

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5380348号  
(P5380348)

(45) 発行日 平成26年1月8日(2014.1.8)

(24) 登録日 平成25年10月4日(2013.10.4)

(51) Int.Cl.

A61B 1/00 (2006.01)  
G02B 23/24 (2006.01)

F 1

A 61 B 1/00 320 Z  
A 61 B 1/00 334 Z  
G 02 B 23/24 A  
G 02 B 23/24 B

請求項の数 16 (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2010-83603 (P2010-83603)  
 (22) 出願日 平成22年3月31日 (2010.3.31)  
 (65) 公開番号 特開2011-212244 (P2011-212244A)  
 (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  
 富士フィルム株式会社  
 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 北村 嘉郎  
 東京都港区赤坂9丁目7番3号 富士フィルム株式会社内  
 (72) 発明者 中村 佳児  
 東京都港区赤坂9丁目7番3号 富士フィルム株式会社内

審査官 増渕 俊仁

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡観察を支援するシステムおよび方法、並びに、装置およびプログラム

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体の体腔内を表す3次元医用画像を形成する3次元医用画像形成手段と、  
 前記体腔内の注目構造物の前記3次元医用画像中の位置を特定する注目位置特定手段と、

前記体腔内に挿入された内視鏡の位置および姿勢をリアルタイムに検出する内視鏡位置姿勢検出手段と、

前記内視鏡の画角の情報を取得する内視鏡画角取得手段と、

前記検出された内視鏡の位置に対応する前記3次元医用画像中の位置である内視鏡対応位置に配置された仮想内視鏡の仮想視野を、前記特定された注目構造物の位置、並びに、前記検出された内視鏡の前記3次元医用画像中の位置と姿勢、および、該内視鏡の画角に基づいて、前記注目構造物の位置が該仮想視野内に含まれるように、かつ、前記内視鏡の視野に対応する前記3次元医用画像中の視野である内視鏡対応視野と連続性を有するように、決定する仮想視野決定手段と、

前記3次元医用画像を入力として、前記内視鏡対応位置を視点とし、前記仮想視野を有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と、

前記仮想内視鏡画像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする内視鏡観察支援システム。

## 【請求項 2】

前記視鏡によるリアルタイムの撮像によって該体腔内を表す実内視鏡画像を形成する実

内視鏡画像形成手段をさらに備え、

前記表示手段は、前記仮想内視鏡画像とともに、該仮想内視鏡画像の生成時に用いられた前記内視鏡の位置および姿勢が検出されたのとほぼ同じタイミングで形成された前記実内視鏡画像を、該仮想内視鏡画像と該実内視鏡画像とで対応する位置を重畠させて表示するものであることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡観察支援システム。

【請求項3】

前記仮想視野決定手段は、前記仮想内視鏡の画角が前記内視鏡の画角よりも広くなるように前記仮想視野を決定するものであることを特徴とする請求項1または2に記載の内視鏡観察支援システム。

【請求項4】

前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記注目構造物を識別可能な態様で表した前記仮想内視鏡画像を生成するものであることを特徴とする請求項1から3のいずれか1項に記載の内視鏡観察支援システム。

10

【請求項5】

前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記内視鏡の位置から前記体腔内の構造物の表面までの距離に応じて前記仮想内視鏡画像の画素値を決定するものであることを特徴とする請求項1から4のいずれか1項に記載の内視鏡観察支援システム。

【請求項6】

前記内視鏡と前記注目構造物とが所定の基準を満たす程度に接近している場合には警告を提示する警告手段をさらに備えたことを特徴とする請求項1から5のいずれか1項に記載の内視鏡観察支援システム。

20

【請求項7】

前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記内視鏡による撮像によって得られる実内視鏡画像に表された体腔内各部とほぼ同じ外観の前記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用いて前記仮想内視鏡画像の画素値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のいずれか1項に記載の内視鏡観察支援システム。

【請求項8】

前記体腔内の第2の注目構造物の前記3次元医用画像中の位置を特定する第2の注目位置特定手段をさらに備え、

前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記第2の注目構造物を識別可能な態様で表した前記仮想内視鏡画像を生成するものであることを特徴とする請求項1から7のいずれか1項に記載の内視鏡観察支援システム。

30

【請求項9】

前記注目構造物は前記内視鏡下での手術対象部位であることを特徴とする請求項1から8のいずれか1項に記載の内視鏡観察支援システム。

【請求項10】

前記注目構造物は前記内視鏡下での手術において注意を有する解剖学的構造物であることを特徴とする請求項1から8のいずれか1項に記載の内視鏡観察支援システム。

【請求項11】

前記注目構造物は前記内視鏡下での手術対象部位であり、前記第2の注目構造物は前記内視鏡下での手術において注意を有する解剖学的構造物であることを特徴とする請求項8に記載の内視鏡観察支援システム。

40

【請求項12】

前記注目構造物が前記体腔内に挿入された処置具であることを特徴とする請求項1から8のいずれか1項に記載の内視鏡観察支援システム。

【請求項13】

前記注目構造物は前記内視鏡下での手術対象部位であり、前記第2の注目構造物は前記体腔内に挿入された処置具であることを特徴とする請求項8に記載の内視鏡観察支援システム。

【請求項14】

50

内視鏡観察支援装置が、

被検体の体腔内に挿入された内視鏡下での前記体腔内の観察より前または該観察中に形成された、前記体腔内を表す3次元医用画像を入力するステップと、

前記体腔内の注目構造物の前記3次元医用画像中の位置を特定するステップと、

前記体腔内に挿入された内視鏡の位置および姿勢をリアルタイムに検出するステップと、

前記内視鏡の画角の情報を取得するステップと、

前記検出された内視鏡の位置に対応する前記3次元医用画像中の位置である内視鏡対応位置に配置された仮想内視鏡の仮想視野を、前記特定された注目構造物の位置、並びに、前記検出された内視鏡の前記3次元医用画像中の位置と姿勢、および、該内視鏡の画角に基づいて、前記注目構造物の位置が該仮想視野内に含まれるように、かつ、前記内視鏡に対応する前記3次元医用画像中の視野である内視鏡対応視野と連続性を有するように、決定するステップと、

前記3次元医用画像を入力として、前記内視鏡対応位置を視点とし、前記仮想視野を有する前記視点から見た前記体腔内を表す仮想内視鏡画像を生成するステップと、

前記仮想内視鏡画像を表示するステップとを行うことを特徴とする内視鏡観察支援装置の作動方法。

**【請求項15】**

被検体の体腔内を表す3次元医用画像を取得する3次元医用画像取得手段と、

前記体腔内の注目構造物の前記3次元医用画像中の位置を特定する注目位置特定手段と、

位置姿勢検出手段によってリアルタイムに検出された前記体腔内に挿入された内視鏡の位置および姿勢を取得する位置取得手段と、

前記内視鏡の画角の情報を取得する内視鏡画角取得手段と、

前記検出された内視鏡の位置に対応する前記3次元医用画像中の位置である内視鏡対応位置に配置された仮想内視鏡の仮想視野を、前記特定された注目構造物の位置、並びに、前記取得された内視鏡の前記3次元医用画像中の位置と姿勢、および、該内視鏡の画角に基づいて、前記注目構造物の位置が該仮想視野内に含まれるように、かつ、前記内視鏡の視野に対応する前記3次元医用画像中の視野である内視鏡対応視野と連続性を有するように、決定する仮想視野決定手段と、

前記3次元医用画像を入力として、前記内視鏡対応位置を視点とし、前記仮想視野を有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と、

前記仮想内視鏡画像を表示手段に表示させる表示制御手段とを備えたことを特徴とする内視鏡観察支援装置。

**【請求項16】**

コンピュータに、

被検体の体腔内を表す3次元医用画像を取得するステップと、

前記体腔内の注目構造物の前記3次元医用画像中の位置を特定するステップと、

位置姿勢検出手段によってリアルタイムに検出された、前記体腔内に挿入された内視鏡の位置および姿勢を取得するステップと、

前記内視鏡の画角の情報を取得するステップと、

前記検出された内視鏡の位置に対応する前記3次元医用画像中の位置である内視鏡対応位置に配置された仮想内視鏡の仮想視野を、前記特定された注目構造物の位置、並びに、前記検出された内視鏡の前記3次元医用画像中の位置と姿勢、および、該内視鏡の画角に基づいて、前記注目構造物の位置が該仮想視野内に含まれるように、かつ、前記内視鏡の視野に対応する前記3次元医用画像中の視野である内視鏡対応視野と連続性を有するように、決定するステップと、

前記3次元医用画像を入力として、前記内視鏡対応位置を視点とし、前記仮想視野を有する仮想内視鏡画像を生成するステップと、

前記仮想内視鏡画像を表示手段に表示させるステップとを実行させることを特徴とする

10

20

30

40

50

内視鏡観察支援プログラム。

【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や検査等における、内視鏡観察を支援する技術に関するものであり、特に、被検体の体腔内を表す仮想内視鏡画像を用いて内視鏡観察を支援する技術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ので、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、特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。

【0004】

そして、仮想内視鏡画像を用いて内視鏡手術を支援する技術が提案されている。

【0005】

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。

【0006】

また、特許文献2には、内視鏡の位置をリアルタイムに検出し、内視鏡と同じ視野を有し、視野内の血管配置が視覚化された仮想内視鏡画像を生成するとともに、内視鏡下での手術に用いられる処置具の位置をリアルタイムに検出し、仮想内視鏡画像中の処置具の位置に処置具を表す画像を合成した画像を生成し、合成画像と実内視鏡画像を表示する装置が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2002-263053号公報

【特許文献2】特開2005-21353号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、これらの文献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、処置具や手術対象部位等の注目箇所と内視鏡との位置関係によつては、仮想内視鏡画像や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、注目箇所に対する内視鏡の接近状況が把握できることもありうる。

【0009】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、被検体の体腔内に挿入された内視鏡下での体腔内の観察の際に、処置具や手術対象部位等の注目箇所と内視鏡との位置関係や注目箇所に対する内視鏡の接近状況をより確実に把握可能なシステムおよび方法、並びに装置およびプログラムを提供することを目的とするものである。

10

20

30

40

50

**【課題を解決するための手段】****【0010】**

本発明の内視鏡観察支援システムは、被検体の体腔内を表す3次元医用画像を形成する3次元医用画像形成手段と、前記体腔内の（第1の）注目構造物の前記3次元医用画像中の位置を特定する注目位置特定手段と、前記体腔内に挿入された内視鏡の位置および姿勢をリアルタイムに検出する内視鏡位置姿勢検出手段と、前記内視鏡の画角の情報を取得する内視鏡画角取得手段と、前記検出された内視鏡の位置に対応する前記3次元医用画像中の位置である内視鏡対応位置に配置された仮想内視鏡の仮想視野を、前記特定された（第1の）注目構造物の位置、並びに、前記検出された内視鏡の前記3次元医用画像中の位置と姿勢、および、該内視鏡の画角に基づいて、前記（第1の）注目構造物の位置が含まれるように、かつ、前記内視鏡の視野に対応する前記3次元医用画像中の視野である内視鏡対応視野と連続性を有するように、決定する仮想視野決定手段と、前記3次元医用画像を入力として、前記内視鏡対応位置を視点とし、前記仮想視野を有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と、前記仮想内視鏡画像を表示する表示手段とを設けたことを特徴とする。

10

**【0011】**

本発明の内視鏡観察支援方法は、被検体の体腔内に挿入された内視鏡下での前記体腔内の観察より前または該観察中に、前記体腔内を表す3次元医用画像を形成するステップと、前記体腔内の（第1の）注目構造物の前記3次元医用画像中の位置を特定するステップと、前記体腔内に挿入された内視鏡の位置および姿勢をリアルタイムに検出するステップと、前記内視鏡の画角の情報を取得するステップと、前記検出された内視鏡の位置に対応する前記3次元医用画像中の位置である内視鏡対応位置に配置された仮想内視鏡の仮想視野を、前記特定された（第1の）注目構造物の位置、並びに、前記検出された内視鏡の前記3次元医用画像中の位置と姿勢、および、該内視鏡の画角に基づいて、前記（第1の）注目構造物の位置が該仮想視野内に含まれるように、かつ、前記内視鏡に対応する前記3次元医用画像中の視野である内視鏡対応視野と連続性を有するように、決定するステップと、前記3次元医用画像を入力として、前記内視鏡対応位置を視点とし、前記仮想視野を有する前記視点から見た前記体腔内を表す仮想内視鏡画像を生成するステップと、前記仮想内視鏡画像を表示するステップとを有することを特徴とすることを特徴とする。

