両座標軸の平行移動量を求めておけば、その回転量の回転とその平行移動量の平行移動を行う行列を用いて、位置センサ8の3次元座標系で表現された内視鏡検出位置P0および姿勢D0を、3次元医用画像Mの3次元座標系の座標値で表現された仮想内視鏡の視点位置P1および視線方向(中心視線ベクトル)V1に変換することができる。

40

【0046】

これにより、図4に模式的に示すように、仮想内視鏡と内視鏡1との視点位置および中心視線ベクトルの向きが一致される。すなわち、内視鏡位置姿勢検出部11によって得られた内視鏡検出位置P0が仮想内視鏡の視点位置P1に決定されるとともに、内視鏡位置姿勢検出部11によって得られた内視鏡1の姿勢D0に基づく内視鏡1の視線方向が、仮想内視鏡の視線方向(中心視線ベクトル)V1に決定される。

【0047】

また、視点決定部26は、仮想内視鏡の画角A1を、内視鏡1の画角A0よりも広くな

50

るように決定する。具体的には、画角 A_0 を θ とすると、仮想内視鏡の画角 A_1 は、内視鏡 1 の画角 A_0 と 2θ の大きい方の値に定数を加えたり、所定の 1 より大きい係数を乗じたりすることによって求めることができる。以上のようにして決定された仮想内視鏡の視点位置 P_1 、中心視線ベクトル V_1 、画角 A_1 は、所定のメモリ領域に書き込まれる。

【0048】

画像生成部 27 は、3次元医用画像 M を入力として、図 4 に示すように、仮想内視鏡の中心視線ベクトル V_1 の向きを視野の中心を通る視線ベクトルの向きとして、画角 A_1 の範囲内で、仮想内視鏡の視点位置 P_1 からの放射状の複数の視線を設定し、公知の中心投影によるポリウムレンダリング法により、各視線上の画素値を投影した仮想内視鏡画像 G_1 を生成する。ここで、ポリウムレンダリングの際には、実内視鏡画像 G_0 に表された腹腔内各部とほぼ同じ外観の画像が得られるように色および透明度が予め定義されたカラーテンプレートが用いられる。また、構造物に対する陰の有無、および環境光あるいは拡散光といった光源の種類を、カラーテンプレートとともに表示属性として定義しておいてもよい。なお、カラーテンプレートあるいは表示属性は記憶部 29 に記憶されている。

【0049】

ここで、本実施形態においては、不透明度は、視点位置 P_1 から構造物までの距離に応じて変化するように定義されている。なお、構造物までの距離は、視点位置 P_1 と視線方向 V_1 に存在する構造物の表面との最短距離とする。具体的には、図 5 に示すように、視点位置 P_1 から視線方向 V_1 に伸ばした直線と構造物の表面との交点 P_k を設定した場合における、3次元医用画像 M 上での視点位置 P_1 から交点 P_k までの距離が、視点位置 P_1 から構造物までの距離となる。

【0050】

図 6 は距離と不透明度との関係を示す図である。図 6 において横軸が視点位置 P_1 と構造物との距離であり、距離が離れる方向を +、距離が近づく方向を - に示している。図 6 に示すように、視点位置 P_1 と構造物との距離がしきい値 Th_1 以上の場合には不透明度 α が 0 となり、視点位置 P_1 が構造物に近づくに連れて不透明度 α が大きくなり、視点位置 P_1 と構造物との距離がしきい値 Th_2 となると不透明度 α が 1 となる。さらに、視点位置 P_1 が構造物に近づくと、不透明度 α が徐々に小さくなり、視点位置 P_1 が構造物まで到達して、視点位置 P_1 と構造物との距離が 0 となると不透明度 α が 0 となる。なお、視点位置 P_1 が構造物からさらに先に進むと、その構造物については不透明度 α は 0 のままとなる。なお、距離に応じた不透明度 α の変化は図 6 に示すように高次曲線的であってもよく、線形に変化するものであってもよい。また、構造物の種類に応じて不透明度 α の変化の仕方を変更してもよい。例えば構造物が体表である場合は、図 7 に示すように、視点位置 P_1 と構造物との距離がしきい値 Th_2 以上の場合に不透明度 α を 1 としてもよい。

