

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02015/049962

発行日 平成29年3月9日 (2017.3.9)

(43) 国際公開日 平成27年4月9日 (2015.4.9)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	
	A 6 1 B 1/04 3 7 0	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 34 頁)

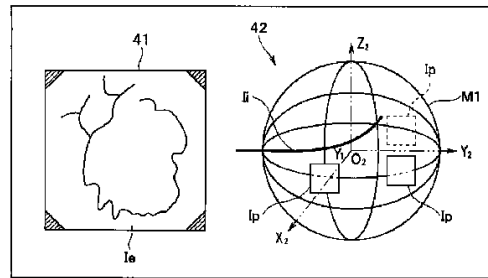
出願番号	特願2015-517308 (P2015-517308)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号	PCT/JP2014/073907	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成26年9月10日 (2014.9.10)	(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
(11) 特許番号	特許第5810248号 (P5810248)	(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
(45) 特許公報発行日	平成27年11月11日 (2015.11.11)	(72) 発明者	秋本 俊也 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2013-207456 (P2013-207456)	(72) 発明者	長谷川 潤 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
(32) 優先日	平成25年10月2日 (2013.10.2)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

内視鏡システムは、被検体内に挿入される挿入部と、被検体内を撮像する撮像部とを備えた内視鏡と、撮像部の位置情報及び挿入部が挿入される挿入形状情報を取得する挿入情報取得部と、被検体内における所定臓器を模擬する立体モデル画像に対して、撮像部による撮像画像を貼り付ける画像貼り付け部と、貼り付けられた立体モデル画像に対して、挿入情報取得部において取得された挿入形状情報を対応付けて提示する挿入形状情報提示部と、を備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に挿入される挿入部と、前記被検体内を撮像する撮像部とを備えた内視鏡と、前記撮像部近傍または当該撮像部と所定の位置関係を保つように接続される部材に設けられ、前記撮像部の位置情報及び前記挿入部が挿入される挿入形状情報を取得する挿入情報取得部と、

前記被検体内における所定臓器を模擬する立体モデル画像に対して、前記撮像部の位置情報に基づく前記撮像部で撮像した撮像画像を貼り付ける画像貼り付け部と、

前記画像貼り付け部により貼り付けられた立体モデル画像に対して、前記挿入情報取得部において取得された前記挿入形状情報に対応付けて提示する挿入形状情報提示部と、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記所定臓器に対応する立体モデル画像を平面的に展開した平面モデル画像に対して、前記撮像部の位置情報に基づく前記撮像画像を貼り付けて提示する展開画像生成部を更に備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記撮像部により撮像された前記撮像画像を提示する撮像画像提示部を更に備え、

前記撮像画像提示部は、前記挿入情報取得部により取得された位置情報と、前記画像貼り付け部により貼り付けられた画像のうちの特定の画像情報と、に基づいて前記撮像画像に対して前記特定の画像情報が存在する方向情報を提示することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 4】

前記撮像画像提示部は、ユーザによる所定の指示操作を検出した際に発生するトリガ信号に基づいて前記特定の画像が選択された場合に前記方向情報を提示することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記展開画像生成部は、前記撮像部の位置情報に基づいて貼り付けられた前記撮像画像を識別可能に表示することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記被検体に対して通常光と特殊光とを切り替えて照射する照明部を更に備え、

前記展開画像生成部は、前記照明部の切り替えに応じて前記平面モデル画像を切り替えて提示することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 7】

前記被検体に対して通常光と特殊光とを切り替えて照射する照明部を更に備え、

前記展開画像生成部は、ユーザの指示操作により発生するトリガ信号に基づき、通常光の照明下で撮像した通常光画像と、特殊光の照明下で撮像した特殊光画像をそれぞれ貼り付けた 2 つの平面モデル画像を同時に提示することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記撮像部により前記所定臓器内を撮像している現在の撮像範囲を、前記立体モデル画像上における対応する位置に提示することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 9】

前記挿入部が前記所定臓器内に挿入された場合には、前記撮像部の前記位置情報を、前記挿入情報取得部が取得する場合に用いる第 1 の座標系から、前記所定臓器の基準位置を原点にして設定した第 2 の座標系に変換する座標変換部を更に有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記画像貼り付け部は、前記所定臓器内に前記挿入部の先端部が挿入された状態で前記撮像部により撮像された撮像画像を、前記所定臓器を模擬し、ワイヤフレームで描画され

50

た球形の立体モデル画像上における前記撮像部により撮像された位置に、前記撮像された範囲とほぼ一致するサイズで貼り付けることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 1】

前記撮像画像提示部は、前記撮像画像に対して前記特定の画像情報が存在する前記方向情報と共に、前記撮像画像から前記特定の画像情報が存在する位置までの距離の情報を提示することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 2】

前記被検体に対して通常光の照明のもとで前記撮像部により撮像を行う第 1 の観察モードと、特殊光の照明のもとで前記撮像部により撮像を行う第 2 の観察モードと、の 2 つの観察モード間の切替を行う観察モード切替部と、

前記 2 つの観察モードに対応した前記立体モデル画像としての第 1 の立体モデル画像及び第 2 の立体モデル画像の情報を格納する立体モデル画像格納部と、

前記 2 つの観察モードに対応した前記平面モデル画像としての第 1 の平面モデル画像及び第 2 の平面モデル画像の情報を格納する平面モデル画像格納部と、
を有し、

前記画像貼り付け部及び前記展開画像生成部は、前記観察モードの切替に対応した前記立体モデル画像と前記平面モデル画像とを連動して切り替え、リリース操作がされた場合には、切り替えられた観察モードに対応する立体モデル画像と前記平面モデル画像上にリリースされた際の撮像画像をそれぞれ貼り付けて提示することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 3】

前記撮像部により前記所定臓器の内面を撮像した前記撮像画像を前記立体モデル画像の略球形の表面上に貼り付け画像として貼り付ける場合、前記立体モデル画像は、ユーザが前記貼り付け画像の画像面側を観察可能に貼り付ける第 1 の貼り付け面と、前記貼り付け画像の画像面の背面側を観察可能に貼り付ける第 2 の貼り付け面とを有し、

前記画像貼り付け部は、前記第 2 の貼り付け面においては前記撮像画像の左右方向を反転したものを前記貼り付け画像として貼り付けて提示することを特徴とする請求項 1 0 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は被検体の所定臓器内を観察する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医療分野等において撮像手段を備えた内視鏡が広く用いられるようになっている。また、内視鏡の挿入部が挿入される被検体内の臓器の形状等は、内視鏡では知ることができないため、挿入状態を把握したり、病変位置を特定できるように X 線装置が併用される場合がある。

これに関連して、例えば第 1 の従来例としての日本国特開 2003 - 225195 号公報においては、X 線装置を併用することなく、モニタ画面に内視鏡の挿入部の屈曲形状を表示すると共に、この挿入部が挿入される臓器の形状を表示し、更に臓器の形状を補正するモニタ装置を開示している。

また、第 2 の従来例としての日本国特開 2010 - 240000 号公報においては、体腔内をカプセル内視鏡の撮像部により撮像し、画像処理装置は、カプセル内視鏡により取得した画像データに基づいて、体腔内の 3 次元モデルの診断画像を生成するシステムを開示している。より具体的には、「胃」、「小腸」等の各部位における既存の 3 次元モデル（画像）に、カプセル内視鏡で撮像した画像を貼り付けて 3 D の診断用画像を生成することを開示している。

【0003】

10

20

30

40

50

しかしながら、上記第1の従来例は、臓器の立体モデル画像に対して、撮像した際の位置情報に基づく撮像画像（又は内視鏡画像）を貼り付けることを開示していないため、立体モデル画像上での撮像画像（又は内視鏡画像）を確認しにくい欠点がある。

また、第2の従来例は、立体モデル画像に対して、撮像画像（又は内視鏡画像）を貼り付けることを開示しているが、撮像画像が貼り付けられる立体モデル画像に対して、現在の挿入形状の状態を把握し易くする挿入形状情報を提示（表示）することを開示していない。このため、被検体内の所定臓器の立体モデル画像、撮像画像（又は内視鏡画像）、挿入形状の関係を提示することにより、病変部位の検査等を行い易くすることが望まれる。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、所定臓器の立体モデル画像、撮像画像（又は内視鏡画像）、挿入形状の関係を把握し易いように提示し、病変部位の検査等を行い易くすることができる内視鏡システムを提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の一態様に係る内視鏡システムは、被検体内に挿入される挿入部と、前記被検体内を撮像する撮像部とを備えた内視鏡と、前記撮像部近傍または当該撮像部と所定の位置関係を保つように接続される部材に設けられ、前記撮像部の位置情報及び前記挿入部が挿入される挿入形状情報を取得する挿入情報取得部と、前記被検体内における所定臓器を模擬する立体モデル画像に対して、前記撮像部の位置情報に基づく前記撮像部で撮像した撮像画像を貼り付ける画像貼り付け部と、前記画像貼り付け部により貼り付けられた立体モデル画像に対して、前記挿入情報取得部において取得された前記挿入形状情報を対応付けて提示する挿入形状情報提示部と、を備える。

【図面の簡単な説明】

【0005】

【図1】図1は本発明の第1の実施形態の内視鏡システムの全体構成を示す斜視図。

【図2】図2は本発明の第1の実施形態の内視鏡システムの内部構成を示す図。

【図3】図3は光源装置が発生する照明光の波長分布を示す特性図。

【図4】図4はモニタに表示される内視鏡画像と貼り付け画像が貼り付けられた3Dモデル画像とを示す図。

【図5】図5は第1の実施形態の処理例を示すフローチャート。

【図6】図6は3Dモデル画像上に内視鏡画像を貼り付ける場合の説明図。

【図7】図7は現在の視野角を3Dモデル画像上に表示した様子を示す図。

【図8】図8は本発明の第2の実施形態の内視鏡システムの内部構成を示す図。

【図9】図9は平面モデル画像で表される膀胱内面の各領域を示す図。

【図10】図10は第2の実施形態の処理例を示すフローチャート。

【図11】図11は3Dモデル画像と平面モデル画像上に貼り付け画像を表示した様子を示す図

【図12】図12は本発明の第3の実施形態の内視鏡システムの内部構成を示す図。

【図13A】図13Aは病変部位が存在する方向を表す方向情報としての矢印を表示した内視鏡画像を示す図。

【図13B】図13Bは方向情報としての矢印の他に病変部位（又はその画像）までの距離を表す距離情報を表示した内視鏡画像を示す図。

【図13C】図13Cは図13Aの矢印とは異なる形態の方向情報を表示した内視鏡画像を示す図。

【図14】図14は病変部位が存在する方向及び距離を表すベクトルを算出する説明図。

【図15】図15は本発明の第4の実施形態の内視鏡システムの内部構成を示す図。

【図16A】図16Aは第4の実施形態の処理例を示すフローチャート。

【図16B】図16Bは第4の実施形態の第1変形例の処理例を示すフローチャート。

【図17】図17は第4の実施形態の第2変形例の平面モデル画像の表示例を示す図。

【図 1 8】図 1 8 は第 4 の実施形態の第 3 変形例の平面モデル画像の表示例を示す図。

【図 1 9】図 1 9 は第 4 の実施形態の第 3 変形例の平面モデル画像の表示例を示す図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0006】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