20

**【0012】**

本発明の内視鏡観察支援装置は、被検体の体腔内を表す3次元医用画像を取得する3次元医用画像取得手段と、前記体腔内の（第1の）注目構造物の前記3次元医用画像中の位置を特定する注目位置特定手段と、位置姿勢検出手段によってリアルタイムに検出された前記体腔内に挿入された内視鏡の位置および姿勢を取得する位置取得手段と、前記内視鏡の画角の情報を取得する内視鏡画角取得手段と、前記検出された内視鏡の位置に対応する前記3次元医用画像中の位置である内視鏡対応位置に配置された仮想内視鏡の仮想視野を、前記特定された（第1の）注目構造物の位置、並びに、前記取得された内視鏡の前記3次元医用画像中の位置と姿勢、および、該内視鏡の画角に基づいて、前記（第1の）注目構造物の位置が該仮想視野内に含まれるように、かつ、前記内視鏡の視野に対応する前記3次元医用画像中の視野である内視鏡対応視野と連続性を有するように、決定する仮想視野決定手段と、前記3次元医用画像を入力として、前記内視鏡対応位置を視点とし、前記仮想視野を有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と、前記仮想内視鏡画像を表示手段に表示させる表示制御手段とを設けたことを特徴とする。

30

**【0013】**

本発明の内視鏡観察支援プログラムは、コンピュータに、被検体の体腔内を表す3次元医用画像を取得するステップと、前記体腔内の（第1の）注目構造物の前記3次元医用画像中の位置を特定するステップと、位置姿勢検出手段によってリアルタイムに検出された、前記体腔内に挿入された内視鏡の位置および姿勢を取得するステップと、前記内視鏡の画角の情報を取得するステップと、前記検出された内視鏡の位置に対応する前記3次元

40

50

医用画像中での位置である内視鏡対応位置に配置された仮想内視鏡の仮想視野を、前記特定された（第1の）注目構造物の位置、並びに、前記検出された内視鏡の前記3次元医用画像中での位置と姿勢、および、該内視鏡の画角に基づいて、前記（第1の）注目構造物の位置が該仮想視野内に含まれるように、かつ、前記内視鏡の視野に対応する前記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、決定するステップと、前記3次元医用画像を入力として、前記内視鏡対応位置を視点とし、前記仮想視野を有する仮想内視鏡画像を生成するステップと、前記仮想内視鏡画像を表示手段に表示させるステップとを実行させることを特徴とする。

## 【0014】

以下、本発明の詳細について説明する。

10

## 【0015】

本発明において、内視鏡によるリアルタイムの撮像によって体腔内を表す実内視鏡画像を形成するようにし、仮想内視鏡画像とともに、仮想内視鏡画像の生成時に用いられた内視鏡の位置および姿勢が検出されたのとほぼ同じタイミングで形成された実内視鏡画像を、仮想内視鏡画像と該実内視鏡画像とで対応する位置を重畠させて表示するようにしてもよい。これにより、内視鏡での撮像によりリアルタイムに形成された実内視鏡画像と、実内視鏡画像の形成とほぼ同じタイミングで位置姿勢検出手段によってリアルタイムに検出された内視鏡の位置から見た仮想内視鏡画像とが重畠表示される。

## 【0016】

また、内視鏡の位置および姿勢の検出に応じて仮想内視鏡画像の生成を繰り返し行えば、内視鏡の移動に応じて、実内視鏡画像も仮想内視鏡画像もリアルタイムに更新される。

20

## 【0017】

本発明において、3次元医用画像の形成・取得を内視鏡下での観察中に行う場合には、リアルタイムでその取得を行うようにしてもよい。その際、取得された3次元医用画像に対する画像認識処理により、内視鏡の位置や姿勢を検出するようにしてもよい。

## 【0018】

「（第1の）注目構造物」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有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（第1の）注目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、両者を組み合わせた方法のいずれであってもよい。あるいは、「（第1の）注目構造物」は、体腔内に挿入された処置具であってもよい。

30

## 【0019】

また、「仮想視野」は、（第1の）注目構造物の位置を視野に含むように決定されるが、視点（内視鏡の位置）から（第1の）注目構造物の位置に向かう視線上の画像情報が仮想内視鏡画像に反映されていればよく、例えば、内視鏡と（第1の）注目構造物との間に、臓器や血管、ヒダ等の構造物がある場合等には、仮想内視鏡画像中に（第1の）注目構造物が必ずしも表されていなくてもよい。

## 【0020】

さらに、「仮想視野」は、内視鏡の視野と連続性を有するものである。ここで、「（仮想内視鏡画像の）視野が内視鏡の視野と連続性を有する」とは、両視野が少なくとも1点で接することを意味する。具体的には、一方の視野が他方の視野に包含されていてもよいし、両視野の一部が重複していてもよいし、両視野が一致していてもよい。

40

## 【0021】

「仮想視野」は、内視鏡よりも広い画角を有するようにしてもよい。

## 【0022】

また、「仮想内視鏡画像」は、（第1の）注目構造物が識別可能な態様で表されたものとしてもよい。

## 【0023】

「仮想内視鏡画像」の生成の際、内視鏡から体腔内の構造物の表面までの距離を仮想内

50

視鏡画像の画素値の決定要素として用いてもよい。また、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用いてもよい。ただし、このカラーテンプレートには、例えば、体腔内各部の色が実内視鏡画像とほぼ同じになるように定義されたものとしつつ、体腔内各部を必要に応じて半透明化し、実内視鏡画像では前方の遮蔽物等により観察することのできない後方の構造物を視認できるように定義されたものも含まれる。

#### 【0024】

また、本発明において、3次元医用画像中の体腔内の第2の注目構造物を検出するよう 10 にし、検出された第2の注目構造物が視認可能な態様の仮想内視鏡画像を生成するようにしてよい。ここで、「第2の注目構造物」の具体例としては、第1の注目構造物と同様のものが挙げられる。したがって、例えば、第1の構造物は内視鏡下での手術対象部位とし、第2の注目構造物は手術において注意を有する解剖学的構造物とするか、あるいは、その逆とすることが考えられる。

#### 【0025】

さらに、本発明において、内視鏡と(第1の)注目構造物とが所定の基準を満たす程度に接近している場合には警告を提示するようにしてもよい。警告は仮想内視鏡画像中等に視覚的に提示してもよいし、他の感覚器に訴える方法で提示してもよい。

#### 【発明の効果】

#### 【0026】

本発明では、被検体の体腔内を表す3次元医用画像を入力として、位置姿勢検出手段によって検出された内視鏡の位置に対応する3次元医用画像中の位置を視点とし、注目構造物の位置を視野に含み、視野が内視鏡の視野と連続性を有する仮想内視鏡画像を生成して表示する。ここで、表示される仮想内視鏡画像は、注目構造物の位置が必ず視野内に含まれるように視野が決定されているので、内視鏡と注目構造物との位置関係や接近状況を確実に把握することが可能になり、手術や検査等における手技のミス等の防止に資する。また、仮想内視鏡画像の視野が内視鏡の視野と連続性を有するので、両視野の位置関係の把握が容易になり、例えば、実際の内視鏡画像中に注目構造物が含まれない場合に、内視鏡をどのように動かせば注目構造物が実際の内視鏡の視野内に入ってくるかを容易に把握することが可能になり、手術中における内視鏡の操作性の向上に資する。

#### 【0027】

また、このとき、内視鏡の位置をリアルタイムに検出した結果のフィードバックによって仮想内視鏡の視点や視野がリアルタイムに変更された仮想内視鏡画像が連続的に表示されるので、注目構造物への内視鏡の接近状況を、動的に、より的確に捉えることが可能になる。

#### 【0028】

さらに、内視鏡によるリアルタイムの撮像によって体腔内を表す実内視鏡画像を形成するようにし、仮想内視鏡画像とともに、仮想内視鏡画像の生成時に用いられた内視鏡の位置および姿勢が検出されたのとほぼ同じタイミングで形成された実内視鏡画像を、仮想内視鏡画像と実内視鏡画像とで対応する位置を重畳させて表示するようにすれば、表示される実内視鏡画像と仮想内視鏡画像とは、ほぼ同じ時点での体腔内の状態が表されたものとなり、実内視鏡画像と仮想内視鏡画像とが時間的同期を取って連続的に表示される。また、このとき、内視鏡の位置の検出に応じて仮想内視鏡画像の生成を繰り返し行えば、実内視鏡画像も仮想内視鏡画像もリアルタイムに更新される。すなわち、内視鏡の移動や回転等の操作に連動して実内視鏡画像の視野が変化するとともに、内視鏡の移動等の操作に連動して仮想内視鏡画像の視野も変化させることができる。このように、実内視鏡画像と仮想内視鏡画像によって相互補完的に体腔内を観察することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0029】

【図1】本発明の第1から第5の実施形態となる内視鏡観察支援システムのハードウェア構成図

10

20

30

40

50

【図2】本発明の第1から第3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】本発明の第1から第3の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4A】本発明の第1の実施形態において実内視鏡の視野と注目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4B】本発明の第1の実施形態における実内視鏡画像と仮想内視鏡画像の重畠表示の一例を模式的に表した図

【図5A】本発明の第1の実施形態の変形例において実内視鏡の視野と注目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第1の例を模式的に表した図

10

【図5B】本発明の第1の実施形態の変形例における、図5Aの場合の実内視鏡画像と仮想内視鏡画像の重畠表示の一例を模式的に表した図

【図6A】本発明の第1の実施形態の変形例において実内視鏡の視野と注目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第2の例を模式的に表した図

【図6B】本発明の第1の実施形態の変形例における、図6Aの場合の実内視鏡画像と仮想内視鏡画像の重畠表示の一例を模式的に表した図

【図7A】本発明の第1の実施形態の変形例において実内視鏡の視野と注目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第3の例を模式的に表した図

【図7B】本発明の第1の実施形態の変形例における、図7Aの場合の実内視鏡画像と仮想内視鏡画像の重畠表示の一例を模式的に表した図

20

【図8A】注目構造物と内視鏡の間に他の構造物が存在する場合の一例を模式的に表した図

【図8B】本発明の第2の実施形態で表示される仮想内視鏡画像の一例を模式的に表した図

【図9A】本発明の第3の実施形態における、視点からの腹腔内の解剖学的構造物の表面までの距離に応じて仮想内視鏡画像の表示色を変化させるためのカラーテンプレートの一例を模式的に表した図

【図9B】本発明の第3の実施形態における、視点からの距離に応じて表示色を変化させた仮想内視鏡画像の一例を模式的に表した図

【図10】本発明の第4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

30

【図11】本発明の第4の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12】本発明の第4の実施形態における警告表示の一例を模式的に表した図

【図13】本発明の第5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14】本発明の第5の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15A】注目構造物と要注意構造物と内視鏡の位置関係と、内視鏡および仮想内視鏡の視野の一例を模式的に表した図

【図15B】本発明の第5の実施形態で表示される仮想内視鏡画像の一例を模式的に表した図

40

【図15C】本発明の第5の実施形態における実内視鏡画像と仮想内視鏡画像の重畠表示の一例を模式的に表した図

【図16】本発明の第6の実施形態となる内視鏡観察支援システムのハードウェア構成図

【図17】本発明の第6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18】本発明の第6の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19A】本発明の第6の実施形態において実内視鏡の視野と注目構造物、処置具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19B】本発明の第6の実施形態における実内視鏡画像と仮想内視鏡画像の重畠表示の一例を模式的に表した図

50

【図20】本発明の第7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21】本発明の第7の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

【発明を実施するための形態】

【0030】

以下、本発明の実施の形態となる内視鏡観察支援システムについて説明する。

【0031】

図1は、本発明の第1の実施形態となる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。図に示したように、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7a、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。

【0032】

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( $I_{RE}$ )を出力する。出力された実内視鏡画像データ( $I_{RE}$ )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( $I_{RE}$ )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( $I_{RE}$ )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ので、実内視鏡用ディスプレイ4では、実内視鏡画像( $I_{RE}$ )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。

【0033】

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( $V$ )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( $V$ )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( $V$ )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。