【0051】

このように距離と不透明度 α の関係を規定することにより、視点位置 P_1 に応じて仮想内視鏡画像に含まれる構造物の不透明度 α が異なるものとなるため、仮想内視鏡画像 G_1 を表示した際の構造物の見え方が視点位置 P_1 からの距離に応じて異なるものとなる。図 8 ~ 図 11 は視点位置 P_1 に応じた構造物の見え方を説明するための図である。なお、図 8 ~ 図 11 には、体表 K_0 内に体表側から順に 3 つの構造物 $K_1 \sim K_3$ が示されており、各図において仮想内視鏡画像の視点位置 P_1 と構造物との距離は、図 6 に示すしきい値 Th_2 であるものとする。また、図 8 ~ 図 11 においては、構造物が不透明であることを実線で、透明であることを破線で示している。

【0052】

まず、図 8 に示すように、仮想内視鏡画像の視点位置 P_1 が体表 K_0 よりも外側にある場合、仮想内視鏡画像には体表 K_0 のみが含まれる。この状態においては、構造物 $K_1 \sim K_3$ は透明であるため、仮想内視鏡画像においては視認できない。この状態から視点位置 P_1 を移動して、視点位置 P_1 と体表 K_0 との距離がしきい値 Th_2 未満となり、視点位置 P_1 が体表 K_0 に近づくと、体表 K_0 が徐々に透明となり、視点位置 P_1 が体表 K_0 に

10

20

30

40

50

到達すると、体表K 0の不透明度は0となるため体表K 0は透明となり、仮想内視鏡画像において視認できなくなる。

【0053】

次に図9に示すように、視点位置P 1が体表K 0を通過して構造物K 1に近づくと、それまで透明で見えなかった構造物K 1の不透明度 α が徐々に大きくなり、視点位置P 1と構造物K 1との距離がしきい値Th 2となると、構造物K 1が仮想内視鏡画像において、完全に視認できるようになる。この状態においては、体表K 0および構造物K 2, K 3は透明であるため、仮想内視鏡画像においては視認できない。この状態から視点位置P 1を移動して、視点位置P 1と構造物K 1との距離がしきい値Th 2未満となり、視点位置P 1が構造物K 1にさらに近づくと、構造物K 1が徐々に透明となり、視点位置P 1が構造物K 1に到達すると、構造物K 1の不透明度は0となるため構造物K 1は透明となり、仮想内視鏡画像において視認できなくなる。

10

【0054】

次に図10に示すように、視点位置P 1が構造物K 1を通過して構造物K 2に近づくと、それまで透明で見えなかった構造物K 2の不透明度 α が徐々に大きくなり、視点位置P 1と構造物K 2との距離がしきい値Th 2となると、構造物K 2が仮想内視鏡画像において、完全に視認できるようになる。この状態においては、体表K 0および構造物K 1, K 3は透明であるため、仮想内視鏡画像においては視認できない。この状態から視点位置P 1を移動して、視点位置P 1と構造物K 2との距離がしきい値Th 2未満となり、視点位置P 1が構造物K 2にさらに近づくと、構造物K 2が徐々に透明となり、視点位置P 1が構造物K 2に到達すると、構造物K 2の不透明度は0となるため構造物K 2は透明となり、仮想内視鏡画像において視認できなくなる。

20

【0055】

さらに図11に示すように、視点位置P 1が構造物K 2を通過して構造物K 3に近づくと、それまで透明で見えなかった構造物K 3の不透明度 α が徐々に大きくなり、視点位置P 1と構造物K 3との距離がしきい値Th 2となると、構造物K 3が仮想内視鏡画像において、完全に視認できるようになる。この状態においては、体表K 0および構造物K 1, K 2は透明であるため、仮想内視鏡画像においては視認できない。この状態から視点位置P 1を移動して、視点位置P 1と構造物K 3との距離がしきい値Th 2未満となり、視点位置P 1が構造物K 3にさらに近づくと、構造物K 3が徐々に透明となり、視点位置P 1が構造物K 3に到達すると、構造物K 3の不透明度は0となるため構造物K 3は透明となり、仮想内視鏡画像において視認できなくなる。

30

【0056】

表示制御部28は、実内視鏡画像G 0と仮想内視鏡画像G 1とを並べた表示画面を生成し、WSディスプレイ10に出力する。これにより、WSディスプレイ10には、図12に示すように、実内視鏡画像G 0と仮想内視鏡画像G 1とを並べた表示画面が表示される。なお、特許文献3に記載されたように、公知のアルファブレンディング法等を用いて両画像を重ね合わせて表示してもよい。