(第 1 の実施形態)

図 1 に示すように本発明の第 1 の実施形態の内視鏡システム 1 は、ベッド 2 に横たわる被検体としての患者 P 内に挿入して観察又は検査するための内視鏡 3 と、内視鏡 3 に照明光を供給する光源装置 4 と、内視鏡 3 の撮像手段 (又は撮像部) に対する信号処理を行う信号処理装置としてのプロセッサ 5 と、プロセッサ 5 により生成された画像 (又は画像信号) に対する画像処理や記録等を行う画像処理装置 6 と、プロセッサ 5 により生成された内視鏡画像 (又は撮像画像) と、画像処理装置 6 による画像処理された画像とを表示するモニター 7 と、撮像手段の近傍に設けた磁気センサ 8 の位置を検出する磁場発生装置 9 とを有する。

内視鏡 3 は、可撓性を有する挿入部 1 1 と、この挿入部 1 1 の後端 (基端) に設けられ、術者により把持されて湾曲等の操作が行われる操作部 1 2 と、操作部 1 2 から延出されるユニバーサルケーブル 1 3 とを有する。

【0007】

また、挿入部 1 1 内には、図 2 に示すように照明光を伝送するライトガイド 1 4 が挿入され、このライトガイド 1 4 は操作部 1 2 からユニバーサルケーブル 1 3 を経てその手元側端部のライトガイドコネクタが光源装置 4 に着脱自在に接続される。なお、後述する先端部 2 0 内に搭載された撮像部 2 3 に接続された信号線 2 4 は、ユニバーサルケーブル 1 3 を経てその手元側端部となる信号用コネクタがプロセッサ 5 に着脱自在に接続される。

本実施形態における光源装置 4 は、通常光と特殊光としての狭帯域光とを切り替えて出力 (発生) する機能を有する。図 2 に示すように光源装置 4 内には、発光ダイオード (LED と略記) 1 5 a、1 5 b、1 5 c と、ミラー 1 6 a、1 6 b、1 6 c と、LED 駆動回路 1 7 とが設けてある。LED 1 5 a は白色光を発生し、ミラー 1 6 a で反射された後、ダイクロイックミラー 1 6 b、1 6 c を透過してライトガイド 1 4 の手元側端部に入射される。

【0008】

また、LED 1 5 b と 1 5 c は、中心波長が 4 1 5 nm 付近と 5 4 0 nm 付近に設定された狭帯域の青の光 (Bn) と緑の光 (Gn) をそれぞれ発生する。LED 1 5 b による狭帯域光 Bn は、ダイクロイックミラー 1 6 b により選択的に反射された後、ダイクロイックミラー 1 6 c を透過してライトガイド 1 4 の端部に入射される。

また、LED 1 5 c による狭帯域光 Gn は、ダイクロイックミラー 1 6 c により選択的に反射された後、ライトガイド 1 4 の手元側端部に入射される。図 3 は、LED 1 5 a が発生する白色光 W の波長分布と、LED 1 5 b と 1 5 c とがそれぞれ発生する狭帯域光 Bn、Gn の波長分布の特性例を示す。

本実施形態においては、通常光として白色光 W を発生し、特殊光として 2 つの狭帯域光 Bn、Gn を発生する構成にしているが、この場合に限定されるものでない。例えば、特殊光として狭帯域光 Bn 又は Gn を発生する構成にしても良いし、励起光を発生し、蛍光を観察する構成にしても良い。

【0009】

内視鏡 3 の操作部 1 2 には、通常光観察モード (又は白色光観察モード、WLI モードとも言う) と狭帯域光観察モード (NBI モードとも言う) とにおける一方の観察モードから他方の観察モードへの切り替えの操作を行うモード切替スイッチ SW 1 と、レリーズの操作を行うレリーズスイッチ SW 2 とを備えたスコープスイッチ 1 8 が設けてある。

内視鏡 3 の操作部 1 2 を把持する術者によりモード切替スイッチ SW 1 が操作されると、切替信号がプロセッサ 5 内の制御回路 5 a と、この制御回路 5 a をスルーして光源装置

10

20

30

40

50

4 に送られ、光源装置 4 は、切替信号に対応して、LED 駆動回路 17 は LED 16 a と、LED 16 b、16 c の発光を切り替える。また、プロセッサ 5 は、切替信号に対応した信号処理を行う。

また、リリーススイッチ SW 2 を操作した場合のリリース指示信号は、プロセッサ 5 (内の制御回路 5 a を) スルーし、画像処理装置 6 内の制御手段 (又は制御部) を構成する中央処理装置 (CPU と略記) 31 に入力し、CPU 31 は、内視鏡画像を記録する制御動作を行う。

【0010】

なお、プロセッサ 5 に着脱自在に接続される内視鏡 3 は、当該内視鏡 3 に搭載されている撮像手段を構成する撮像部 23 の撮像系の情報としての焦点距離、視野角 (視野範囲) 等の情報を格納した撮像系情報格納手段 (又は撮像系情報格納部) を形成するリードオンリメモリとしての ROM 19 を信号用コネクタ、又は操作部 12 内に備えている。そして、内視鏡 3 の信号用コネクタがプロセッサ 5 に接続されると、プロセッサ 5 の制御回路 5 a は、ROM 19 のデータを読み出し、読み出したデータを CPU 31 に送る。なお、ROM 19 以外の記録媒体を用いても良い。

CPU 31 は、プロセッサ 5 から転送されたデータから、撮像部 23 の撮像系の情報を取得し、必要に応じて、その情報を参照する。なお、ROM 19 が撮像系の情報を格納しないで、内視鏡 3 に固有の識別情報としての ID を格納し、プロセッサ 5 が読み出した ID から、ID に対応する内視鏡 3 に搭載された撮像部 23 の撮像系の情報を取得できるようにしても良い。

【0011】

ライトガイド 14 の手元側端部に入射されされた照明光は、ライトガイド 14 によりその先端面に伝送される。ライトガイド 14 の先端面は、挿入部 11 の先端部 20 に設けた照明窓に配置され、照明窓を経て照明窓の外側の被検体側に照明光を出射する。光源装置 4 及びライトガイド 14 は、通常光と特殊光とを切り替えて被検体側に照射し、被検体側を照明する照明手段 (又は照明部) を形成する。

本実施形態においては、挿入部 11 は患者 P における尿道を経て所定臓器としての膀胱 B 内に挿入されるため、照明光は膀胱 B 内に照射され、膀胱 B 内面を照明する。

挿入部 11 の先端部 20 には、図 2 に示すように対物レンズ 21 と、その結像位置に配置された電荷結像素子 (CCD と略記) 22 とが配置され、対物レンズ 21 と CCD 22 とにより、所定臓器内を撮像する撮像手段を構成する撮像部 (又は撮像ユニット) 23 が形成される。撮像部 23 は、照明光で照明された部位を撮像し、光電変換した電気信号としての撮像信号を出力する。

【0012】

なお、CCD 22 は、例えば赤 (R)、緑 (G)、青 (B) の波長帯域に画素単位で色分離するモザイクフィルタ 22 a を備えている。従って、例えば白色光で照明する通常光観察モード (WLI モード) の場合には、CCD 22 はモザイクフィルタ 22 a により色分離した広帯域の R、G、B 信号を出力し、NBI モードの場合には、LED 16 b、16 c の照明光の下での撮像により、CCD 22 はモザイクフィルタ 22 a により色分離した狭帯域の G、B 信号 (G_n、B_n 信号と略記) を出力する。

プロセッサ 5 は、CCD 駆動回路 (又は CCD 駆動部) 5 b を有し、CCD 駆動回路 5 c により生成した CCD 駆動信号を、内視鏡 3 内を挿通された信号線 24 を経て CCD 22 に印加する。この印加により CCD 22 は、光電変換した撮像信号を、内視鏡 3 内を挿通された信号線 24 を経てプロセッサ 5 に設けた信号処理回路 (又は信号処理部) 5 c に出力する。

【0013】

信号処理回路 5 b は、モニタ 7 に表示するための (CCD 22 により撮像した画像を) 内視鏡画像として表示する映像信号 (画像信号) を生成する。図 1 にも示すように挿入部 11 は膀胱 B 内に挿入されるため、膀胱 B 内で撮像した画像に対応する画像信号を生成する。信号処理回路 5 b により生成した動画の画像信号は、モニタ 7 に出力され、モニタ 7

10

20

30

40

50

は動画の画像信号に対応する内視鏡画像（撮像画像）を表示する。本明細書においては内視鏡画像と撮像画像とは同じ意味である。

このモニターは、PinP（Picture In Picture）機能を有し、内視鏡画像と共に、後述する膀胱Bを模擬した立体モデル画像（3Dモデル画像と言う）及び挿入部11の先端側の挿入形状画像とを表示する。

なお、モニターのPinP機能を利用しないで、内視鏡画像（の画像信号）を画像処理装置6に入力し、画像処理装置6内において、内視鏡画像（の画像信号）と、挿入形状画像（の画像信号）とを重畳する画像重畳手段（又は画像重畳部）を設けるようにしても良い。

【0014】

例えば、プロセッサ5内の信号処理回路5bにより生成された内視鏡画像を、画像処理装置6内のメモリ33における例えば（図示しない）第1フレームメモリの第1の所定エリアに一時格納し、第2フレームメモリの第2の所定エリアに3Dモデル画像を一時格納し、第3フレームメモリの第3の所定エリアに挿入形状画像を一時格納し、3つのフレームメモリから同時に読み出した3つの画像を表示I/F35において重畳して、重畳した画像をモニター7に出力するようにしても良い。この場合には、（図1に示すように）表示I/F35が画像重畳部（又は画像重畳回路）35aの機能を持つ。

なお、画像重畳部35aは、（モニター7によるPinPにより）内視鏡画像の重畳を行わない場合においても、3Dモデル画像と挿入形状画像との画像の重畳を行い、3Dモデル画像上に、挿入形状画像が重畳された重畳画像を生成する。また、本実施形態においては、リリース操作が行われた場合には、内視鏡画像（撮像画像）の記録（記憶）を行うと共に、記録（記憶）される内視鏡画像（撮像画像）を3Dモデル画像M1上における撮像された位置に、撮像された距離に応じたサイズで貼り付ける処理を行うようにしている。