【0034】

内視鏡用マーカー7a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7a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7aの3次元位置が検出される。内視鏡用マーカー7aは複数のマーカー片から構成されているので、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ので、以下では、内視鏡1の姿勢のことを内視鏡1の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 $PS_E$ 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3次元位置データ $PS_E$ 、および、3次元姿勢データ $DS_E$ 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。

【0035】

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、デジタルプロセッサ2やモダリティ5とはLAN接続されており、位置センサ8とはUSB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

10

20

30

40

50

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、本発明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、CD-ROM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。

【0036】

図2は、本発明の第1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。図に示したように、本発明の第1の実施形態となる内視鏡観察得支援システムは、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、WSディスプレイ10、内視鏡位置姿勢検出部11、実内視鏡画像取得部21、内視鏡位置姿勢取得部22、3次元医用画像取得部23、注目位置特定部24、内視鏡画角取得部25、仮想視野決定部26、仮想内視鏡画像生成部27、表示制御部28から構成されている。なお、図1に示したハードウェア機器と図2に示した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11の機能は、内視鏡用マーカー7a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 $I_{RE}$ 、内視鏡検出位置 $PS_E$ 、内視鏡姿勢 $DS_E$ 、内視鏡位置 $P_E$ 、内視鏡の中心視線ベクトル $VL_E$ 、内視鏡画角 $A_E$ 、仮想内視鏡視点 $VP_{VE}$ 、仮想内視鏡の中心視線ベクトル $VL_{VE}$ 、仮想内視鏡画角 $A_{VE}$ 、3次元医用画像V、注目位置 $P_1$ 、仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ 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。

【0037】

次に、図3に示したフローチャートを用いて、本発明の第1の実施形態となる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。

【0038】

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V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23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Vを取得した後(#1)、注目位置特定部24が、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Vに表された体腔内の注目構造物(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、取得された3次元医用画像Vに基づいて、指定された注目構造物の3次元医用画像V中の位置 $P_1$ を特定する(#2)。

【0039】

そして、図3のフローチャートの右側に付記したように、注目構造物を対象とする内視鏡下手術中、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(#7; YES)、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 $I_{RE}$ を繰り返し形成し、形成された実内視鏡画像 $I_{RE}$ は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される。また、内視鏡位置姿勢検出部11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 $PS_E$ および姿勢 $DS_E$ を繰り返しリアルタイムに検出する。

【0040】

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21が、実内視鏡画像形成部2で形成された実内視鏡画像 $I_{RE}$ を取得し(#3)、これとほぼ同じタイミングで、内視鏡位置姿勢取得部22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 $PS_E$ および姿勢 $DS_E$ を取得し、取得された内視鏡位置 $PS_E$ および姿勢 $DS_E$ を3次元医用画像Vの座標系

10

20

30

40

50

における位置および姿勢に変換して得られた内視鏡位置  $P_E$  および姿勢（中心視線ベクトル） $VL_E$  を出力する(#4)。

【0041】

また、内視鏡画角取得部 25 は、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  $A_E$  を取得する(#5)。

【0042】

仮想視野決定部 26 は、内視鏡位置姿勢取得部 22 によって得られた内視鏡位置  $P_E$  に配置された仮想内視鏡の仮想視野を、注目位置特定部 24 によって特定された注目構造物の位置  $P_1$ 、並びに、内視鏡位置姿勢取得部 22 によって得られた位置  $P_E$  と中心視線ベクトル  $VL_E$ 、および、内視鏡画角取得部 25 によって取得された内視鏡の画角  $A_E$  に基づいて、注目構造物の位置  $P_1$  が仮想視野内に含まれるように、かつ、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  $VP_{VL}$ 、中心視線ベクトル  $VL_{VE}$ 、画角  $A_{VE}$  を出力する(#6)。

【0043】

仮想内視鏡画像生成部 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  $V$  を入力として、仮想視野決定部 26 によって決定された、仮想内視鏡の視点  $VP_{VL}$ 、中心視線ベクトル  $VL_{VE}$ 、画角  $A_{VE}$  に基づいて、内視鏡位置  $VP_E$  ( $VP_{VL}$ ) を視点とし、前記仮想視野を有する仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  を生成する(#7)。

【0044】

そして、表示制御部 28 は、実内視鏡画像取得部 21 によって取得された実内視鏡画像  $I_{RE}$  と、仮想内視鏡画像生成部 27 によって生成された仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  とを WS ディスプレイ 10 に表示させる(#8)。

【0045】

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ない限り(#9; No)、新たな実内視鏡画像  $I_{RE}$  の取得(#3)、その時点での内視鏡位置  $P_E$  および姿勢  $VL_{VE}$  の取得(#4)、内視鏡画角  $A_E$  の取得(#5)、仮想視野の決定(#6)、仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  の生成(#7)、実内視鏡画像  $I_{RE}$  と仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  の表示の更新(#8)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  $I_{RE}$  と仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  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(#9; Yes)、画像処理ワークステーション 9 は、上記ステップ#3から#8までの繰返し処理を終了する。

【0046】

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。

【0047】

実内視鏡画像取得部 21 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  $I_{RE}$  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 21 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  $I_{RE}$  が転送される。

【0048】

内視鏡位置姿勢取得部 22 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  $PS_E$  および姿勢  $DS_E$  を取得する通信インターフェースとしての機能と、取得した内視鏡位置  $PS_E$  および姿勢  $DS_E$  を位置センサ 8 の 3 次元座標系から 3 次元医用画像  $V$  の 3 次元座標系の座標値で表現された内視鏡位置  $P_E$  および姿勢（中心視線ベクトル） $VL_E$  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、内視鏡位置姿勢取得部 22 からの要求ベースで内視鏡位置姿勢検出部 11 から内視鏡位置  $PS_E$  および姿勢  $DS_E$  が取得される。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  $V$  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  $V$  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なう行列を用いて、位置センサ8の3次元座標系で表現された内視鏡位置 $PS_E$ および姿勢 $DS_E$ を3次元医用画像Vの3次元座標系の座標値で表現された内視鏡位置 $P_E$ および姿勢(中心視線ベクトル) $VL_E$ に変換することができる。

【0049】

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V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。

【0050】

注目位置特定部24は、公知のMPR法により3次元医用画像V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、断面画像中の注目構造物がクリックされると、注目位置特定部24は、クリックにより指定された注目構造物の3次元医用画像V中での位置 $P_1$ を特定し、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。ここで、注目構造物として、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。

【0051】

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 $A_E$ の情報を取得する。なお、内視鏡1の画角 $A_E$ の情報が実内視鏡画像 $I_{RE}$ 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 $A_E$ の情報を取得してもよい。

【0052】

仮想視野決定部26は、図4Aに模式的に示したように、まず、仮想内視鏡と内視鏡1の視点位置および中心視線ベクトルの向きを一致させる。すなわち、内視鏡位置姿勢取得部22によって得られた内視鏡位置 $P_E$ を仮想内視鏡の視点位置 $VP_{VE}$ に決定するとともに、内視鏡位置姿勢取得部22によって得られた内視鏡1の中心視線ベクトル $VL_E$ を仮想内視鏡の中心視線ベクトル $VL_{VE}$ に決定する。また、仮想視野決定部26は、仮想内視鏡の画角 $A_{VE}$ を、内視鏡1の画角 $A_E$ よりも広く、かつ、仮想内視鏡の視野内に注目構造物の位置 $P_1$ が含まれるように決定する。具体的には、例えば、仮想内視鏡の視点位置 $VP_{VE}$ と注目構造物の位置 $P_1$ とを結ぶベクトルと仮想内視鏡の中心視線ベクトル $VL_{VE}$ とのなす角をとすると、仮想内視鏡の画角 $A_{VE}$ は、内視鏡1の画角 $A_E$ と2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。なお、求められた画角 $A_{VE}$ の値が所定の閾値以上の場合となる場合には、画角設定エラーとして、所定のエラー処理(処理の中断や内視鏡1の姿勢の変更や注目構造物の位置 $P_1$ の修正等を促す警告メッセージの表示等)を行うようにしてもよい。以上のようにして決定された仮想内視鏡の視点位置 $VP_{VE}$ 、中心視線ベクトル $VL_{VE}$ 、画角 $A_{VE}$ は、所定のメモリ領域に書き込まれる。

【0053】

仮想内視鏡画像生成部27は、3次元医用画像Vを入力として、図4Aに示したように、仮想内視鏡の中心視線ベクトル $VL_{VE}$ 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 $A_{VE}$ の範囲内で、仮想内視鏡の視点位置 $VP_{VE}$ 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ボリュー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 $I_{VE}$ を生成する。ここで、ボリュームレンダリングの際には、実内視鏡画像 $I_{RE}$ 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や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。

【0054】

表示制御部28は、実内視鏡画像 $I_{RE}$ と仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ とを、両画像の視野の中心

10

20

30

40

50

を一致させることによって、対応する位置を合わせて重畠し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4Bに模式的に例示された実内視鏡画像I<sub>RE</sub>と仮想内視鏡画像I<sub>VE</sub>とが重畠された表示画面が表示される。なお、両画像の重ね合わせには、公知のアルファブレンディング法等を用いることができる。

#### 【0055】

以上のように、本発明の第1の実施形態では、仮想視野決定部26が、内視鏡位置姿勢取得部22によって得られた内視鏡位置P<sub>E</sub>を仮想内視鏡の視点位置VP<sub>VE</sub>とし、内視鏡位置姿勢取得部22によって得られた内視鏡1の中心視線ベクトルVL<sub>E</sub>を仮想内視鏡の中心視線ベクトルVL<sub>VE</sub>とし、仮想内視鏡の画角A<sub>VE</sub>を、内視鏡1の画角A<sub>E</sub>よりも広く、かつ、仮想内視鏡の視野内に注目構造物の位置P<sub>1</sub>が含まれるように決定することによって、注目構造物の位置P<sub>1</sub>が仮想視野内に含まれ、かつ、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なる。そして、仮想内視鏡画像生成部27が、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Vを入力として、仮想視野決定部26によって決定された、仮想内視鏡の視点VP<sub>VL</sub>、中心視線ベクトルVL<sub>VE</sub>、画角A<sub>VE</sub>に基づいて、内視鏡位置VP<sub>E</sub>(VP<sub>VL</sub>)を視点とし、上記仮想視野を有する仮想内視鏡画像I<sub>VE</sub>を生成し、表示制御部28が実内視鏡画像I<sub>RE</sub>と仮想内視鏡画像I<sub>VE</sub>をWSディスプレイ10に重畠表示させる。ここで、表示される仮想内視鏡画像I<sub>VE</sub>は、注目構造物の位置P<sub>1</sub>が必ず含まれているので、内視鏡1と注目構造物との位置関係や接近状況を確実に把握することが可能になり、手術や検査等における手技のミス等の防止に資する。また、図4Bに例示したように、仮想内視鏡画像I<sub>VE</sub>の視野が内視鏡1の視野を包含するので、両視野の位置関係の把握が容易になり、例えば、実際の内視鏡画像I<sub>RE</sub>中に注目構造物が含まれない場合であっても、仮想内視鏡画像I<sub>VE</sub>中で注目構造物の位置を確認することにより、内視鏡1をどのように動かせば注目構造物が実際の内視鏡1の視野内に入ってくるかを容易に把握することが可能になり、手術中における内視鏡1の操作性の向上に資する。

#### 【0056】

また、このとき、内視鏡位置姿勢検出部11が内視鏡1の位置をリアルタイムに検出した結果のフィードバックによって仮想内視鏡の視野がリアルタイムに変更された仮想内視鏡画像I<sub>VE</sub>が連続的に表示されるので、注目構造物への内視鏡1の接近状況を、動的に、より的確に捉えることが可能になる。