【0057】

このように、本実施形態においては、複数の構造物を含む被検体の3次元医用画像Mから構造物を抽出し、被検体の体腔内における仮想的な視点位置P 1および視点方向V 1を決定し、視点位置P 1と抽出した構造物との距離に応じて不透明度を変更し、変更された不透明度により構造物を描画した仮想内視鏡画像G 1を3次元医用画像Mから生成するようにしたものである。このため、視点位置から遠すぎる構造物あるいは近すぎる構造物については不透明度を0、観察に適切な距離にある構造物については不透明度を1とする等、視点位置からの距離に応じて、構造物の不透明度を変更することができる。したがって、仮想内視鏡の視点位置P 1に応じて、構造物を適切に視認することができる。

40

【0058】

なお、上記実施形態においては、不透明度を図6, 7に示すように変化させているが、これに限定されるものではない。例えば、構造物の位置に近づくまで徐々に不透明度 α が

50

大きくなり、構造物の位置において不透明度 α が1となり、構造物の位置の通過後は0となるあるいは徐々に0に近づくように、不透明度を変更してもよい。

【0059】

また、上記実施形態においては、実内視鏡画像と仮想内視鏡画像との視点位置および視線方向を一致させているが、例えば、3次元医用画像Mから生成されたMPR画像あるいはボリュームレンダリング画像を表示し、表示された画像上において、ユーザによる視点位置および視線方向の指定を受け付けるようにしてもよい。この場合、指定される視点位置および視線方向は、3次元医用画像Mの座標系であるため、指定された視点位置および視線方向を、仮想内視鏡画像を生成するための視点位置P1および視線方向V1として用いることができる。

10

【0060】

この場合、図13に示すように3次元医用画像Mをおよび3次元医用画像Mに設定された内視鏡の移動経路R0を表示し、移動経路R0上に指定された視点位置P1および視線方向V1における仮想内視鏡画像G1を3次元医用画像Mと並べて表示するようにしてもよい。

【0061】

また、上記実施形態においては、視点位置P1と構造物との距離として、視点位置P1と構造物の表面との最短距離を用いているが、視点位置P1と構造物の重心位置との距離を、視点位置P1と構造物との距離として用いてもよい。

【0062】

20

なお、上記の各実施形態はあくまでも例示であり、上記の全ての説明が本発明の技術的範囲を限定的に解釈するために利用されるべきものではない。

【0063】

この他、上記実施形態におけるシステム構成、ハードウェア構成、処理フロー、モジュール構成、ユーザインターフェースや具体的処理内容等に対して、本発明の趣旨から逸脱しない範囲で様々な改変を行ったものも、本発明の技術的範囲に含まれる。

【0064】

例えば、システム構成については、上記実施形態においては、図1のハードウェア構成では、モダリティ5と画像処理ワークステーション9とが直接接続されているが、画像保管サーバをLAN上に接続し、モダリティ5で形成された3次元医用画像Mは、いったん画像保管サーバのデータベースに格納されるようにし、画像処理ワークステーション9からの要求に応じて、画像保管サーバから画像処理ワークステーション9に3次元医用画像Mが転送されるようにしてもよい。

30

【0065】

また、内視鏡1は、硬性鏡ではなく、軟性鏡やカプセル型内視鏡を用いてもよい。

【0066】

モダリティ5は、上記のCT装置や超音波診断装置の他、MRI装置等を用いてもよい。

【0067】

さらに、観察部位は腹腔内ではなく、胸腔内等、内視鏡下での観察に適した被検体の他の部位であってもよい。

40

【符号の説明】

【0068】

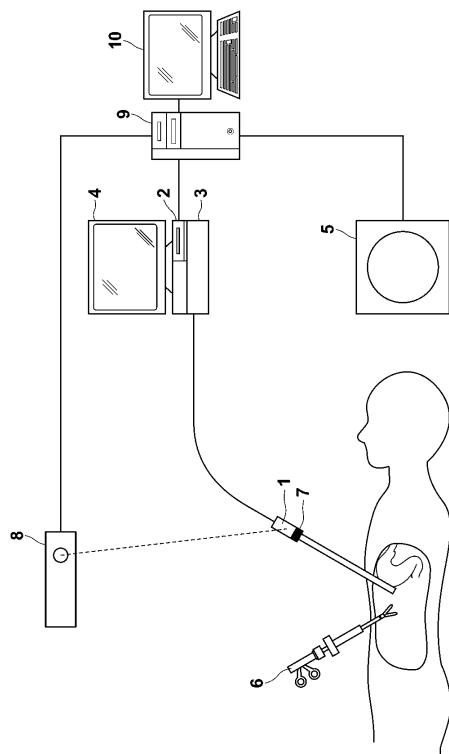
- 1 内視鏡
- 2 デジタルプロセッサ
- 3 光源装置
- 4 実内視鏡画像用ディスプレイ
- 5 モダリティ
- 6 処置具
- 7 内視鏡用マーカー