【0015】

モニター7によるPinPと画像重畳部35aの機能により、モニター7の表示面には、図4に示すように2つの画像が表示される。具体的には、モニター7の表示画面の左側の内視鏡画像表示エリア（又はリアル画像表示エリア又は撮像画像表示エリア）としての第1エリア41には内視鏡画像（撮像画像）Ieが表示され、右側の3D画像表示エリアとしての第2エリア42には3Dモデル画像M1上に挿入部11の形状を重畳した挿入形状画像Iiが表示される。なお、第2エリア42には挿入形状画像Iiが重畳された3Dモデル画像M1としての合成画像が表示されるということもできる。

また、ユーザとしての術者によりリリース操作が行われた場合には、3Dモデル画像M1上における撮像された位置において、撮像された距離に応じたサイズの内視鏡画像（撮像画像）が貼り付けられた状態（貼り付けられた状態の内視鏡画像（撮像画像）を貼り付け画像Ipという）で提示（表示）される。

【0016】

また、本実施形態においては、挿入部11の先端部20に配置した撮像部23の3次元位置と、撮像部23の視線方向とを検出することができるように、図1の拡大図に示すように先端部20におけるCCD22の近傍位置に、2つの位置センサを構成する2つの磁気コイル8aからなる磁気センサ8を配置している。

図2に示すように磁気センサ8は、内視鏡3内に挿通された信号線8bを介して画像処理装置6内の位置方向検出部34に接続される。位置方向検出部34は、2つの磁気コイル8aの3次元位置を検出することにより、撮像部23の位置と撮像部23が撮像する視線方向とを算出する。

具体的には、位置方向検出部（又は位置方向検出回路）34は、磁場発生装置9を駆動する駆動回路37を制御して、駆動回路37から信号線9aを介して磁場発生装置9に磁場発生用の駆動信号を印加して所定の磁場を発生させ、その磁場を2つの磁気コイル8aにより検出し、検出された磁場の検出信号から、2つの磁気コイル8aの3次元位置としてのセンサ情報を取得し、2つの磁気コイル8aの3次元位置付近の撮像部23の3次元位置座標（x、y、z）と、その視線方向のデータ（すなわちオイラー角（ θ 、 ϕ 、 ψ ））

10

20

30

40

50

)を位置方向情報、をリアルタイムで生成する。

【0017】

なお、位置方向検出部34が2つの磁気コイル8aの3次元位置(x、y、z)をセンサ情報として取得(検出)する場合、図1に示すように磁場発生装置9付近を原点 O_0 とした第1の座標系(X_0, Y_0, Z_0)で生成(検出)する。また、後述するように挿入部11の先端部20が膀胱B内に挿入された場合には、座標変換手段(又は座標変換部)は、第1の座標系(X_0, Y_0, Z_0)から膀胱Bを模擬した球体としての3Dモデル画像M1の中心を原点 O_2 とした第2の座標系(X_2, Y_2, Z_2)に変換して、貼り付け処理等を行うことになる。

上記位置方向検出部34は、磁気センサ8からの位置情報及び方向情報を取得して、撮像手段としての撮像部23の位置情報及び視線情報を検出する撮像情報取得手段を形成する撮像情報取得部(又は撮像情報取得回路)34aの機能を有する。

なお、磁気センサ8は、先端部20に設けてあるため、位置方向検出部34は、撮像部23の位置(情報)と視線方向(情報)を算出する機能を持つと共に、先端部20の位置(情報)と、その(長手)方向(情報)を算出する機能を持つ。このため、位置方向検出部34は、先端部20の位置及び方向を算出(検出)する表現も用いる。

【0018】

撮像情報取得部34aが、撮像手段としての撮像部23の位置情報及び視線情報を検出する場合に限定されるものでなく、撮像情報取得部34aが、撮像手段としての撮像部23の位置情報のみを取得する構成にしても良い。

また、本実施形態においては、位置方向検出部34により算出された先端部20の位置及び方向を所定の周期で時系列に記憶する。

例えばメモリ33は、算出された先端部20の位置及び方向を時系列に記憶し、メモリ33に時系列に記憶された過去の情報を参照して位置方向検出部34は現在の先端部20の位置及び方向を算出することにより、所定臓器としての膀胱B内に挿入される挿入部11の(主に先端側の)挿入形状を算出する。

このため、位置方向検出部34は、挿入部11が所定臓器としての膀胱B内に挿入された場合の挿入形状情報を取得する挿入形状情報取得手段を構成する挿入形状情報取得部(又は挿入形状情報取得回路)34bの機能を持つ。なお、撮像情報取得部34aが、挿入形状情報取得部34bの機能を備える構成にしても良い。或いは、挿入形状情報取得部34bが、先端部20又は撮像部23の位置情報を取得する機能を備える構成にしても良い。

【0019】

挿入部11は、図2に示すように先端部20の手元側端部には、上下方向と、左右方向とに湾曲自在の湾曲駒25aを設けた湾曲部25が設けてある。なお、図2においては、簡略化して例えば上下方向にのみ、湾曲可能とするリベット25bを設けた例で示しているが、実際には上下方向と左右方向とに交互に湾曲自在とするようにリベット25bが設けてある。

また、挿入部11内には、牽引することにより、湾曲駒25aを上下方向と左右方向とにそれぞれ湾曲させるワイヤ26が挿通され、ワイヤ26の先端は先端部20を構成する先端部材に固定され(図示略)、ワイヤ26の後端は操作部12内に配置したプーリ27に巻回されている。

そして、術者は、プーリ27に連結された湾曲ノブ28を回動する操作を行うことにより、湾曲部25を上下、左右における任意の方向に湾曲することができるようにしている。湾曲部25を湾曲させることにより、湾曲部25の先端に設けた撮像部23の撮像方向を可変することができる。湾曲部25を大きく湾曲させることにより、膀胱Bに挿入した入口となる頸部PR側の内壁面を観察(撮像)することができる。

【0020】

図2に示すように画像処理装置6は、画像処理装置6内の各部の動作を制御する制御手段を形成するCPU31と、プロセッサ5から出力される画像信号を取り込む画像取込部

10

20

30

40

50

(又は画像取込回路) 32と、画像取込部32を経て入力された画像信号を一時的に記憶したり、各種の情報を一時的に記憶したり、レリーズ操作により内視鏡画像(撮像画像)を記録する記録部を構成するメモリ33と、磁気センサ8の検出信号から先端部20に配置した撮像部23の位置及び視線方向とを検出する位置方向検出部34とを有する。

また、画像処理装置6は、モニター7に内視鏡画像等を表示する表示インタフェース(表示I/F)35と、各種のデータの入力を行う入力部(又はユーザI/F)36と、磁場発生装置9を駆動する駆動回路37と、を有し、CPU31, ..., 表示I/F35、入力部36は、データバス38を介して互いに接続されている。

【0021】

記録部(記憶部)を構成するメモリ33には、CPU31により実行される各種の処理プログラム及び挿入部11が挿入される所定臓器としての膀胱Bのデータを含む各種のデータが記憶されており、CPU31は、挿入部11の先端部20が挿入される膀胱Bを模擬する立体モデル(3Dモデル)画像M1を生成する。このため、CPU31は、所定臓器としての膀胱Bの3Dモデル画像M1を生成する3Dモデル画像生成部(又は3Dモデル画像生成回路)31aの機能を持つ。3Dモデル画像生成部31aは、膀胱Bがほぼ球形であるため、例えば図4の右側に示すように球形の形状で膀胱Bを模擬した3Dモデル画像をワイヤフレームで描画する。

また、CPU31は、挿入部11の先端側が膀胱B内に挿入されると、位置方向検出部34による先端部20の位置及び方向の情報に基づき、挿入部11の先端側の挿入形状画像Iiを3Dモデル画像M1上に重畳して表示するための重畳画像を生成する。このため、CPU31は、挿入部11の先端側が膀胱B内に挿入された場合の挿入形状画像Iiを(3Dモデル画像上の重畳画像として)生成する挿入形状画像生成部(又は挿入形状画像生成回路)31bの機能を有する。

【0022】

なお、挿入形状画像生成部31b及びモニター7は、生成した挿入形状画像Iiをモニター7で提示(表示)する挿入形状提示手段(又は挿入形状提示部)又は挿入形状情報提示手段(又は挿入形状情報提示部)の機能を持つ。なお、狭義には、モニター7が挿入形状提示手段又は挿入形状情報提示手段の機能を持つと見なすことができる。

また、CPU31は、レリーズ操作が行われた場合、撮像部23により撮像された内視鏡画像(撮像画像)をメモリ33に記録(記憶)すると共に、その3Dモデル画像M1に貼り付ける処理を行う画像貼り付け処理部(又は画像貼り付け処理回路)31cと、内視鏡画像(撮像画像)が貼り付け画像Ipとして貼り付けられた3Dモデル画像M1を表示手段としてのモニター7に提示(表示)する画像処理を行う提示処理部(又は提示処理回路)31dと、の機能を有する。

なお、撮像部23により撮像された撮像画像としての内視鏡画像を生成する内視鏡画像(撮像画像)生成手段は、プロセッサ5の信号処理回路5bにより構成されるが、信号処理回路5bの機能を画像処理装置6が備える構成にしても良い。また、内視鏡画像(撮像画像)を表示(提示)する内視鏡画像(撮像画像)提示手段は、狭義ではモニター7により構成されるが、内視鏡画像(撮像画像)を表示(提示)する処理を行う画像処理装置6内の提示処理部31dを含むように定義しても良い。

また、図2においては、CPU31が有する主要な機能を示しているが、図2に示す場合に限定されるものでなく、例えば提示処理部31dが、3Dモデル画像生成部31a、挿入形状画像生成部31b、画像貼り付け処理部31cの機能を兼ねるようにしても良い。また、後述するように例えば平面モデル画像生成部(又は展開画像生成部)31fの機能を提示処理部31dが兼ねる構成にしても良い。

【0023】

モニター7において3Dモデル画像M1に貼り付けられた内視鏡画像(撮像画像)の貼り付け画像Ipと、挿入形状画像Iiとを参照することにより、内視鏡システム1のユーザとしての術者は膀胱B内で撮像部23により撮像している部位等を把握し易くなる。

また、CPU31は、挿入部11の先端部20が尿道から膀胱B内に挿入された場合に

10

20

30

40

50

は、磁場発生装置 9 を原点 O_0 とした第 1 の座標系 (X_0, Y_0, Z_0) で先端部 20 等の位置及び方向を検出 (算出) して、膀胱 B 内の中央を原点 O_2 とした第 2 の座標系 (X_2, Y_2, Z_2) に位置合わせしてデータを管理する状態とで位置合わせを行う位置合わせ処理部 (又は位置合わせ処理回路) 31e の機能を持つ。