#### 【0057】

さらに、実内視鏡画像形成部2が、内視鏡1によるリアルタイムの撮像によって体腔内を表す実内視鏡画像I<sub>RE</sub>を形成し、仮想内視鏡画像I<sub>VE</sub>の生成時に用いられた内視鏡1の位置が検出されたのとほぼ同じタイミングで形成された実内視鏡画像I<sub>RE</sub>が重畠表示されるので、実内視鏡画像I<sub>RE</sub>と仮想内視鏡画像I<sub>VE</sub>とは、ほぼ同じ時点での体腔内の状態が表されたものとなり、実内視鏡画像I<sub>RE</sub>と仮想内視鏡画像I<sub>VE</sub>とが時間的同期を取って連続的に重畠表示される。また、このとき、内視鏡1の移動や回転等の操作に連動して実内視鏡画像I<sub>RE</sub>の視野が変化するとともに、仮想内視鏡画像I<sub>VE</sub>の視野も変化する。このように、本発明の第1の実施形態では、実内視鏡画像I<sub>RE</sub>と仮想内視鏡画像I<sub>VE</sub>によって、リアルタイムに、かつ、相互補完的に体腔内を観察することが可能になる。

#### 【0058】

さらにまた、仮想内視鏡画像生成部27が、実内視鏡画像I<sub>RE</sub>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や透明度が予め定義されたカラーテンプレートを用いて仮想内視鏡画像I<sub>VE</sub>を生成するので、表示制御部28によって実内視鏡画像I<sub>RE</sub>と仮想内視鏡画像I<sub>VE</sub>とがWSディスプレイ10に重畠表示された際、両画像を違和感なく観察することができる。

#### 【0059】

なお、上記実施形態では、表示制御部28が、実内視鏡画像I<sub>RE</sub>と仮想内視鏡画像I<sub>VE</sub>とを重畠表示させるようにしていたが、両画像を並べて表示するようにしてもよい。

10

20

30

40

50

## 【0060】

また、上記実施形態では、仮想視野決定部26が、仮想内視鏡の画角 $A_{VE}$ のみを内視鏡1の画角と異なる設定にすることによって、注目構造物の位置 $P_1$ が仮想視野内に含まれるようにしていたが、仮想内視鏡の視野の設定の変形例として、仮想内視鏡の中心視線ベクトル $VL_{VE}$ を内視鏡1の中心視線ベクトル $VL_E$ と異なる設定にすることによって、注目構造物の位置 $P_1$ が仮想視野内に含まれるようにしてもよい。

## 【0061】

図5A、図6A、図7Aは、注目構造物の位置 $P_1$ が仮想視野の中心となるように中心視線ベクトル $VL_{VE}$ の設定を行った例を、視点 $VP_{VE}$ ( $VP_E$ )と注目構造物の位置 $P_1$ の位置関係毎に表したものである。この例では、仮想視野決定部26が、仮想内視鏡の中心視線ベクトル $VL_{VE}$ を、視点 $VP_{VE}$ ( $VP_E$ )と注目構造物の位置 $P_1$ とを結ぶ向きに決定し、仮想内視鏡の画角 $A_{VE}$ を、内視鏡1の画角 $A_E$ よりも広く、かつ、内視鏡1の視野と連続性を有するように決定している。具体的には、内視鏡1の中心視線ベクトル $VL_E$ と仮想内視鏡の中心視線ベクトル $VL_{VE}$ とのなす角を $\theta$ とすると、仮想内視鏡の視野が内視鏡1の視野と連続性を有するためには、次式(1)を満たせばよく、

$$-A_E/2 < A_{VE}/2 \quad \dots (1)$$

予め定義された仮想内視鏡の画角の初期値 $A_{VE0}$ ( $A_{VE0} > A_E$ とする)とすると、仮想内視鏡の画角 $A_{VE}$ を内視鏡1の画角 $A_E$ よりも広くするという条件をさらに満たすためには、仮想内視鏡の画角 $A_{VE}$ は、初期値 $A_{VE0}$ と $(2 - A_E)$ の大きい方の値とすればよい。なお、 $2 - A_E$ に定数をさらに加えたり、所定の1より大きい係数を乗じたりしてもよい。

## 【0062】

図5Aは、内視鏡1の視野内に注目構造物の位置 $P_1$ が含まれている場合、すなわち、 $-A_E/2 < A_{VE0}/2$ の場合であり、この場合には、仮想内視鏡の画角 $A_{VE}$ は初期値 $A_{VE0}$ に決定され、図5Bに示したように、実内視鏡画像 $I_{RE}$ の視野が仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ の視野に含まれる。なお、初期値 $A_{VE0}$ の値によっては、実内視鏡画像 $I_{RE}$ の視野と仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ の視野とが重複する関係となる。これに対して、図6Aに示したように、内視鏡1の視野の中心に対して注目構造物がもう少し離れた位置にある場合、より正確には、 $0 < A_{VE0}/2 < -A_E/2$ の場合も、仮想内視鏡の画角 $A_{VE}$ は初期値 $A_{VE0}$ に決定されるが、図6Bに示したように、実内視鏡画像 $I_{RE}$ と仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ とは視野が一部重複した状態となる。さらに、図7Aに示したように、内視鏡1の視野の中心に対して注目構造物の位置 $P_1$ がさらに離れた位置にある場合、より正確には、 $0 < A_{VE0}/2 < -A_E/2$ の場合には、仮想内視鏡の画角 $A_{VE}$ は $-A_E/2$ に決定され、図7Bに示したように、実内視鏡画像 $I_{RE}$ の視野と仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ の視野とは1点のみで接する関係になる。

## 【0063】

この他、仮想視野決定部26は、上記の角 $\theta$ を2等分する視線を仮想内視鏡の中心視線ベクトル $VL_{VE}$ に決定し、画角 $A_{VE}$ を $A_{VE0}$ 、 $\theta$ のいずれよりも大きい値に決定するようにしてもよい。

## 【0064】

さらに、これらの仮想内視鏡の視野の設定の変形例においても、表示制御部28は、内視鏡1の位置 $P_E$ および姿勢(中心視線ベクトル) $VL_E$ 、ならびに、仮想内視鏡の視点 $VP_{VE}$ ( $VP_E$ )および中心視線ベクトル(姿勢) $VL_{VE}$ に基づいて、図5A、図6A、図7Aに例示したように内視鏡1と仮想内視鏡の視線(光線)の位置関係を特定することによって、実内視鏡画像 $I_{RE}$ と仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ の対応位置を合わせ、図5B、図6B、図7Bに例示したような実内視鏡画像 $I_{RE}$ と仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ を重畠した表示画面を生成することができる。

## 【0065】

なお、これらの仮想内視鏡の視野の設定の変形例において、実内視鏡画像 $I_{RE}$ と仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ を重畠表示させる際、実内視鏡画像 $I_{RE}$ と仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ の視野の中心が一致しない場合には、内視鏡1の光学的特性(特に広角レンズの特性)によって歪曲収

10

20

30

40

50

差が生じ、実内視鏡画像  $I_{RE}$  の周辺部の像が歪んでしまうので、実内視鏡画像  $I_{RE}$  と仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  の境界部において、像の連續性が途絶えてしまうことになる。そこで、実内視鏡画像  $I_{RE}$  に対して、内視鏡 1 の光学的特性に応じた座標変換用の関数や座標変換マップを用いて、歪曲収差の補正を行い、補正後の実内視鏡画像と仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  とを重畳させるようにすることが好ましい（歪曲収差の補正の詳細については、特開2009-276371号公報等参照）。あるいは、上記歪曲収差の補正と逆の変換を行う関数や変換マップを用いて、仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  を歪める補正を行い、実内視鏡画像  $I_{RE}$  と補正後の仮想内視鏡画像とを重畳させるようにしてもよい。

#### 【 0 0 6 6 】

また、上記実施形態において、注目位置特定部 24 が、ユーザによって指定された注目構造物の位置  $P_1$  に基づいて、注目構造物全体を表す領域を抽出するようにし、仮想内視鏡画像生成部 27 が、この注目構造物領域に対しては、他の構造物とは異なるカラーテンプレートを用いてボリュームレンダリングを行うようにすれば、図 4 B 等に示した仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  中において注目構造物の領域を視認性の高い態様で表すことが可能になり、さらに効果的である。なお、上記の注目構造物領域の抽出には、例えば、本出願人が提案する特開2008-245719号公報に記載の手法を用いることができる。具体的には、注目構造物領域内の任意の点  $P_1$  の設定を受け付け（以下、この点をユーザ設定点と呼ぶ）、予め定義しておいた病変領域のありうる大きさの情報を用いて、病変領域が存在し得る 3 次元の存在範囲を決定し、設定された点と、決定された存在範囲の外側の点とに基づいて、グラフカット法等の領域分割方法などを用いて病変領域を抽出することができる。

10

#### 【 0 0 6 7 】

本発明の第 2 の実施形態は、仮想内視鏡画像生成部 27 におけるボリュームレンダリング処理の変形例であり、内視鏡観察支援システムのハードウェア構成、および、機能プロック、処理の全体的な流れは、第 1 の実施形態と同様である。

#### 【 0 0 6 8 】

図 8 A は、注目構造物と内視鏡 1 との位置関係の一例を模式的に表したものである。図に示したように、仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  の視点となる内視鏡 1 の位置  $P_E$  と注目構造物との間を他の解剖学的構造物が遮っている場合、その解剖学的構造物の不透明度が高くなるようにカラーテンプレートが定義されていると、その解剖学的構造物の後方にある注目構造物は仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  には描出されなくなってしまう。そこで、本発明の第 2 の実施形態では、仮想内視鏡画像生成部 27 が、体腔内各部を半透明に表示するように不透明度が定義されたカラーテンプレートを用いて仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  を生成するようにする。これにより、生成された仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  は、図 8 B に模式的に表したように、注目構造物の位置  $P_1$  と内視鏡位置  $P_E$  との間にある解剖学的構造物が半透明化され、その解剖学的構造物の後方にある注目構造物の位置  $P_E$  に対応する位置が視認可能なものとなる。特に、上記第 1 の実施形態の変形例で説明したように、注目構造物領域を抽出しておき、他の領域と異なるカラーテンプレートを用いるようにすれば、注目構造物の位置  $P_1$  と内視鏡位置  $P_E$  との間に解剖学的構造物が存在していても、注目構造物領域全体を視認性の高い態様で表すことが可能になる。このように腹腔内の解剖学的構造物を半透明化した画像は、実内視鏡画像形成部 2 で形成することは不可能であるから、実内視鏡画像  $I_{RE}$  を補完するものとしてこの半透明化された仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  を用いることは、実用的価値が極めて高い。

30

#### 【 0 0 6 9 】

本発明の第 3 の実施形態も、仮想内視鏡画像生成部 27 におけるボリュームレンダリング処理の変形例であり、内視鏡観察支援システムのハードウェア構成、および、機能プロック、処理の全体的な流れは、第 1 の実施形態と同様である。

40

#### 【 0 0 7 0 】

図 9 A は、本発明の第 3 の実施形態で用いられるカラーテンプレートの一例を模式的に表したものである。図に示したように、このカラーテンプレートは、内視鏡 1 の位置  $P_E$ （仮想内視鏡の視点位置  $P_{VE}$  と同じ）から腹腔内の構造物の表面までの距離に応じて仮想

50

内視鏡画像  $I_{VE}$  の色を変化させるように定義されている。仮想内視鏡画像生成部 27 は、例えば、中心投影の際の各視線上において、所定の閾値以上に画素値が急激に変化する位置、あるいは、画素値が所定の閾値以上となる位置を腹腔内の構造物の表面として検出し、内視鏡 1 の位置  $P_E$  から腹腔内の構造物の表面までの距離を算出しておき、このカラー・テンプレートを用いて、検出された構造物の表面の仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  での画素値を決定するようすれば、図 9 B に模式的に例示したように、生成される仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  は、構造物の表面について、内視鏡 1 の位置  $P_E$  からの距離が近いほど色が淡く、その距離が遠いほど色が濃いものとなる。このようすれば、遠近感を捉えにくく仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  の遠近感を補うことが可能になり、内視鏡 1 の腹腔内構造物（注目構造物を含む）への接近状況をより容易に把握できるようになる。

10

#### 【0071】

本発明の第 4 の実施形態は、図 10 の機能ブロック図に示したように、第 1 の実施形態に警告判定部 29 を付加した構成となっており、内視鏡観察支援システムのハードウェア構成は、第 1 の実施形態と同様である。

#### 【0072】

この警告判定部 29 は、画像処理ワークステーション 9 に実装される処理部であり、内視鏡 1 の位置  $P_E$  と注目構造物の位置  $P_1$  との間の距離を算出し、算出された距離が所定の閾値よりも小さい場合、すなわち、内視鏡 1 が注目構造物に許容できない程度に接近している場合に、警告メッセージ WM を出力するものである。