50

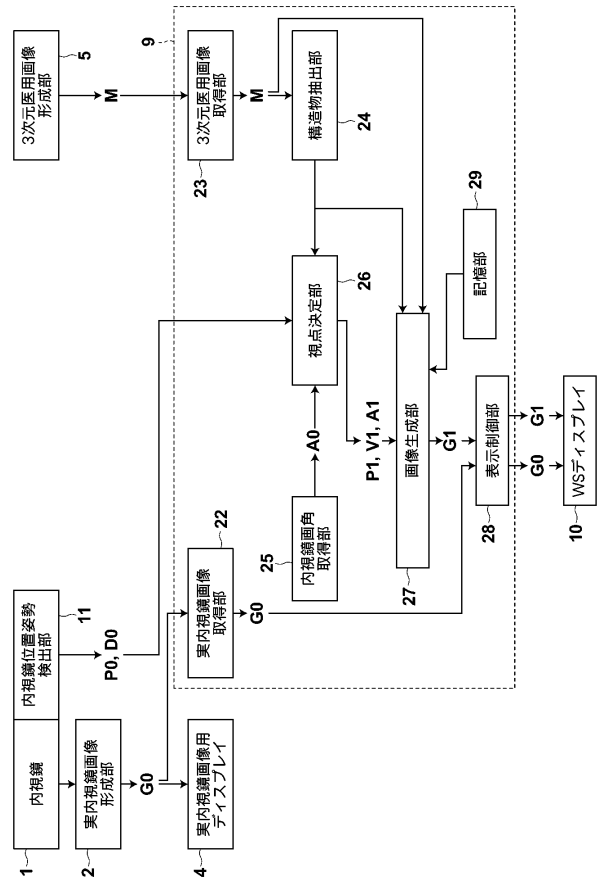
- 8 位置センサ
- 9 画像処理ワークステーション
- 10 画像処理ワークステーション用ディスプレイ
- 11 内視鏡位置姿勢検出部
- 22 実内視鏡画像取得部
- 23 3次元医用画像取得部
- 24 構造物抽出部
- 25 内視鏡画角取得部
- 26 視点決定部
- 27 画像生成部
- 28 表示制御部
- 29 記憶部