第 1 の座標系 (X_0, Y_0, Z_0) と第 2 の座標系 (X_2, Y_2, Z_2) との間において、位置合わせを行う場合、例えば尿道の末端の位置でかつ膀胱 B 内に挿入された始点となる頸部 PR (図 1 の拡大図参照) の位置を原点 O_1 とした仲介する座標系 (X_1, Y_1, Z_1) を用いるが、この座標系 (X_1, Y_1, Z_1) を用いること無く位置合わせを行っても良い。

【0024】

この位置合わせ処理部 31e は、磁場発生装置 9 を原点 O_0 とした第 1 の座標系 (X_0, Y_0, Z_0) から (尿道の末端の位置でかつ膀胱 B 内に挿入された始点となる頸部 PR の位置を原点 O_1 とした座標系 (X_1, Y_1, Z_1) を経て) 膀胱 B 内の中央を原点 O_2 とした第 2 の座標系 (X_2, Y_2, Z_2) への座標変換を行う座標変換手段又は座標変換処理部 (又は座標変換処理回路) の機能を兼ねる。

図 1 は、磁場発生装置 9 を原点 O_0 とした第 1 の座標系 (X_0, Y_0, Z_0) を示すと共に、膀胱 B を立体モデル画像 (3D モデル画像) M1 として模式的に拡大した拡大図において尿道の末端の位置でかつ膀胱 B 内に挿入された始点となる頸部 PR の位置を原点 O_1 とした座標系 (X_1, Y_1, Z_1) と、この座標系 (X_1, Y_1, Z_1) から Y_1 方向 (Y_2 方向) に所定距離シフトして設定される第 2 の座標系 (X_2, Y_2, Z_0) を示している。

【0025】

拡大図において頸部 PR に対向する膀胱 B を模擬する球形の 3D モデル画像 M1 の頸部対向部位を PT で示す。第 2 の座標系 (X_2, Y_2, Z_0) の原点 O_2 は、頸部 PR とその対向部位 PT とを結ぶ線分の midpoint の位置となる。また、第 2 の座標系 (X_2, Y_2, Z_0) は、膀胱 B における左壁側が X_2 方向、右壁側が $-X_2$ 方向、患者 P の腹部 (前壁) 側が Z_2 方向、患者 P の背中 (後壁) 側が $-Z_2$ 方向となるように設定される。

なお、後述する平面モデル画像 M2 (図 9, 図 11 等) は、拡大図における X_2, Y_2 を含む平面に沿って展開、又は投影したものとなる。

術者によりリリース操作が行われると、CPU 31 は、プロセッサ 5 からの内視鏡画像 (又は撮像画像) をメモリ 33 に記録する。つまり、メモリ 33 は、内視鏡画像 (又は撮像画像) を記録する内視鏡画像記録部 (又は撮像画像記録部) 33a の機能を有する。また、メモリ 33 は、リリース操作が行われた場合、3D モデル画像 M1 に貼り付けられる貼り付け画像 Ip を記録する貼り付け画像記録部 33b の機能を有する。

なお、本実施形態においては、撮像手段を構成する撮像部 23 は、挿入部 11 の先端部 20 に搭載され、かつ撮像部 23 の近傍に撮像部 23 (又は先端部 20) の 3次元位置等を検出する磁気センサ 8 を設けた構成の電子内視鏡を用いている。

【0026】

これに対して、対物レンズ 21 の結像位置に、挿入部 11 内に挿通されたイメージガイドの先端面を配置し、イメージガイドの後端面に伝送された光学像を CCD 等で撮像する構成にしても良い。また、イメージガイドの代わりに又はリレー光学系による像伝送手段を用いることもできる。なお、図 2 においては D モデル画像生成部 31a, 挿入形状画像生成部 31b, 画像貼り付け処理部 31c, 停止処理部 31d, 位置合わせ処理部 31e を CPU 31 により構成した例を示しているが、電子デバイス等を用いて構成しても良いし、FPGA 等を用いて構成しても良い。後述する図 8 においても同様である。

【0027】

このように挿入部 11 内に挿通された像伝送手段を用いて撮像する場合には、磁気センサ 8 は、先端部 20 又は先端部 20 に配置された対物レンズ 21 の位置などを検出する。なお、挿入部 11 が硬質の挿入部である場合には磁気センサ 8 は、挿入部 11 の先端部 20 に配置することを必要としないで、先端部 20 から所定の距離離間した位置、換言する

10

20

30

40

50

と、先端部 20 と所定の位置関係を保つように配置される位置に設けるようにしても良い。また、先端部 20 と所定の位置関係を保つように接続される部材に設けても良い。

【0028】

このように構成された本実施形態の内視鏡システム 1 は、被検体内に挿入される挿入部 11 と、前記被検体内を撮像する撮像手段を構成する撮像部 23 とを備えた内視鏡 3 と、前記撮像手段近傍または当該撮像手段と所定の位置関係を保つように接続される部材に設けられた磁気センサ 8 からの位置情報及び方向情報を取得して、前記撮像手段の位置情報及び前記挿入部 11 が挿入される挿入形状情報を取得する挿入情報取得手段を構成する挿入形状情報取得部 34b と、前記被検体内における所定臓器を形成する膀胱 B を模擬する立体モデル画像 M1 に対して、前記撮像手段の位置情報に基づく前記撮像手段で撮像した撮像画像を貼り付け画像 Ip として貼り付ける画像貼り付け手段を構成する画像貼り付け処理部 31c と、前記画像貼り付け手段により貼り付けられた立体モデル画像 M1 に対して、前記挿入情報取得手段において取得された前記挿入形状情報を対応付けて提示する挿入形状情報提示手段を構成するモニタ 7 と、を備えることを特徴とする。

10

次に本実施形態の動作を図 5 を参照して説明する。図 5 は、本実施形態により膀胱 B 内を内視鏡検査する場合の処理例を示す。

【0029】

図 1 に示すように内視鏡 3 を光源装置 4 及びプロセッサ 5 等に接続して内視鏡 3 の挿入部 11 の先端部 20 を患者 P の尿道を経て膀胱 B 内に挿入する。

この場合、図 5 のステップ S1 に示すように術者は、例えば光源装置 4 が白色光 W を照明光として出力する通常光モード (WLI モード) を選択して行う。なお、内視鏡システム 1 の電源を投入した起動時には、通常光モードで起動するように設定しても良い。

20

また、ステップ S2 に示すように術者は例えば入力部 36 から検査対象の所定臓器として膀胱 B を指定する入力を行い、この入力に従って、CPU 31 の 3D モデル画像生成部 31a は、膀胱 B の 3D モデル画像 M1 を生成する。また、CPU 31 は、撮像部 23 の撮像系の焦点距離や視野角等の情報も取得する。

ステップ S3 に示すように位置方向検出部 34 は、挿入部 11 の先端部 20 内に設けた磁気センサ 8 のセンサ情報を所定の周期で取得し、先端部 20 又は撮像部 23 の位置及び方向情報を生成 (算出) することを開始する。

【0030】

30

また、ステップ S4 に示すように画像処理装置 6 は、センサ情報を取得する周期に同期して撮像部 23 により撮像した撮像画像としての内視鏡画像を画像取込部 32 を経て取得することを開始する。

ステップ S5 に示すように術者は内視鏡画像を観察して挿入部 11 の先端部 20 が膀胱 B 内に挿入されたか否かを判定する。なお、画像処理装置 6 による画像処理により、挿入部 11 の先端部 20 が膀胱 B 内に挿入されたか否かを判定するようにしても良い。次のステップ S6 に示すように位置合わせ処理部 31e は挿入部 11 の先端部 20 を膀胱 B 内の頸部 PR 等の基準位置に設定して第 1 の座標系 (X_0, Y_0, Z_0) と、3D モデル画像の中心位置を原点 O_2 とした第 2 の座標系 (X_2, Y_2, Z_2) との位置合わせを行うと共に、第 1 の座標系 (X_0, Y_0, Z_0) から第 2 の座標系 (X_2, Y_2, Z_2) に変換する変換マトリクス等を決定し、第 1 の座標系 (X_0, Y_0, Z_0) で取得した位置及び方向情報を第 2 の座標系 (X_2, Y_2, Z_2) での位置及び方向情報に変換する。

40

【0031】

ステップ S7 に示すように術者は膀胱 B 内を内視鏡画像を観察しながら膀胱 B の内面を検査する。上述したように位置方向検出部 34 は、所定の周期で先端部 20 の位置及び方向の情報を生成し、挿入形状情報取得部 34b は、膀胱 B 内の挿入部 11 の挿入形状の情報を取得する。

そして、ステップ S8 に示すように CPU 31 の挿入形状画像生成部 31b は、膀胱 B 内の挿入部 11 の挿入形状画像 Ii を生成する。ステップ S9 に示すようにモニタ 7 には、膀胱 B を模擬する 3D モデル画像 M1 上に挿入形状画像 Ii が重畳して表示 (提示) さ

50

れる。術者は、挿入形状画像 I_i が表示されることにより、膀胱 B 内での挿入部 11 の先端側の挿入形状を容易に把握でき、湾曲部 25 を湾曲して挿入形状を変更する場合の湾曲操作や、視野方向を変更する等の操作が行い易くなる。

なお、図 4 に示すように、膀胱 B を模擬する球形の 3D モデル画像 M1 の外側の領域における挿入部 11 の形状部分を含む挿入形状画像 I_i を表示するようにしても良い。

【0032】

術者は、膀胱 B 内を内視鏡画像を観察しながら膀胱 B の内面を検査し、病変部位や記録しておきたいと望むような部位を検査している場合にはリリース操作を行う。ステップ S10 に示すように CPU31 はリリース操作を監視している。そして、リリース操作が行われると、ステップ S10 に示すように CPU31 は、リリース操作が行われたタイミングの内視鏡画像をメモリ 33 に記録する。

また、ステップ S12 に示すように CPU31 の画像貼り付け処理部 31c は、リリース操作が行われたタイミングの内視鏡画像（つまり、記録される内視鏡画像）を 3D モデル画像 M1 上における対応する位置において、撮像した視野角に対応する撮像範囲に貼り付け画像 I_p として貼り付ける処理を行う。なお、リリース操作が行われない場合には、ステップ S11, S12 の処理を行うことなく、ステップ S13 の処理に移る。

【0033】

図 6 は、リリース操作が行われた場合において、3D モデル画像 M1 上における対応する位置で、かつ対応する範囲に貼り付け画像 I_p を貼り付ける様子を示す。