20

#### 【0073】

図 11 は、本発明の第 4 の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であり、図に示したように、第 1 の実施形態のステップ #8 の実内視鏡画像  $I_{RE}$  と仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  の表示の後、警告判定部 29 が、上記距離と上記閾値とを比較し (#8.1)、上記距離が上記閾値よりも小さい場合 (#8.1; Yes)、警告メッセージ WM を出力し、表示制御部 28 が、図 12 に例示したように、注目構造物の位置  $P_1$  の近傍に「接近注意」のコメント付きの矢印マークを重畳表示させる。これにより、注目構造物に対して、内視鏡 1 が異常に接近した状態を容易に認識することが可能になり、内視鏡 1 の誤操作の未然防止に資する。このような警告表示は、注目位置特定部 24 において、注目構造物として、手術時に傷をつけると大出血を招く血管等が指定された場合に特に効果的である。

#### 【0074】

30

なお、警告メッセージを外部に出力する方法は、上記のように仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  に重畳表示する方法の他、警告音や音声を出力する方法であってもよいし、警告メッセージの重畳表示と警告音等の出力の両方を行ってもよい。また、上記距離に応じた危険度を段階的に定義した危険度判定テーブルを予め用意しておき、警告判定部 29 が、算出された距離に基づいてこの危険度判定テーブルを参照して危険度を決定し、この危険度の値を警告メッセージ WM として出力し、表示制御部 28 が危険度に応じたアイコン等を WS ディスプレイ 10 に表示させるようにしてもよい。

#### 【0075】

本発明の第 5 の実施形態は、図 13 の機能ブロック図に示したように、第 1 の実施形態に要注意構造物検出部 30 を付加した構成となっており、内視鏡観察支援システムのハードウェア構成は、第 1 の実施形態と同様である。

40

#### 【0076】

要注意構造物検出部 30 は、画像処理ワークステーション 9 に実装される処理部であり、3 次元医用画像 V を入力として、公知の画像認識手法により、要注意構造物領域 RA を検出する。図 15 A は、内視鏡 1 と注目構造物と要注意構造物との位置関係の一例を模式的に表したものである。この例では、要注意構造物検出部 30 は公知の血管抽出処理を行うことにより、腹壁の裏側にある注意すべき血管領域 RA を検出している。

#### 【0077】

図 14 は、本発明の第 5 の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であり、図に示したように、第 1 の実施形態のステップ #2 で注目位置  $P_1$  を特定

50

した後、要注意構造物検出部30が要注意構造物領域RAを検出する(#2.1)。また、ステップ#7において、仮想内視鏡画像生成部27は、要注意構造物領域RAが視認可能になるよう定義されたカラーテンプレートを用いて仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ を生成する。図15Bは、生成される仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ の一例を模式的に表したものである。図に示した仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ は、腹壁を表す画素が半透明化され、血管を表す画素の視認性が高くなるように色や不透明度が定義されたカラーテンプレートを用いることによって生成されたものである。これにより、要注意構造物の視認性が高まるので、第4の実施形態と同様、内視鏡1や処置具6の誤操作の未然防止に資する。

#### 【0078】

また、図15Cは、生成される仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ と実内視鏡画像 $I_{RE}$ とを、対応する位置を合わせて重畠表示させた場合を模式的に表したものである。図に示したように、要注意構造物検出部30によって検出された要注意構造物領域RAを実内視鏡画像 $I_{RE}$ にも重畠させれば、実内視鏡画像 $I_{RE}$ 中で要注意構造物を把握することが可能になる。

10

#### 【0079】

なお、要注意構造物検出部30は、ユーザの手動操作により要注意構造物領域RAを検出するようにしてもよい。また、要注意構造物領域RAに対して、矢印等のマーカーやテキストコメント等のアノテーションを重畠表示させることによってもよい。

#### 【0080】

本発明の第6の実施形態は、注目構造物と処置具の両方が視野に含まれるような仮想内視鏡画像を生成するものであり、図16のハードウェア構成図に示したように、図1に示した第1の実施形態に処置具用マーカー7bを付加した構成となっている。

20

#### 【0081】

処置具用マーカー7bは、内視鏡用マーカー7aとともに、位置センサ8とともに3次元位置計測装置を構成するものであり、処置具6の手元付近に設けられており、位置センサ8によって、所定の時間間隔でマーカー7bの3次元位置が検出され、オフセット計算によって、処置具6の先端部の3次元位置 $PS_T$ を算出することができる。

#### 【0082】

図17は、本発明の第6の実施形態の機能ブロック図であり、図2に示した第1の実施形態に、処置具6、処置具位置検出部12、処置具位置取得部31が付加された構成となっている。ここで、処置具位置検出部12の機能は、図16の処置具用マーカー7bおよび位置センサ8によって実現される。また、処置具位置 $P_T$ は、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。

30

#### 【0083】

図18は、本発明の第6の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であり、図の右側に付記したように、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(#9; YES)、実内視鏡画像形成部2が実内視鏡画像 $I_{RE}$ を繰り返し形成し、内視鏡位置姿勢検出部11が内視鏡の位置 $PS_E$ および姿勢 $DS_E$ を検出するだけでなく、処置具位置検出部12が、所定の時間間隔で、体腔内に挿入された処置具6の位置 $PS_T$ を繰り返しリアルタイムに検出する。また、第1の実施形態のステップ#4で内視鏡の位置と姿勢の取得を行った後、処置具位置取得部31が、処置具位置検出部12で検出された処置具位置 $PS_T$ を取得し、取得された処置具位置 $PS_T$ を3次元医用画像Vの座標系における位置に変換して得られた処置具位置 $P_T$ を出力する(#4.1)。

40

#### 【0084】

そして、内視鏡画角取得部25が内視鏡1の画角 $A_E$ を取得した後(#5)、仮想視野決定部26は、内視鏡位置 $P_E$ に配置された仮想内視鏡の仮想視野を、注目構造物の位置 $P_1$ 、内視鏡位置 $P_E$ と中心視線ベクトル $VL_E$ 、画角 $A_E$ に加えて、処置具位置取得部31によって取得された処置具位置 $P_T$ にも基づいて、注目構造物の位置 $P_1$ および処置具位置 $P_T$ が仮想視野内に含まれるように、かつ、内視鏡1の視野に対応する3次元医用画像中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 $VP_{VL}$ 、中心視

50

線ベクトル $VL_{VE}$ 、画角 $A_{VE}$ を出力する(#6)。仮想内視鏡画像生成部27は、第1の実施形態と同様にして仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ を生成する際に、処置具位置取得部31によって取得された処置具位置 $P_T$ に基づいて、仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ 中の処置具位置 $P_T$ に対応する位置に処置具6が存在することを識別可能な態様で表した仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ を生成する(#7)。以降の処理の流れ(#8から#9)は第1の実施形態と同様である。

#### 【0085】

次に、各処理部のうち本実施形態に特有の点について詳細に説明する。

#### 【0086】

処置具位置取得部31は、内視鏡位置取得部22と同様に、処置具位置検出部12との通信により処置具位置 $PS_T$ を取得する通信インターフェースとしての機能と、取得した処置具位置 $PS_T$ を位置センサ8の3次元座標系から3次元医用画像Vの3次元座標系の座標値で表現された処置具位置 $P_T$ 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。

10

#### 【0087】

仮想視野決定部26は、図19Aに模式的に示したように、まず、第1の実施形態と同様に、内視鏡位置姿勢取得部22によって得られた内視鏡位置 $P_E$ を仮想内視鏡の視点位置 $VP_{VE}$ に決定するとともに、内視鏡位置姿勢取得部22によって得られた内視鏡1の中心視線ベクトル $VL_E$ を仮想内視鏡の中心視線ベクトル $VL_{VE}$ に決定する。次に、仮想視野決定部26は、仮想内視鏡の画角 $A_{VE}$ を、内視鏡1の画角 $A_E$ よりも広く、かつ、仮想内視鏡の視野内に注目構造物の位置 $P_1$ および処置具位置 $P_T$ が含まれるように決定する。具体的には、例えば、仮想内視鏡の視点位置 $VP_{VE}$ と注目構造物の位置 $P_1$ とを結ぶベクトルと仮想内視鏡の中心視線ベクトル $VL_{VE}$ とのなす角を $\alpha_1$ 、仮想内視鏡の視点位置 $VP_{VE}$ と処置具位置 $P_T$ とを結ぶベクトルと仮想内視鏡の中心視線ベクトル $VL_{VE}$ とのなす角を $\alpha_2$ とすると、仮想内視鏡の画角 $A_{VE}$ は、内視鏡1の画角 $A_E$ 、 $\alpha_1$ 、 $\alpha_2$ のうち最も大きい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。図19Aでは、注目構造物の位置 $P_1$ よりも処置具位置 $P_T$ の方が視野の中心から離れているので、 $\alpha_2$ が最大値となる。

20

#### 【0088】

仮想内視鏡画像生成部27は、第1の実施形態における仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ の生成と同様に、3次元医用画像Vを入力として、仮想内視鏡の視点位置 $VP_{VE}$ 、中心視線ベクトル $VL_{VE}$ 、画角 $A_{VE}$ に基づいて仮想内視鏡プレ画像を生成する。次に、仮想内視鏡画像生成部27は、処置具位置 $P_T$ に処置具6が存在する状態を表す処置具形状画像 $M_T$ を生成する。具体的には、処置具形状画像 $M_T$ は、上記特許文献2に記載されたように、データベースに格納された処置具6の形状を表す画像と、処置具位置 $P_T$ に基づいて生成される。そして、仮想内視鏡画像生成部27は、仮想内視鏡プレ画像と処置具形状画像 $M_T$ をアルファブレンディング等の公知の手法により合成することにより、仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ を生成する。なお、上記のように処置具形状画像を生成せずに、仮想内視鏡プレ画像中の処置具位置 $P_T$ に対応する位置に、処置具6を表す矢印やアイコン等のマーカーやテキストコメント等のアノテーションを重畳することによって仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ を生成するようにしてもよい。

30

#### 【0089】

図19Bは、本実施形態で生成された仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ と実内視鏡画像 $I_{RE}$ とを重畳した表示画面の一例を模式的に表したものであり、図に示したように、仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ 中の処置具位置 $P_T$ に対応する位置に処置具形状画像 $M_T$ が重畳されている。

#### 【0090】

以上のように、本発明の第6の実施形態によれば、注目構造物の位置 $P_1$ だけでなく、処置具の位置 $P_T$ も視野に含まれる仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ が生成されるので、内視鏡1と注目構造物だけでなく、処置具6も含めた相互の位置関係や接近状況を確実に把握することが可能になる。

#### 【0091】

40

50

また、このとき、処置具位置検出部12が処置具6の位置をリアルタイムに検出した結果のフィードバックによって仮想内視鏡の視野や画像内容がリアルタイムに変更された仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ が連続的に表示されるので、内視鏡1と注目構造物だけでなく、処置具6も含めた相互の位置関係や接近状況を、動的に、より的確に捉えることが可能になる。

【0092】

さらに、実内視鏡画像形成部2が、内視鏡1によるリアルタイムの撮像によって体腔内を表す実内視鏡画像 $I_{RE}$ を形成し、仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ の生成時に用いられた内視鏡1および処置具6の位置が検出されたのとほぼ同じタイミングで形成された実内視鏡画像 $I_{RE}$ が重畠表示されるので、第1の実施形態と同様に、実内視鏡画像 $I_{RE}$ と仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ とは、ほぼ同じ時点での体腔内の状態が表されたものとなり、実内視鏡画像 $I_{RE}$ と仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ とが時間的同期を取って連続的に重畠表示される。また、このとき、内視鏡1の移動や回転等の操作に連動して実内視鏡画像 $I_{RE}$ の視野が変化するとともに、内視鏡1だけでなく処置具6の操作にも連動して仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ の視野や画像内容も変化する。このように、本発明の第6の実施形態では、実内視鏡画像 $I_{RE}$ と仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ によって、さらにリアルタイムに、かつ、相互補完的に体腔内を観察することが可能になる。

【0093】

本発明の第7の実施形態は、3次元医用画像Vを内視鏡を用いた観察時にリアルタイムに形成、取得するものであり、この場合、第1の実施形態のハードウェア構成(図16参照)のうち、内視鏡用マーカー7a、処置具用マーカー7b、位置センサ8は不要である。