10

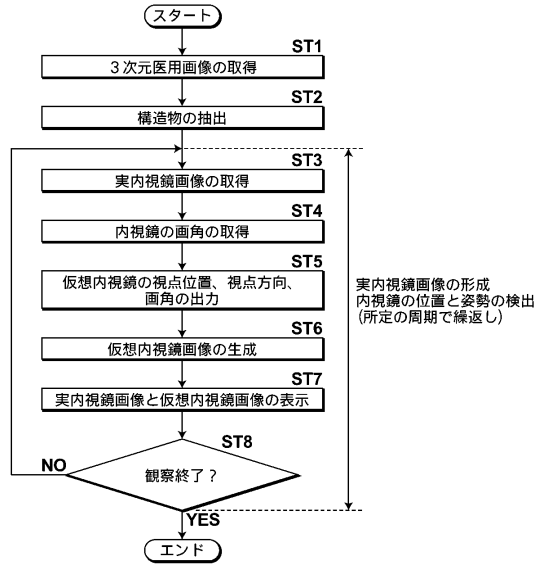
【図1】



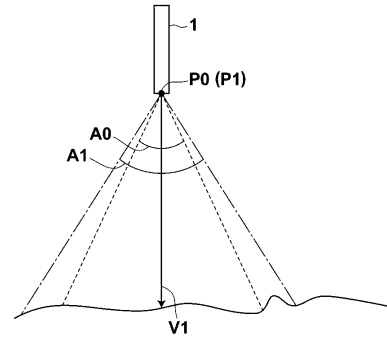
【図2】



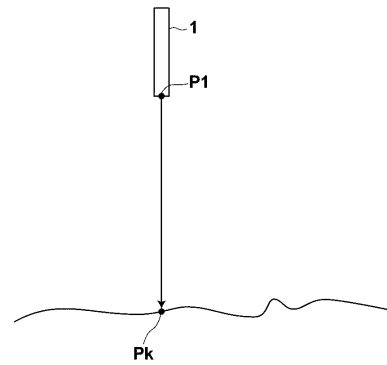
【図 3】



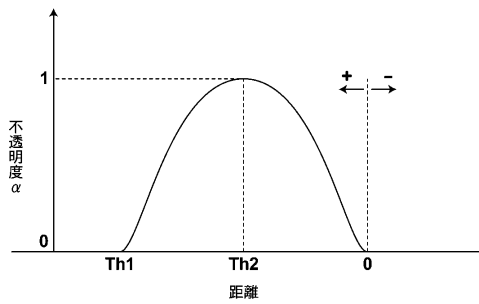
【図 4】



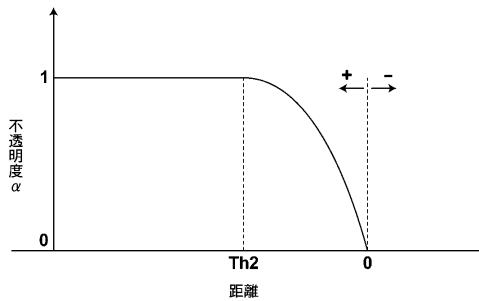
【図 5】



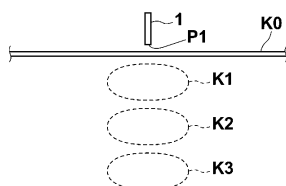
【図 6】



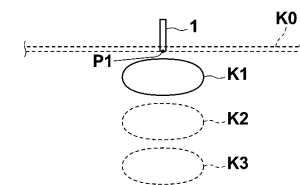
【図 7】



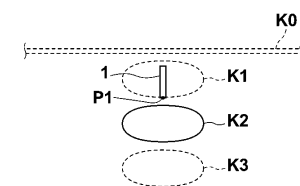
【図 8】



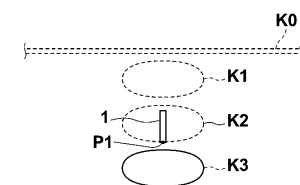
【図 9】



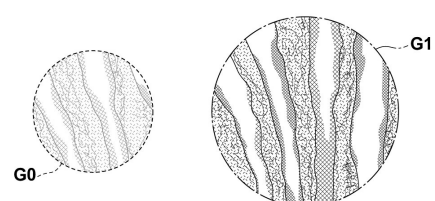
【図 10】



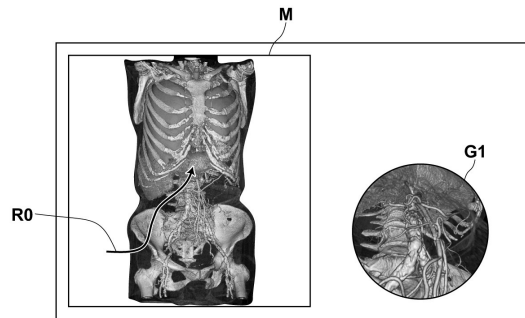
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

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

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
A 6 1 B 6 / 0 3

专利名称(译)	虚拟内窥镜图像生成装置及其操作方法和程序		
公开(公告)号	JP5961504B2	公开(公告)日	2016-08-02
申请号	JP2012211643	申请日	2012-09-26
[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	櫻木太		
发明人	櫻木 太		
IPC分类号	A61B1/00 A61B6/03		
CPC分类号	A61B1/00193 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B6/12 A61B8/0841 G06K9/468 G06T19/006 G06T19/20 G06T2207/10068 G06T2210/41 G06T2219/2012 H04N13/204		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B6/03.360.G A61B1/00.V A61B1/00.552 A61B1/01 A61B1/045.620 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	4C093/AA21 4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA23 4C093/DA02 4C093/DA03 4C093/DA10 4C093/EE30 4C093/FD09 4C093/FF12 4C093/FF22 4C093/FF28 4C093/FF35 4C093/FF42 4C093/FF45 4C093/FG01 4C093/FG13 4C093/FH03 4C161/AA24 4C161/DD01 4C161/HH55 4C161/JJ09 4C161/JJ10 4C161/NN10 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW13		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP2014064721A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：使得可以根据虚拟内窥镜的视点位置与结构之间的距离适当地视觉识别结构。解决方案：结构提取部分24从三维医学图像M中提取结构，并且视点确定部分26确定虚拟内窥镜图像的视点位置和视线方向。图像生成部分27计算视点位置P1和提取的结构之间的距离，根据距离改变颜色模板中定义的不透明度，并且从三维医学图像M生成视点的虚拟内窥镜图像。位置P1和视线方向V1，并且包括由不透明度改变的颜色模板表示的结构。显示控制部28在WS显示器10上显示虚拟内窥镜图像G0。

【 図 1 】