図 6 に示すように挿入部 11 の先端部 20 に設けた撮像部 23 を形成する CCD22 の撮像面 Sc に、膀胱 B における内面（を模擬する 3D モデル画像 M1 の内面）Ba における視野角 v の範囲内の光学像を結像し、その光学像に対応する内視鏡画像がモニタ 7 の表示面に表示される。

図 6 においては、撮像部 23 の視線方向 Dv 上における内面 Ba に交わる点 Pa における視線方向 Dv と直交する平面上の画像、つまり撮像面 Sc の光学像に対応した画像、を内視鏡画像 I_e として示す。この場合、撮像される内面 Ba の撮像範囲 Ra（太い線で示す）と内視鏡画像 I_e の範囲とは、ほぼ一致する。但し、一般的には、両者は異なる。

【0034】

換言すると、先端部 20 から膀胱 B の内面 Ba までの視線方向 Dv に沿った距離 L に応じて、撮像される撮像範囲（内視鏡画像 I_e の範囲）Ra が変化する。例えば、距離 L が小さくなると、撮像される撮像範囲 Ra が小さくなり、距離 L が大きくなると、撮像範囲 Ra が大きくなる。なお、撮像部 23 の視野角 v の大きさによっても撮像範囲 Ra が異なる。

【0035】

本実施形態においては、（先端部 20 の撮像部 23 から）膀胱 B を模擬する球体の内面 Ba までの距離 L に応じて、3D モデル画像 M1 上に貼り付ける貼り付け画像 I_p のサイズを変更する。具体的には、CPU31 の画像貼り付け処理部 31c は、先端部 20 の撮像部 23 から視線方向 Dv に沿った直線が球体の内面 Ba に交わる点を中心として、撮像した撮像範囲 Ra とほぼ一致するサイズで内視鏡画像を 3D モデル画像 M1 上に貼り付けることにより貼り付け画像 I_p を生成する。図 6 においては、太い曲線で示す曲面となる撮像範囲 Ra 部分に貼り付け画像 I_p が貼り付けられる（Ra (I_p ）で示す）。

【0036】

このため画像貼り付け手段を形成する画像貼り付け処理部 31c は、所定臓器としての膀胱 B 内に挿入部 11 の先端部 20 が挿入された状態で撮像部 23 により撮像された撮像画像（としての内視鏡画像）を、所定臓器としての膀胱 B を模擬し、ワイヤフレームで描画された球形の立体モデル画像 M1 上における前記撮像部 23 により撮像された位置に、撮像された範囲とほぼ一致するサイズで貼り付ける。

このようにして、図 4 に示したように貼り付け画像 I_p が表示される。図 4 においては、2つの貼り付け画像 I_p を表示（提示）した様子を示す。術者は、3D モデル画像 M1 上に表示される挿入形状画像 I_i と、貼り付けられた貼り付け画像 I_p を見ることにより

10

20

30

40

50

、膀胱 B 内において実際に観察（検査）している様子を容易に把握できると共に、レリーズ操作により記録した内視鏡画像の位置及びその範囲を容易に把握することができる。

【0037】

なお、図 4 においては貼り付け画像 I p の外形を正方形に近い四角形で示しているが、図 4 の左側に示すように 4 隅を切り欠いた（切り欠き部分を斜線で示している）八角形で示すようにしても良い。或いは、図 4 の左側に示す内視鏡画像を（4 隅を切り欠かない）四角形で示すようにしても良い。

また、距離 L だけではなく、視線方向 D v と膀胱 B の内面 B a の位置関係も考慮して内視鏡画像を変形させ、球形の立体モデル画像 M 1 に貼り付けても良い。

図 5 のステップ S 1 3 に示すように CPU 3 1 は、観察モードの切り替え操作が行われたか否かを監視する。切り替え操作が行われない場合には、ステップ S 1 7 の処理に移る。一方、切り替え操作が行われた場合には、ステップ S 1 4 に示すように W L I から N B I モードへの切り替え操作であるか否かを判定する。

W L I から N B I モードへの切り替え操作である判定結果の場合には、次のステップ S 1 5 に示すようにプロセッサ 5 の制御回路 5 a は、N B I モードに切り替える。この場合、制御回路 5 a は、光源装置 4 が B n 光及び G n 光を出力するように制御すると共に、信号処理回路 5 b が N B I モードに対応した信号処理を行い、信号処理回路 5 b は、N B I モードの内視鏡画像を画像処理装置 6 側に出力する。また、制御回路 5 a は、N B I モードに切り替えた情報を CPU 3 1 に送り、CPU 3 1 は N B I モードへの切り替え状態であることを把握する。N B I モードに切り替えることにより、術者は、膀胱 B の表面付近の血管の走行状態等をより詳細に観察することができる。

【0038】

ステップ S 1 4 の判定処理が W L I から N B I モードへの切り替え操作でない判定結果の場合には、ステップ S 1 6 に示すようにプロセッサ 5 の制御回路 5 a は、N B I モードから W L I モードに切り替える。この場合、制御回路 5 a は、光源装置 4 が白色光 W を出力するように制御すると共に、信号処理回路 5 b が W L I 観察モードに対応した信号処理を行い、信号処理回路 5 b は、W L I モードの内視鏡画像を画像処理装置 6 側に出力する。また、制御回路 5 a は、W L I モードに切り替えた情報を CPU 3 1 に送り、CPU 3 1 は W L I モードへの切り替え状態であることを把握する。

ステップ S 1 5 , S 1 6 では、球形の立体モデル画像 M 1 を観察モードに応じて切り替える。

【0039】

ステップ S 1 7 に示すように CPU 3 1 は、術者が挿入部 1 1 を膀胱 B 内から抜去して内視鏡検査を終了する指示操作がされたか否かを判定する。終了の指示操作がされない場合には、ステップ S 7 の処理に戻り、ステップ S 7 ~ S 1 7 の処理を繰り返す。一方、内視鏡検査を終了する指示操作がされた場合には、図 5 の処理を終了する。

【0040】

このように動作する第 1 の実施形態によれば、所定臓器を模擬する立体モデル画像（3 D モデル画像）、撮像画像（又は内視鏡画像）、挿入形状の関係を把握し易いように提示し、術者が検査しようとする病変部位等の部位の検査等を行い易くすることができる。

また、本実施形態においては、膀胱 B の内面を撮像した場合の 3 次元の位置及び方向情報を考慮した貼り付け画像 I p を 3 D モデル画像上に貼り付けるようにしているので、病変部位等、術者が検査しようとする病変部位等の部位の位置関係を容易に把握でき、膀胱内等の検査や処置を円滑に行い易くなる。

本実施形態において、図 7 に示すように 3 D モデル画像 M 1 上においてに、先端部 2 0 の撮像部 2 3 が現在、撮像している視野範囲（又は撮像範囲）A s（R a）を表示（提示）するようにしても良い。なお、図 7 は、モニタの表示面での表示（提示）例を示す。

例えば、CPU 3 1 の提示処理部 3 1 d は、撮像情報取得部 3 4 a の情報等を参照して現在、撮像部 2 3 が撮像している膀胱 B の内面、換言すると 3 D モデル画像 M 1 上の視野範囲 A s 又は撮像範囲 R a を算出し、算出した視野範囲 A s 又は撮像範囲 R a を 3 D モデ

10

20

30

40

50

ル画像 M 1 上において例えば点線、細線、太線などで表示（提示）する。

【 0 0 4 1 】

実際に使用する内視鏡 3 の挿入部 1 1 の先端部 2 0 に搭載される撮像部 2 3 は、内視鏡の機種などにより一般的には異なるので、その視野範囲 A s も異なる。本実施形態においては、ROM 1 9 から撮像部 2 3 の視野範囲 A s の情報を取得する。

なお、ROM 1 9 を有しない内視鏡の場合や、視野範囲 A s の情報を取得できないような場合には、入力部 3 6 を構成するキーボード等から視野範囲 A s の情報を CPU 3 1 に入力するようにしても良い。

術者は、膀胱 B の内面を撮像して部位が病変部であるか否か等を検査したり、生検や処置が必要か否かを診断したりする場合、現在撮像している視野範囲 A s が 3 D モデル画像 M 1 上において表示（提示）されるため、3 D モデル画像 M 1 上におけるどの位置を撮像しているか否かを常時把握できる。また、視野範囲 A s の領域の大きさも把握できるので、膀胱 B 内面までの距離が妥当な範囲内に存在するか否かも把握できる。なお、図 7 においては、円形で視野範囲 A s を表示しているが、CCD 2 2 の撮像エリアの形状に応じた形状、例えば正方形等でも表示しても良い。また、モニター 7 上に表示された 3 D モデル画像 M 1 の球面形状に応じた形状で視野範囲 A s を表示するようにしても良い。

【 0 0 4 2 】

なお、上述の説明においては、3 D モデル画像 M 1 上に貼り付けられる貼り付け画像 I p としては、リリース操作がされた内視鏡画像の場合で説明したが、当該内視鏡画像の場合に限らず、当該内視鏡画像に対応する画像を貼り付けるようにしても良い。例えば、術者が、リリース操作がされた内視鏡画像と、当該内視鏡画像が貼り付けられるサイズの模式画像と、から選択できるようにしても良い。

また、図 4 に示すように所定臓器を模擬する 3 D モデル画像 M 1 がワイヤフレームで模式的に表示される場合、第 2 の座標系の原点 O_2 , Y_2 , Z_2 を含む平面で分割された X_2 側（手前側）の半球では、所定臓器（を模擬する 3 D モデル画像 M 1 ）の内側から撮像した場合の内視鏡画像が貼り付け画像 I p として貼り付けられた場合、術者は当該半球の（内側でなく）外側から観察する。これに対して、 X_2 側（手前側）の反対側となる他方の半球では、内視鏡画像を貼り付け画像 I p として貼り付けた場合、手前側の半球を通して、3 D モデル画像 M 1 の内側から観察することができる。

換言すると、撮像手段により所定臓器を模擬する膀胱 B の内面を撮像した内視鏡画像（撮像画像）を 3 D モデル画像 M 1 の略球形の表面上に貼り付け画像 I p として貼り付ける場合、3 D モデル画像 M 1 は、術者等のユーザが貼り付け画像 M 1 の画像面側を観察可能に貼り付ける第 1 の貼り付け面（具体的には上記他方の面）と、前記貼り付け画像の画像面の背面側を観察可能に貼り付ける第 2 の貼り付け面（具体的には上記手前側の面）とを有する。