【0094】

図20は、本発明の第7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である。図に示したように、第6の実施形態の内視鏡位置姿勢検出部11、処置具位置検出部12、内視鏡位置姿勢取得部22、処置具位置取得部31の代わりに、内視鏡位置姿勢認識部32、処理具位置認識部33を付加した構成となっている。すなわち、内視鏡位置姿勢認識部32および処理具位置認識部33は、本発明の位置(姿勢)検出手段に相当する。

【0095】

内視鏡位置姿勢認識部32および処理具位置認識部33は、画像処理ワークステーション9に実装される処理部であり、3次元医用画像Vを入力として、公知のパターン認識処理により、3次元医用画像V中の、各々、内視鏡1、処置具6を表す領域を抽出し、各々、内視鏡位置 $P_E$ および姿勢 $VL_E$ 、処置具位置 $P_T$ を認識する。

【0096】

図21は、本発明の第7の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である。図に示したように、ステップ#11から#13までは第6の実施形態のステップ#1から#3と同様であり、その後、3次元医用画像取得部23による3次元医用画像Vの取得が行われ(#14)、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Vに基づいて、内視鏡位置姿勢認識部32が内視鏡位置 $P_E$ および姿勢 $VL_E$ を認識し(#15)、処置具位置認識部33が処置具位置 $P_T$ を認識する(#16)。以下、ステップ#17および#18は第6の実施形態のステップ#5および#6と同様であるが、ステップ#19において、仮想内視鏡画像生成部27は、処置具位置認識部33で抽出された処置具6を表す領域が所定の色で表示されるように定義されたカラーテンプレートを用いて仮想内視鏡画像 $I_{VE}$ を生成する。したがって、第6の実施形態のように、処置具6の形状画像を生成する必要はない。ステップ#20および#21は第6の実施形態のステップ#8および#9と同様である。

【0097】

このように、3次元医用画像Vを内視鏡を用いた観察時にリアルタイムで形成、取得するようすれば、取得された3次元医用画像Vは、実内視鏡画像 $I_{RE}$ とほぼ同じ時点での腹腔内の様子を表したものとなるので、内視鏡下での観察前に取得された3次元医用画像Vを用いた場合よりも実際の腹腔内の様子がリアルタイムに正確に再現された仮想内視鏡

10

20

30

40

50

画像  $I_{VE}$  が生成される。ただし、この実施形態では、ステップ#11およびステップ#14で 3 次元医用画像  $V$  の撮像の際、座標軸の原点に対応する被検体の位置や座標軸の向きが変動しないよう、撮影体位に注意する必要がある。

【 0 0 9 8 】

なお、本発明の第 7 の実施形態の場合、被検体の被曝量低減のため、モダリティ 5 としては超音波診断装置を用いるのが好ましい。

【 0 0 9 9 】

上記の各実施形態はあくまでも例示であり、上記のすべ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。

【 0 1 0 0 】

この他、上記の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。

【 0 1 0 1 】

例えば、システム構成については、上記の実施形態では、図 1 や図 16 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 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  $V$  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  $V$  が転送されるようにしてもよい。

【 0 1 0 2 】

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。

【 0 1 0 3 】

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

【 0 1 0 4 】

WS ディスプレイ 10 は、公知の立体視表示に対応したディスプレイとし、仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  を立体視用の画像として表示するようにしてもよい。例えば、WS ディスプレイ 10 として左右両眼用の 2 つの視差画像を用いて立体視表示を実現する方式のものを採用した場合、仮想内視鏡画像生成部 27 は、視点位置  $VP_{VE}$  から左右両眼の視差の分だけずらした各眼の位置を設定し、設定された各眼の位置を視点とする中心投影により、左右各眼用の仮想内視鏡視差画像を生成するようにし、表示制御部 28 が、左眼用の仮想内視鏡視差画像を WS ディスプレイ 10 の左眼用の表示画素に表示させ、右眼用の仮想内視鏡視差画像を WS ディスプレイ 10 の右眼用の表示画素に表示させるように制御すればよい。

【 0 1 0 5 】

内視鏡位置姿勢検出部 11 や処置具位置検出部 12 は、磁気式のものを用いてもよいし、上記特許文献 2 に記載されているように、ジャイロやロータリーエンコーダ等を用いてもよい。

【 0 1 0 6 】

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。

【 0 1 0 7 】

画像処理ワークステーション 9 においては、上記実施形態では、実内視鏡画像形成部 2 で実内視鏡画像  $I_{RE}$  が形成される周期は、仮想内視鏡画像生成部 27 で仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  が生成される周期よりも短いものとして、通信負荷を考慮して、実内視鏡画像取得部 21 からの要求ベースでの画像受信としているが、実内視鏡画像形成部 2 で順次形成される実内視鏡画像  $I_E$  のすべてを実内視鏡画像取得部 21 が受信するようにしてもよい。この場合、表示制御部 28 が、仮想内視鏡画像生成部 27 による仮想内視鏡画像  $I_{VE}$  の生成タイミングとは非同期に、実内視鏡画像  $I_{RE}$  の受信の度に WS ディスプレイ 10 の実内視鏡画像  $I_{RE}$  の表示を更新させるようにしてもよい。

10

20

30

40

50

## 【0108】

内視鏡位置姿勢取得部22は、内視鏡位置姿勢検出部11で所定の時間間隔で検出される内視鏡位置PS<sub>E</sub>のすべてを受信しておき、図3のステップ#4の処理が呼び出されるタイミングで受信した内視鏡位置PS<sub>E</sub>のみを後者の座標変換機能によって内視鏡位置P<sub>E</sub>に変換して出力するようにしてもよい。処置具位置取得部31についても同様である。

## 【0109】

また、内視鏡位置姿勢取得部22や処置具位置取得部31で行われる座標変換を仮想内視鏡画像生成部27で行うようにしてもよい。

## 【0110】

注目位置特定部24は、公知の画像認識技術（血管や臓器の抽出手法や異常陰影検出手法等）を用いて注目位置を自動的に特定するようにしてもよい。 10

## 【0111】

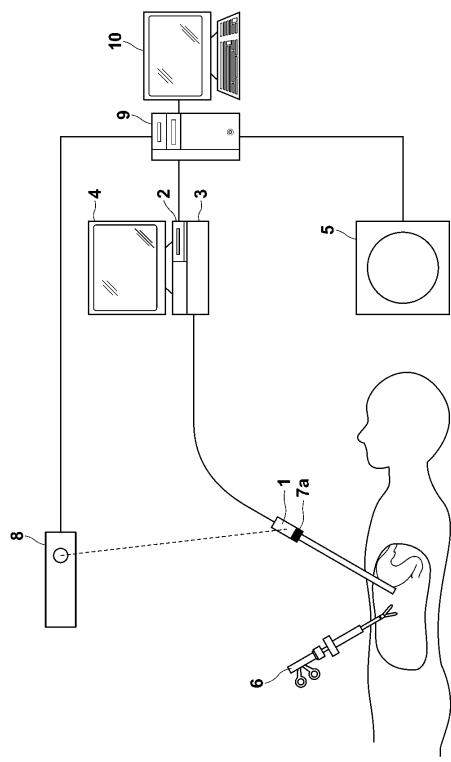
さらに、仮想内視鏡画像生成部27は、例えば、手術対象部位、要注意血管、要注意臓器、処置具というように複数の注目位置を視点とする仮想内視鏡画像をさらに生成するようにしてもよい。

## 【符号の説明】

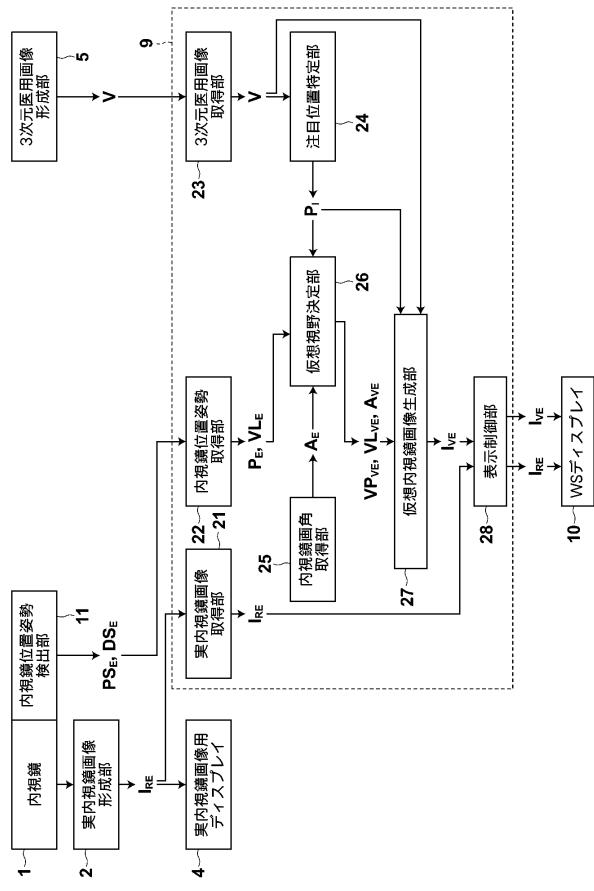
## 【0112】

- |     |                      |    |
|-----|----------------------|----|
| 1   | 内視鏡                  |    |
| 2   | デジタルプロセッサ            |    |
| 3   | 光源装置                 | 20 |
| 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 a | 内視鏡用マーカー             |    |
| 7 b | 処置具用マーカー             |    |
| 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           |    |
| 12  | 処置具位置検出部             | 30 |
| 2 1 | 実内視鏡画像取得部            |    |
| 2 2 | 内視鏡位置姿勢取得部           |    |
| 2 3 | 3次元医用画像取得部           |    |
| 2 4 | 注目位置特定部              |    |
| 2 5 | 内視鏡画角取得部             |    |
| 2 6 | 仮想視野決定部              |    |
| 2 7 | 仮想内視鏡画像生成部           |    |
| 2 8 | 表示制御部                |    |
| 2 9 | 警告判定部                |    |
| 3 0 | 要注意構造物検出部            | 40 |
| 3 1 | 処置具位置取得部             |    |
| 3 2 | 内視鏡位置姿勢認識部           |    |
| 3 3 | 処置具位置認識部             |    |

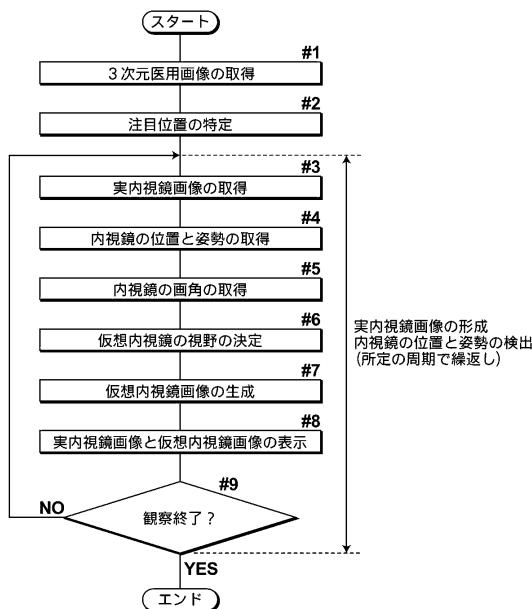
【図1】



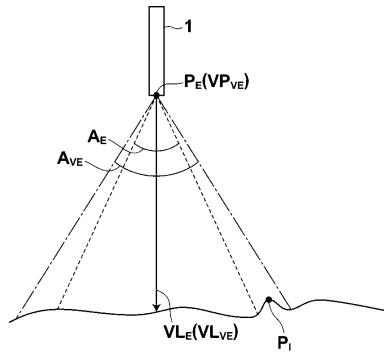
【図2】



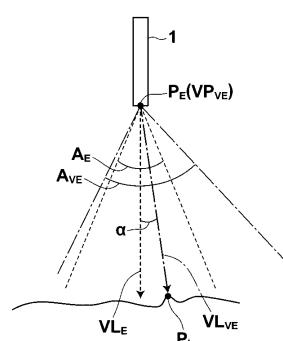
【図3】



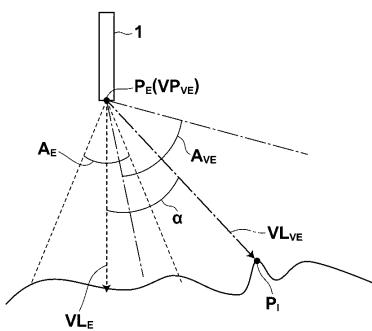
【図4 A】



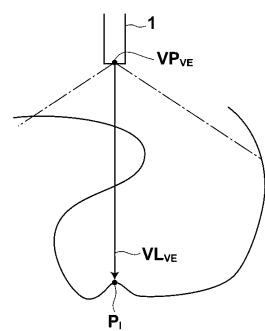
【図5 A】



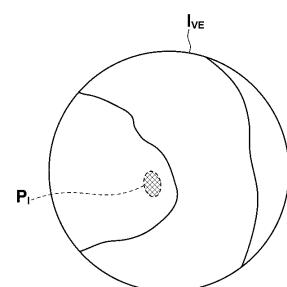
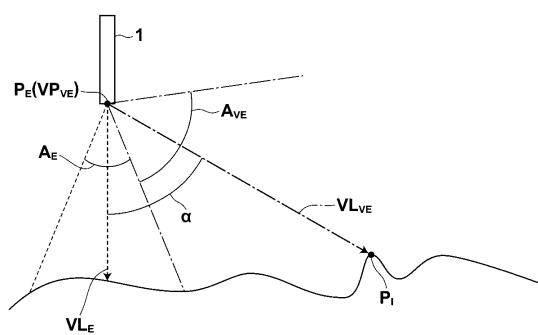
【図 6 A】



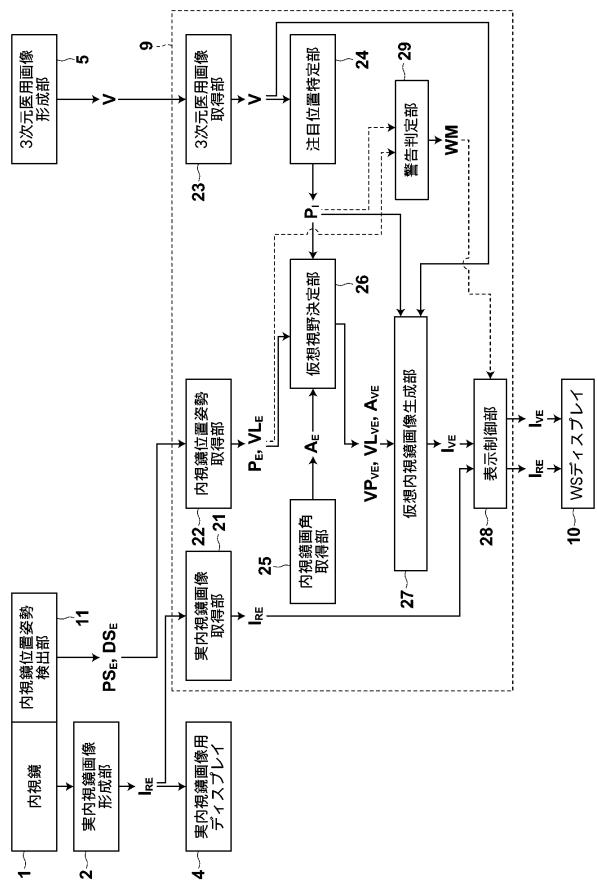
【図 8 A】



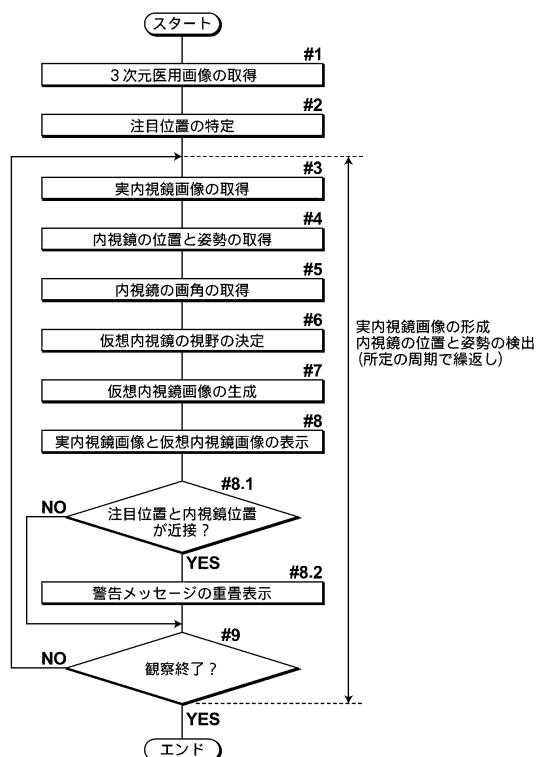
【図 7 A】



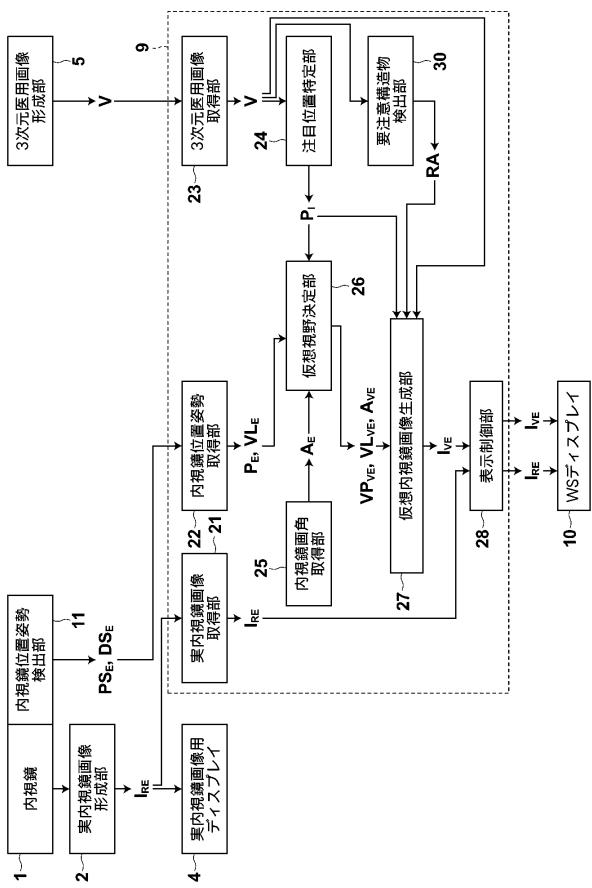
【図 10】



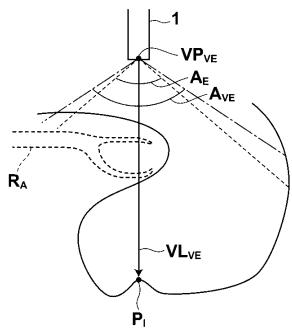
【図 11】



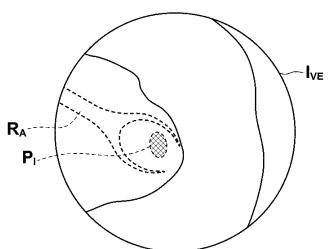
【 図 1 3 】



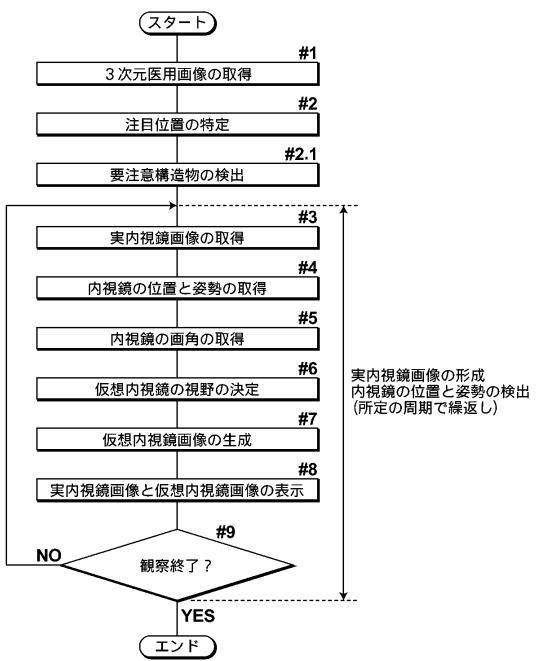
【図15A】



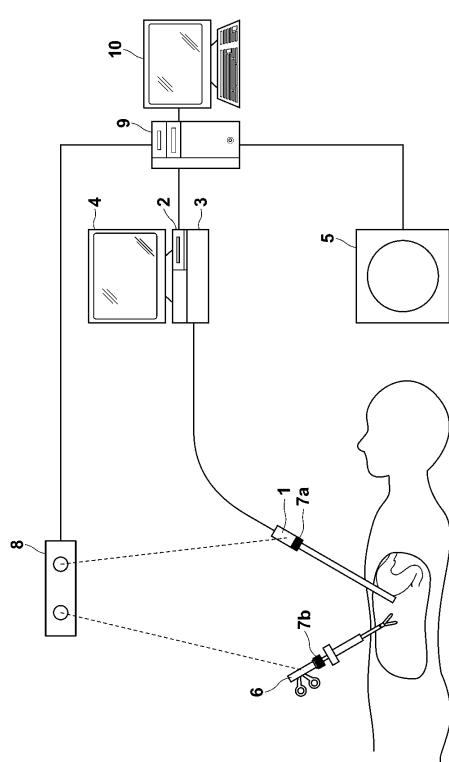
【図15B】



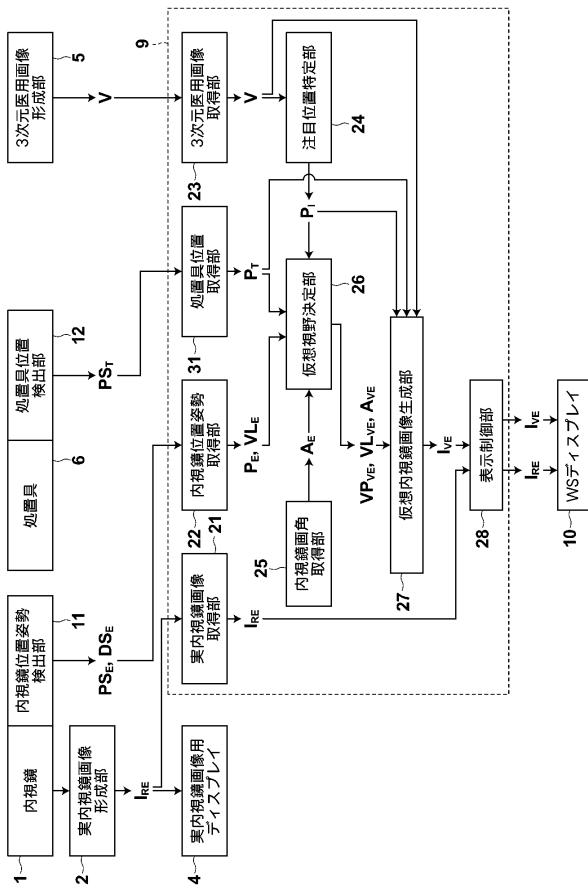
【図14】



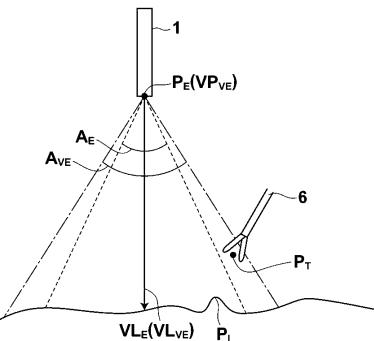
【図16】



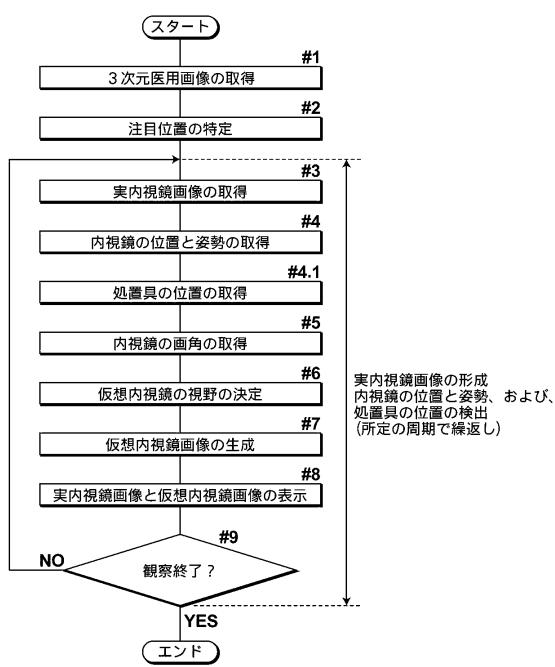
【図17】



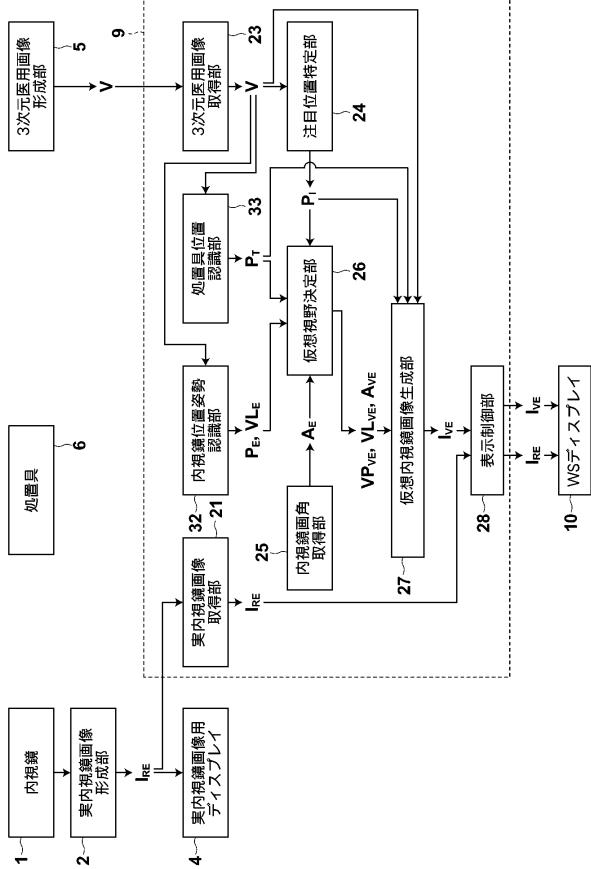
【図19A】



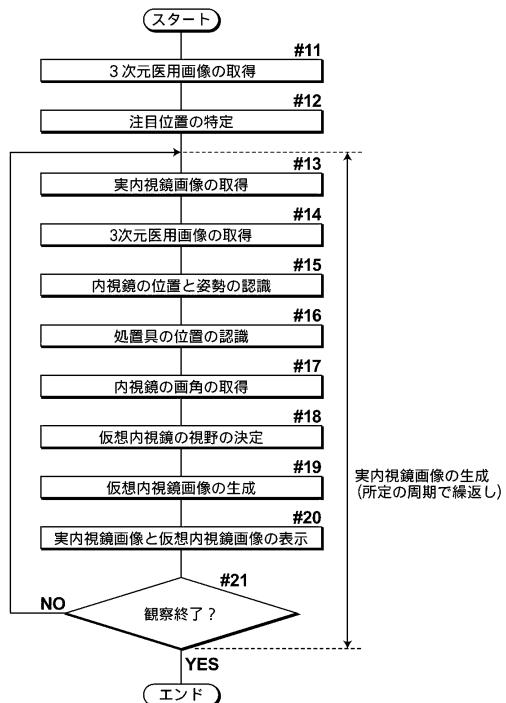
【図18】



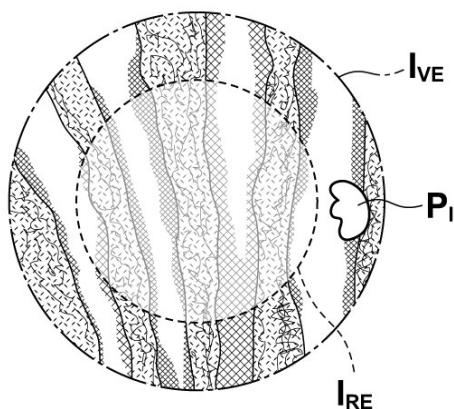
【図20】



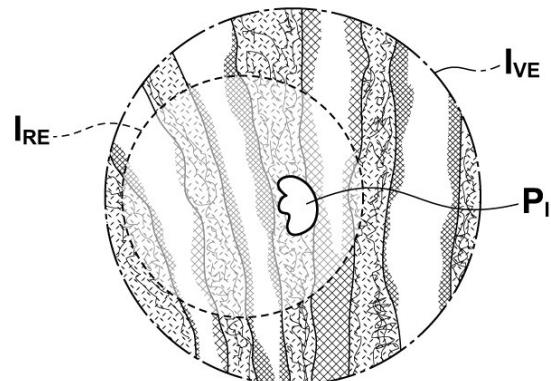
【図21】



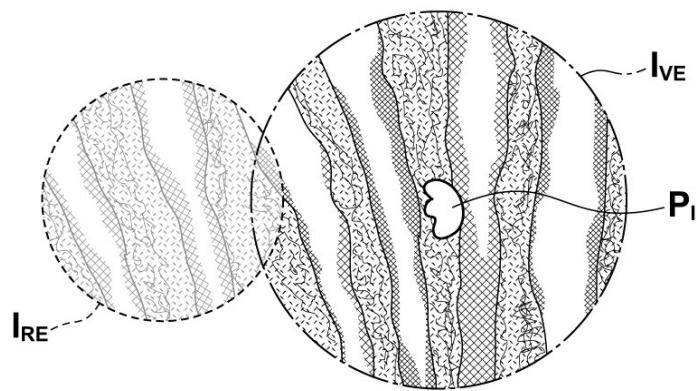
【図4B】



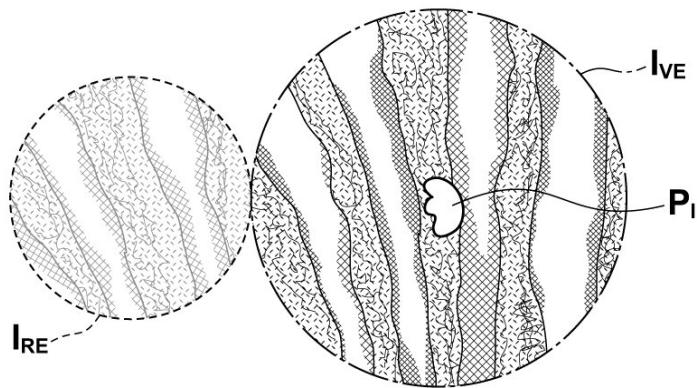
【図 5 B】



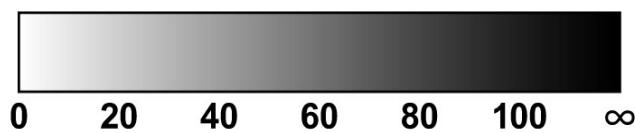
【図 6 B】



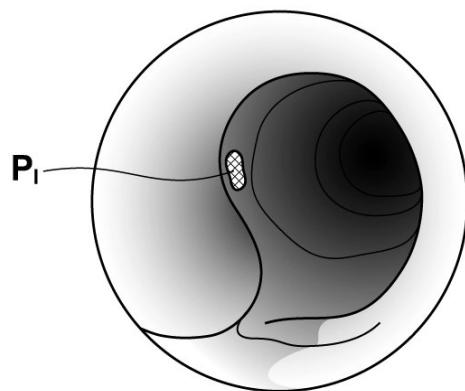
【図 7 B】



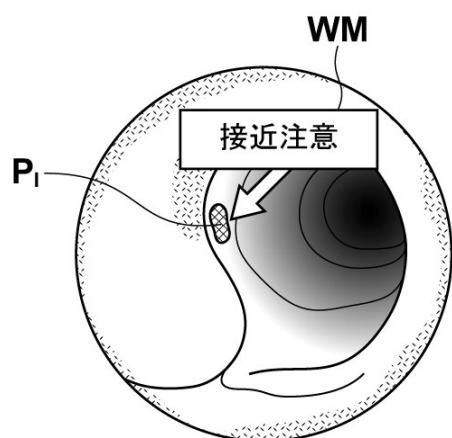
【図 9 A】



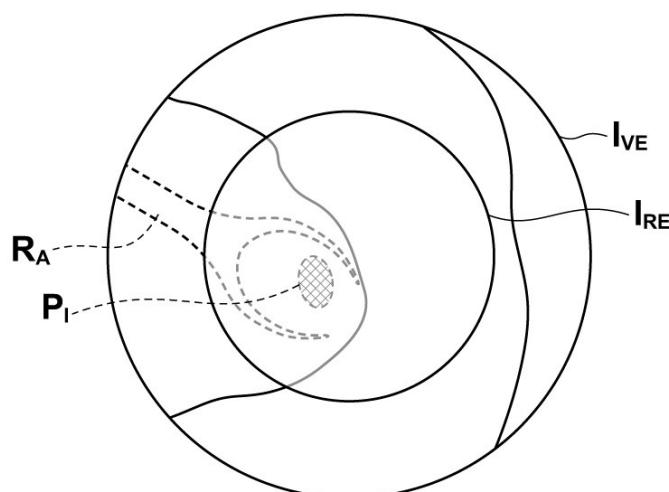
【図 9 B】



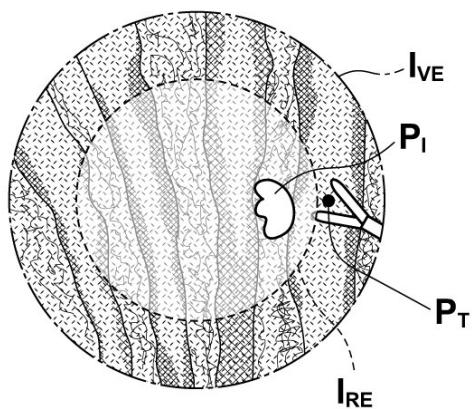
【図 12】



【図 15 C】



【図19B】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平11-000309(JP, A)  
特開2002-263053(JP, A)  
特開2005-021353(JP, A)  
特開2005-211529(JP, A)  
特開2006-198032(JP, A)  
特開2006-230906(JP, A)  
特開2008-036447(JP, A)  
特開2009-056239(JP, A)  
特開2009-153863(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 1/00

专利名称(译)	用于支持内窥镜观察，装置和程序的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP5380348B2</a>	公开(公告)日	2014-01-08