【 0 0 4 3 】

そのため、リリース操作され、記録する内視鏡画像を 3 D モデル画像 M 1 における対応する位置に貼り付け画像 I p として貼り付けて提示（表示）する場合、 X_2 側（手前側）の半球では、当該内視鏡画像の（第 2 の座標系における）左右方向を反転させたものを貼り付け画像 I p として貼り付け、他方の半球では（3 D モデル画像 M 1 の内面を観察する状態になるため）、当該内視鏡画像の（第 2 の座標系における）左右方向を反転させないものを貼り付け画像 I p として貼り付けるようにしても良い。図 4 において、他方の半球上の貼り付け画像 I p を点線で示す。このように画像貼り付け手段を構成する画像貼り付け処理部 3 1 c は、上記第 2 の貼り付け面においては内視鏡画像（撮像画像）の左右方向を反転したものを貼り付け画像 I p として貼り付けて提示するようにしても良い。

このようにすると、術者は、リリース操作により記録した所定臓器の内面の内視鏡画像が、所定臓器の球面上における撮像（記録）された位置及び撮像範囲に貼り付けられると共に、貼り付けた際の内視鏡画像をそのまま観察できる状態の場合には、左右方向を反転させることなく貼り付け画像 I p として貼り付け、貼り付けた際の内視鏡画像の裏面（背面）側から観察する状態となる場合には、貼り付けた際の内視鏡画像の裏面に相当する左

10

20

30

40

50

右方向を反転させた内視鏡画像を貼り付け画像 I p として提示するので、術者は 3 D モデル画像 M 1 上に貼り付けられた貼り付け画像 I p から所定臓器の内面の様子を把握し易くなる。

従って、術者は、所定臓器の内面をリリースした内視鏡画像を、対応する 3 D モデル画像 M 1 の球面の外側から観察する場合においても、その内視鏡画像から膀胱 B の観察状態を把握することが容易にでき、内視鏡検査、診断等を行い易くなる。

【 0 0 4 4 】

また、上述の説明においては、リリース操作がされた場合のみ、3 D モデル画像 M 1 に内視鏡画像等を貼り付ける場合で説明したが、術者が入力部 3 6 から貼り付け画像を貼り付けて提示する条件の設定を行うことができるようにしても良い。

例えば、術者が、リリース操作がされた場合の他に、術者により指定された時間毎に内視鏡画像を 3 D モデル画像 M 1 上に貼り付けて、貼り付け画像 I p として表示（提示）するようにしても良い。また、貼り付け指示を行う指示スイッチを設け、この指示スイッチが操作された場合に、操作されたタイミングの内視鏡画像等を貼り付けるようにしても良い。

【 0 0 4 5 】

（第 2 の実施形態）

次に本発明の第 2 の実施形態を説明する。図 8 は本実施形態の内視鏡システム 1 B を示す。図 8 の内視鏡システム 1 B は、図 2 の内視鏡システム 1 において、CPU 3 1 は、更に所定臓器としての膀胱 B に対応する立体モデル画像を平面的に展開した平面モデル画像 M 2 を生成する平面モデル画像生成回路（又は展開画像生成回路）から構成される平面モデル画像生成部（又は展開画像生成部）3 1 f の機能を有し、平面モデル画像生成部（又は展開画像生成部）3 1 f 又は画像貼り付け処理部 3 1 c は、前記撮像手段の位置情報に基づく撮像画像（内視鏡画像）を平面モデル画像 M 2 における対応する位置に貼り付け画像として貼り付け、モニタ 7 の表示面に貼り付け画像が貼り付けられた平面モデル画像 M 2 を表示（提示）する。

本実施形態における平面モデル画像 M 2 は、ほぼ球形の膀胱 B を頸部 P R と、該頸部 P R に対向する対向部位 P T を通り、かつ左壁と右壁とを通る平面に沿って展開した平面（2 D）画像であり、平面モデル画像 M 2 上における位置（領域）と、膀胱 B のほぼ球形の内面における各部の領域との関係は図 9 に示すようになる。

【 0 0 4 6 】

このように本実施形態は、所定臓器に対応する立体モデル画像を平面的に展開した平面モデル画像 M 2 に対して、撮像手段の位置情報に基づく撮像画像を貼り付けて提示する展開画像生成手段（又は平面モデル画像生成手段）を備える。換言すると、本実施形態は、所定臓器に対応する立体モデル画像を平面的に展開した平面モデル画像 M 2 に対して、撮像画像を撮像手段の位置情報に基づく位置に貼り付けて提示する展開画像生成手段（又は平面モデル画像生成手段）を平面モデル画像生成部 3 1 f が備える。

また、本実施形態では、リリース操作がされた場合、平面モデル画像 M 2 上における撮像部 2 3 により撮像した位置に貼り付け画像を貼り付け、その際、時間的に後の貼り付け画像が古い貼り付け画像の上側となるように貼り付ける。その他の構成は、第 1 の実施形態と同様の構成である。

本実施形態の動作は、第 1 の実施形態の場合の図 5 と類似した図 1 0 のようになる。図 1 0 は、図 5 において、ステップ S 2 がステップ S 2 に、ステップ S 1 2 がステップ S 1 2 に置換した処理になる。

【 0 0 4 7 】

ステップ S 2 において CPU 3 1 の 3 D モデル画像生成部 3 1 a は、3 D モデル画像 M 1 を生成し、平面モデル画像生成部 3 1 f は、平面モデル画像 M 2 を生成する。

また、ステップ S 1 2 において CPU 3 1 の画像貼り付け処理部 3 1 c は、リリース操作がされた内視鏡画像（撮像画像）を 3 D モデル画像 M 1 上と平面モデル画像 M 2 上における対応する位置にそれぞれ貼り付け画像として貼り付ける。その他は、図 5 で説明し

10

20

30

40

50

た処理と同様である。

図 1 1 は、貼り付け画像が貼り付けられた 3 D モデル画像 M 1 と平面モデル画像 M 2 をモニタ 7 の表示画面で示す。図 1 1 の表示例においては、表示画面の左側に第 1 エリア 4 1、その右側の上段側に第 2 エリア 4 2、右側の下段側に平面モデル画像表示エリアとしての第 3 エリア 4 3 を設けている。なお、図 1 1 に示す配置で内視鏡画像、3 D モデル画像 M 1、平面モデル画像 M 2 を表示（提示）する場合に限定されるものでなく、例えば第 2 エリア 4 2 と第 3 エリア 4 3 との配置を逆にしても良い。

【 0 0 4 8 】

本実施形態においては、リリースされた際の内視鏡画像を 3 D モデル画像 M 1 と平面モデル画像 M 2 に貼り付ける場合、同じ貼り付け画像には同じ色の枠を付けて表示（提示）する。

例えばリリースされた時間が t_1 の場合には、例えば赤枠が付けられた貼り付け画像 $I_p 1$ が 3 D モデル画像 M 1 上における対応する位置に貼り付けられて表示されると共に、平面モデル画像 M 2 においても平面モデル画像 M 2 上における対応する位置に貼り付けられて表示される。

また、例えばリリースされた時間が t_1 とは異なる t_2 の場合には、例えば青枠が付けられた貼り付け画像 $I_p 2$ が 3 D モデル画像 M 1 上における対応する位置に貼り付けられて表示されると共に、平面モデル画像 M 2 においても平面モデル画像 M 2 上における対応する位置に貼り付けられて表示される。

【 0 0 4 9 】

このようにした場合、平面モデル画像 M 2 上に、異なるタイミングで貼り付けられた貼り付け画像 $I_p 2$ 、 $I_p 3$ は、互いに識別可能に表示される。従って、展開画像生成手段を構成する平面モデル画像生成部 3 1 f は、撮像部 2 3 の位置情報に基づいて平面モデル画像 M 2 に貼り付ける撮像画像（内視鏡画像）を識別可能に表示する手段を形成する。

また、本実施形態においては、予め設定された設定時間が経過した場合には、3 D モデル画像 M 1 上に貼り付けられた貼り付け画像の表示（提示）を停止し、これに対して平面モデル画像 M 2 においては全ての貼り付け画像を表示（提示）する。なお、設定時間以内の条件と共に、3 D モデル画像 M 1 上に貼り付けて表示する貼り付け画像の数を制限するようにしても良い。

【 0 0 5 0 】

図 1 1 に示したように貼り付け画像を表示することにより、術者は、第 1 の実施形態の場合と同様に、挿入形状の関係を把握し易い状態で提示し、病変部位等の検査や処置を行い易くすることができ、膀胱 B の内面を撮像した場合の 3 次元の位置及び方向情報を考慮した貼り付け画像を 3 D モデル画像上に貼り付けるようにしているので、病変部位等、術者が検査しようと望む部位の位置関係を容易に把握でき、膀胱内の検査や処置を円滑に行い易くなる。

さらに、本実施形態においては、平面モデル画像 M 2 において貼り付けた貼り付け画像により、リリースして記録した内視鏡画像全体を把握することが容易となる。例えば、病変部位が存在した場合、病変部位及びその周辺部位を記録したか否かを貼り付け画像の全体から容易に把握できる。

【 0 0 5 1 】

また、3 D モデル画像 M 1 上に貼り付けて表示する貼り付け画像の数を設定時間以内に制限するようにしているので、多すぎる貼り付け画像のために挿入形状画像 I_i の形状が隠れてしまうことなく、その挿入形状を把握し易い状態を確保できる。

なお、上記説明においては、リリースされた際の内視鏡画像を 3 D モデル画像 M 1 と平面モデル画像 M 2 に貼り付ける場合、同じ貼り付け画像には同じ色の枠を付けて表示（提示）する例を説明したが、以下のようにしても良い。

上記のように同じ色の枠にする（枠の色を同じにする）代わりに、同じ文字又は記号を付加するようにしても良い。この場合、リリースする毎に異なる文字又は記号を付加して、異なるタイミングで貼り付けた画像を区別できるようにする。

10

20

30

40

50

或いは、一方のモデル画像上の貼り付け画像をキーボードやマウスなどで指定した場合、その画像が強調表示されると共に、もう一方のモデル画像上における対応する貼り付け画像も強調表示されるようにしても良い。強調表示する具体的な表示としては、例えば、指定された貼り付け画像（及び対応する貼り付け画像）を太い枠で囲むようにして表示する。又は、他の貼り付け画像の彩度を落として、指定された貼り付け画像（及び対応する貼り付け画像）を識別し易いようにしても良い。

【0052】

（第3の実施形態）

次に本発明の第3の実施形態を説明する。図12は本実施形態の内視鏡システム1Cを示す。内視鏡システム1Cは、図2に示す第1の実施形態の内視鏡システム1において、例えばCPU31が、現在の内視鏡画像上において、特定部位が3Dモデル画像上に存在する方向を表す方向情報を提示する処理を行う方向情報提示処理部（又は方向情報提示処理回路）31gの機能を更に備える。内視鏡画像（撮像画像）を提示する処理を行う信号処理回路5bまたは提示処理部31dが、方向情報提示処理部31gの機能を備える構成にしても良い。その他は、第1の実施形態と同様の構成である。

図13Aは内視鏡画像Ie上において、術者が注目する特定部位としての例えば病変部位が3Dモデル画像上に存在する方向を表す方向情報としての矢印Arを表示した様子を示す。なお、方向情報を表示（提示）する場合には、術者が注目する特定部位としての例えば病変部位を撮像した後となる場合が殆どであるため、方向情報提示処理部31gは、現在の内視鏡画像Ie上において、特定部位を撮像した特定の内視鏡画像（撮像画像）が3Dモデル画像上に存在する方向を表す方向情報を提示する処理を行うということもできる。

【0053】

方向情報提示処理部31gは、以下に説明するように矢印Arの方向を向くベクトルを算出する処理を行い、ベクトルの方向に沿った矢印Arを現在の内視鏡画像Ie上における（例えば画面中央から一定範囲内を除く）周辺側部分に表示する。

図13Aの表示例においては、矢印Arが示す右上の方向に病変部位又は病変部位の画像が存在することを示す。また、図13Aにおいて、画面中央から一定範囲（具体的には点線で示す円C）内には、方向情報としての矢印Arを表示しないようにしている。なお、この円Cは、矢印Arが表示されない範囲を示すもので、実際の内視鏡画像Ie上には表示されない。

なお、図13Bに示すように矢印Arと共に、病変部位までの距離の情報を表示するようにしても良い。例えば図13Aの場合において、病変部位までの距離が40mmとなる場合には、図13Bに示すように矢印Arと共に、距離40mmの距離情報60を表示する。また、例えば上方向に50mmの距離に病変部位が存在する場合には、図13Bに示すように矢印Arと共に、距離50mmの距離情報60を表示する。このようにすると、術者は、病変部位が存在する方向と共に、距離も把握することができ、膀胱B内での病変部位等の検査や処置を円滑に行い易くなる。

【0054】

また、図13Bに示すように距離を具体的に表示する代わりに、病変部位までの距離に応じて、矢印Arの長さや大きさ、色を変えるようにしても良い。

図14は上記矢印Arの方向及び距離を表すベクトルを算出するための説明図を示す。図14において、先端部20内の撮像部23（図14では図示せず）により撮像し、撮像部23の撮像面に結像された光学像に対応する内視鏡画像Ieを含む平面PLを、3Dモデル画像M1上において模式的に示している。この内視鏡画像Ieは、撮像部23の撮像面と平行であり、また撮像部23の視線方向Dvと垂直となる。

上記内視鏡画像Ieを含む平面PLは、内視鏡画像の大きさ、視野角 ν 、視線方向Dvに対応して、

$$ax + by + cz + d = 0 \quad (1)$$

で表される。ここで、 $n = (a, b, c)$ は、視線方向Dvを表すベクトルである。

【 0 0 5 5 】

上記平面 P L に対して、3次元空間上のある点 P (p) (= P (p 1 , p 2 , p 3)) が視線方向 D v と平行に投影されると、その位置 (P) は、

$$(P) = p - (d + p \cdot n) n / | n | ^ 2 \quad (2)$$

となる。なお、p は、点 P (p) の位置を表すベクトルである。式 2 に先端部 2 0 の点 P e と病変部位 (又は病変部位の画像) の中心の点 P d とを代入し、平面 P L 上に投影された 2 点 (位置) (P e) , (P d) を (P e) から (P d) へと結ぶベクトル V d の方向が矢印 A r の方向となる。また、| (P d) - (P e) | が、内視鏡画像 I e を含む平面 P L 上における、内視鏡画像 I e (の中心に近い位置 (P e)) から病変部位 (又は病変部位の画像) の中心の点 P d の投影面の位置 (P d) までの距離に相当する。なお、図 1 3 B に示すように距離情報を表示する場合、内視鏡画像 I e を含む平面 P L 上での距離で表示しても良いし、位置 (P e) を 3 D モデル画像 M 1 上の位置と見なして、3 D モデル画像 M 1 の球面に沿った距離 (位置 (P e) から球面に沿って計測した位置 P d までの距離) で表示しても良いし、| P d - P e | でも良い。

本実施形態は、第 1 の実施形態と同様の作用効果を有すると共に、さらに現在の内視鏡画像上において病変部位等の特定部位が 3 D モデル画像 M 2 に存在する方向を表示 (提示) するため、術者は、病変部位等が存在する方向を容易に知ることができる。また、距離情報を表示した場合には、さらに病変部位等の特定部位が存在する位置にアプローチし易くなる。

【 0 0 5 6 】

また、内視鏡画像上に矢印 A r が表示されるので、術者は内視鏡画像を観察する状態のまま、視線を移動することなく病変部位等が存在する方向を容易に知ることができる。

また、矢印 A r が内視鏡画像上における周辺部位側で表示されるので、内視鏡画像の視認性を低下させなくて済む (視認性の低下を防止できる) 。

なお、方向情報として、図 1 3 A 等においては矢印 A r を表示したが、例えば図 1 3 C に示すように内視鏡画像 I e の縁に付けた色 6 1 等で、病変部位等の特定部位の方向を示すようにしても良い。また、縁に付けた色 6 1 等によりおよその方向を示すようにしても良い。

また、病変部位等の特定部位までの距離に応じて、色 6 1 を変更するようにしても良い。

【 0 0 5 7 】

また、方向情報として、矢印 A r 等の代わりに、例えば矢印の先端の位置に 、 、 等の記号を表示しても良い。また、病変部位等の特定部位までの距離に応じて、例えば距離が大きくなるに従って表示する記号を のように変更しても良い。

また、病変部位等の特定部位までの距離に応じて、表示する記号の大きさや色を変更しても良い。

また、本実施形態においては、現在の内視鏡画像上に方向情報を表示 (提示) すると説明したが、以下の条件 (a) ~ (e) のいずれか 1 つ又は 2 つ以上を満たす場合に方向情報を表示 (提示) するようにしても良い。

(a) 術者等のユーザが、キーボード、タッチパネル、スコープスイッチ、フットスイッチ、操作パネル等を操作した際に発生するトリガ信号を入力した場合、

(b) 術者等のユーザが、病変 (部位) を指定した場合、

(c) 病変 (部位) までの距離が、予め設定された距離以内になった場合、

(d) 内視鏡の先端部と 3 D モデル画像 M 1 の内面までの距離が予め設定された距離以内になった場合 (内視鏡の先端部と 3 D モデル画像 M 1 の内面までの距離は、例えばステレオ計測の原理を利用して算出する) 、

(e) 現在の内視鏡画像の近傍に、ある病変 (部位) が存在する場合、

このように、所定の条件を満たす場合のみ、方向情報を表示しても良い。

【 0 0 5 8 】

このように所定の条件を満たす場合のみ、方向情報を表示するように設定すると、術者

10

20

30

40

50

等のユーザは、ユーザの設定や、好みなどに応じて方向情報の表示を選択できるメリットを有する。

なお、第3の実施形態の内視鏡システム1Cとして、第1の実施形態の内視鏡システム1に対して方向情報を提示する方向情報提示処理部31gを設けた例で説明したが、第2の実施形態の内視鏡システム1Bに対して、方向情報提示処理部31gを設けた構成にしても良い。この場合には、第2の実施形態と同様の作用効果を有すると共に、さらに現在の内視鏡画像上において病変部位等の特定部位が3Dモデル画像M2に存在する方向を表示(提示)するため、術者は、病変部位等が存在する方向を容易に知ることができる。

【0059】

(第4の実施形態)

次に本発明の第4の実施形態を説明する。図15は第4の実施形態の内視鏡システム1Dを示す。内視鏡システム1Dは、例えば図8に示す第2の実施形態の内視鏡システム1Bにおいて、観察モードの切り替え等をトリガ信号として検出するトリガ検出部(又はトリガ検出回路)39を画像処理装置6に設けている。

トリガ検出部39は、プロセッサ5の制御回路5aと接続され、モード切替スイッチSW1による観察モードの切り替えの指示を検出したり、平面モデル画像M2の切り替え指示等、術者等のユーザの指示を検出する。そして、トリガ検出部39は、検出したトリガ信号をCPU31に送り、CPU31は対応した制御処理を行う。

なお、術者等のユーザは、画像処理装置6に設けられた入力部36からも、平面モデル画像M2の切り替えの指示の入力を行うことができるので、入力部36から入力された信号もトリガ検出部39が検出するようにしても良い。

【0060】

また、本実施形態においては、実際に使用している観察モードに対応した平面モデル画像を使用することができるように、例えばメモリ33は、複数の観察モードに対応した複数の平面モデル画像を格納する平面モデル画像格納部33cの機能を有する。なお、メモリ33とは別体の記憶デバイス等に平面モデル画像格納部33cを設けても良い。

具体的には、平面モデル画像格納部33cは、WLIモード用の平面モデル画像と、特殊光の観察モードの具体例としてのNBIモード用の平面モデル画像とを格納している。そして、各観察モードでリリース操作が行われると、それぞれの観察モードの平面モデル画像上に貼り付け画像が貼り付けられる。従って、両観察モードにおいては、異なる時間でリリース操作が行われるため、平面モデル画像は互いに異なるものとなる。また、各観察モードでリリース操作が行われて、平面モデル画像上に貼り付け画像が貼り付けられて平面モデル画像が変更されると、その平面モデル画像が平面モデル画像格納部33cに格納される。つまり、平面モデル画像格納部33cに格納される平面モデル画像は、経時的に更新される。

【0061】

本実施形態における代表的な動作は、図16Aのフローチャートのようになる。図16Aは、図10のフローチャートにおいて、ステップS15とステップS17との間に設けたステップS21と、ステップS16とステップS17との間に設けたステップS22の処理が行われる。ステップS21においてトリガ検出部39は、NBIモードへの観察モードの切り替えをトリガ信号として検出し、CPU31に観察モードの切り替えのトリガ信号を送る。CPU31は、このトリガ信号を受けて、NBIモードに対応した平面モデル画像を用いるように平面モデル画像の切り替えを行う。なお、観察モードの切替に対応して平面モデル画像の切替を行うが、観察モードの切替は照明光の切替を伴うので、(通常光と狭帯域光などの特殊光との)照明光の切替に応じて平面モデル画像の切替を行うということもできる。

また、ステップS22においてトリガ検出部39は、WLIモードへの観察モードの切り替えをトリガ信号として検出し、CPU31に観察モードの切り替えのトリガ信号を送る。CPU31は、このトリガ信号を受けて、WLIモードに対応した平面モデル画像を用いるように平面モデル画像の切り替えを行う。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 2 】

ステップ S 2 1 , S 2 2 の平面モデル画像の切り替えの後、ステップ S 1 7 において膀胱からの抜去がされない場合には、ステップ S 7 の処理に戻り、例えばステップ S 1 0 に示すようにリリース操作の有無が判定され、リリース操作が行われると、切り替えられた平面モデル画像上において内視鏡画像が貼り付けられると共に、3 Dモデル画像上においても貼り付けられる。また、平面モデル画像は平面モデル画像格納部 3 3 c に格納される。