申请号	JP2010083603	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	北村嘉郎 中村佳児		
发明人	北村 嘉郎 中村 佳児		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00055 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/3132 A61B5/064 A61B6/032 A61B6/12 A61B6/466 A61B6/486 A61B6/5211 A61B90/37 A61B2034/2055 A61B2090/365		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/00.334.Z G02B23/24.A G02B23/24.B A61B1/00.V A61B1/00.552 A61B1/01 A61B1/018 A61B1/045.620 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/DA56 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA24 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061 /DD03 4C061/DD10 4C061/HH21 4C061/HH51 4C061/HH52 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/NN05 4C061/WW04 4C061/WW08 4C061/WW10 4C061/WW13 4C161/AA24 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/DD03 4C161/DD10 4C161/HH21 4C161/HH51 4C161/HH52 4C161/JJ10 4C161/JJ17 4C161 /JJ19 4C161/NN05 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW13		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP2011212244A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

甲插入受试者中，关注点和内窥镜之间的位置关系和相互的接近度条件的体腔内的体腔内的观察中的内窥镜中，例如处置器械或外科手术部位要更可靠地掌握。虚拟字段确定单元26，内视镜的位置和方向检测单元11的虚拟内窥镜的虚拟场布置在三维医学图像对应于检测到的内窥镜的中的位置的位置由目标位置识别单元24中，在内窥镜的相应位置和取向的基础上，内视镜的角度所确定的关注结构的位置由内窥镜Kagamiga角度取得部25，注意力结构获取作为对象的位置被包括在所述视场的虚拟，并决定为具有内窥镜的连续性，虚拟内窥镜图像生成单元27由三维医学图像形成单元5形成的视场和作为输入的三维医学图像，内窥镜作为视点的相应的位置，并生成具有所确定的虚拟视点，显示控制单元27的虚拟内窥镜图像，所生成的虚拟内窥镜图像是并将其显示在WS显示器10上。.The