本実施形態によれば、第 2 の実施形態の作用効果を有すると共に、さらに観察モードに応じて平面モデル画像を切り替えるようにしているので、複数の観察モードで所定臓器としての膀胱 B を検査等する場合においても、それぞれ記録した様子を容易に把握できる。

10

【 0 0 6 3 】

図 1 6 A に示す処理においては、観察モードの切替により、切り替えられて選択された観察モードに対応した平面モデル画像を採用するようにしているが、観察モードの切替により、平面モデル画像と 3 Dモデル画像とを連動して切り替えるようにしても良い。また、この場合には複数の観察モードに対応して複数の平面モデル画像を格納する平面モデル画像格納部 3 3 c と共に、複数の観察モードに対応して複数の立体モデル画像 (3 Dモデル画像) を格納する 3 Dモデル画像格納部 3 3 d を設けるようにすると良い。なお、3 Dモデル画像格納部 3 3 d を図 1 5 中において点線で示す。

この場合の特徴的な構成内容として、被検体に対して通常光の照明のもとで撮像手段により撮像を行う第 1 の観察モードと、N B I 等の特殊光の照明のもとで撮像手段により撮像を行う第 2 の観察モードと、の 2 つの観察モード間の切替を行う観察モード切替手段と、前記 2 つの観察モードに対応した 3 Dモデル画像としての第 1 の 3 Dモデル画像及び第 2 の 3 Dモデル画像の情報を格納する 3 Dモデル画像格納部 3 3 d と、前記 2 つの観察モードに対応した前記平面モデル画像としての第 1 の平面モデル画像及び第 2 の平面モデル画像の情報を格納する平面モデル画像格納部 3 3 c と、を有する。そして、画像貼り付け手段を構成する画像貼り付け処理部 3 1 c と展開画像生成手段を構成する平面モデル画像生成部 3 1 f は、前記観察モードの切替に対応した 3 Dモデル画像と平面モデル画像とを連動して切り替え、リリース操作がされた場合には、切り替えられて選択された観察モードに対応する 3 Dモデル画像と平面モデル画像上にリリースされた際の撮像画像としての例えば内視鏡画像をそれぞれ貼り付けて提示する。

20

30

【 0 0 6 4 】

また、この変形例における観察モードの切替により、平面モデル画像と 3 Dモデル画像とを連動して切り替える処理例を図 1 6 B に示す。この場合には、図 1 6 A におけるステップ S 2 1 と S 2 2 とがそれぞれステップ S 2 1 、 S 2 2 のように異なるのみである。ステップ S 2 1 、 S 2 2 は、N B I モード用の 3 Dモデル画像及び平面モデル画像への切替、W L I モード用の 3 Dモデル画像及び平面モデル画像への切替、をそれぞれ行う。つまり、観察モードの切替、又は照明光の切替に応じて、平面モデル画像と 3 Dモデル画像とを (連動して) 切り替えるようにしても良い。また、切替後においてリリース操作がされると、ステップ S 1 2 に示すように、切り替えられた観察モードにおける 3 Dモデル画像及び平面モデル画像上に内視鏡画像が貼り付けられ、貼り付けられた 3 Dモデル画像及び平面モデル画像が 3 Dモデル画像格納部 3 3 d 及び平面モデル画像格納部 3 3 c にそれぞれ更新して格納される。

40

【 0 0 6 5 】

この場合には、更に観察モードに対応した 3 Dモデル画像をそれぞれ採用しているので、各観察モードでの貼り付け画像を 3 Dモデル画像上においても確認することができる。その他、第 4 の実施形態とほぼ同様の効果を有する。なお、主に図 1 6 B において説明した内容を、例えば第 1 の実施形態に適用しても良い。

具体的には、第 1 の実施形態においては、観察モードを切り替えた場合において、3 Dモデル画像は共通して用いるようにしていたが、図 1 6 B において説明したように、観察モードの切替に応じて、切替により選択された W L I モード用の 3 Dモデル画像、又は N

50

B Iモード用の3Dモデル画像を使用するようにしても良い。つまり、第1の実施形態においても、観察モードの切替、又は照明光の切替に応じて、3Dモデル画像を切り替えるようにしても良い。

【0066】

図16Aの説明においては、実際に選択されて使用されている観察モードに対応した1つの平面モデル画像のみを表示(提示)するように説明したが、全ての観察モードの平面モデル画像を表示(提示)するようにしても良い。例えば、通常光と狭帯域光等の特殊光とを切り替えて照射する照明手段を備えた観察モードを備えた場合において、展開画像生成手段としての平面モデル画像生成部31f又は提示処理部31dが、撮像手段により撮像された際のトリガ信号(又はユーザの指示操作により発生するトリガ信号)に基づき、通常光の照明下で撮像した通常光画像と、特殊光の照明下で撮像した特殊光画像をそれぞれ貼り付けた2つの平面モデル画像を同時に提示するようにしても良い。

10

この場合においても、リリース操作がされて内視鏡画像を貼り付ける場合には、実際に選択して使用している観察モードの平面モデル画像に貼り付ける。

また、術者等のユーザが選択した平面モデル画像を優先して表示するようにしても良い。

【0067】

本実施形態において、以下の第2変形例のようにしても良い。複数の平面モデル画像を同時に表示しておき、選択されていない観察モードの平面モデル画像でも現在の内視鏡の撮像部による観察範囲(撮像範囲)が判別できるように枠を表示する。図17は、この場合のモニター7での表示例を示す。図17(A)は、モニター7の表示画面における第1エリア41、第2エリア42、第3エリア43の配置例を示す。

20

本変形例においては例えば表示画面の下段側に2つのエリア43a、43bからなる第3エリア43を配置している。

図17(B)は、2つのエリア43a、43bによる表示例部分を示す。図17(B)における左側のエリア43aには、選択されている観察モードの平面モデル画像M2aが、貼り付け画像が貼り付けられた状態で表示され、右側のエリア43bには、選択されていない観察モードの平面モデル画像M2bが、貼り付け画像が貼り付けられた状態で表示される。

【0068】

30

また、現在の内視鏡の先端部20の撮像部23により撮像された内視鏡画像がリリース操作により、符号71aで示す位置に貼り付けられた場合、選択されていない観察モードの平面モデル画像M2bには、現在の観察範囲(撮像範囲)を示す枠71bが表示される。リリース操作を行った場合、選択されていない観察モードの平面モデル画像M2bにおいても現在の観察範囲(撮像範囲)の位置を確認できる。

なお、リリース操作が行われた場合のみに内視鏡画像の貼り付けを行う場合には、リリース操作が行われた場合のみに枠71bを表示するようにしても良い。

本実施形態における第3変形例として、選択されていない観察モードにおいて、現在の内視鏡の観察範囲を既に観察して貼り付け画像として貼り付けた状態である場合には、観察済み(貼り付け済み)の貼り付け画像を強調して表示するようにしても良い。図18は、その表示例を示す。

40

【0069】

図18における例えば左側のエリア43aに表示される選択されている観察モードの平面モデル画像M2aにおいて、リリース操作がされると現在、観察されている観察範囲の内視鏡画像が、図示の位置に貼り付け画像Ip3として貼り付けられる。この場合、選択されていない観察モードの平面モデル画像M2bにおいて既に当該観察範囲が既に観察されて貼り付け画像Ip4として貼り付けた状態である場合には、当該貼り付け画像Ip4の縁に、色(太枠で示す)73が付けて表示される。

なお、図18においては、リリースされた場合に対して説明したが、現在観察している観察範囲に関しても同様の表示を行うようにしても良い。具体的には、平面モデル画像M

50

2 a においての現在観察している観察範囲が、例えば貼り付け画像 I p 3 の位置である場合、平面モデル画像 M 2 b においての対応する貼り付け画像 I p 4 の縁に、色 7 3 を付けて表示しても良い。

【0070】

色 7 3 を付けて表示する代わりに、平面モデル画像 M 2 b においての対応する貼り付け画像 I p 4 を、例えば拡大表示するようにしても良い。図 19 は、この場合の表示例を示す。図 18 に示した位置の貼り付け画像 I p 4 を吹き出しで示す表示エリアに拡大した画像 7 5 で表示している。

また、現在観察している観察範囲に対応する貼り付け画像 I p 4 が存在しないような場合には、その近傍に存在する貼り付け画像、又は記録された内視鏡画像等の観察済みの画像を表示するようにしても良い。

なお、挿入情報取得手段は、撮像手段近傍または当該撮像手段と所定の位置関係を保つように接続される部材に設けられ、前記撮像手段の位置情報及び前記挿入部が挿入される挿入形状情報を取得すると説明したが、撮像手段近傍または当該撮像手段と所定の位置関係を保つように接続される部材に設けられ、挿入部の先端部の位置情報及び前記挿入部が挿入される挿入形状情報を取得するようにしても良い。

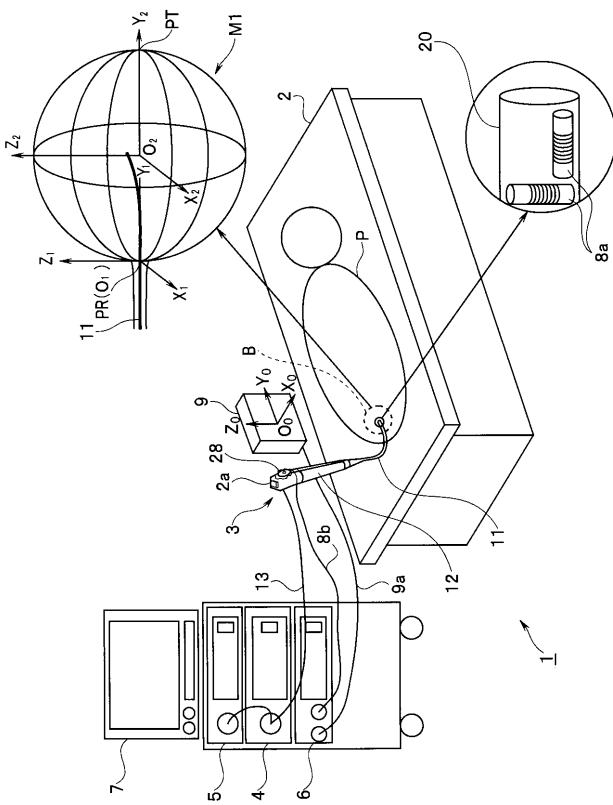
上述した変形例の場合を含む実施形態を部分的に組み合わせる等して構成される実施形態も本発明に属する。

本出願は、2013年10月02日に日本国に出願された特願2013 207456号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

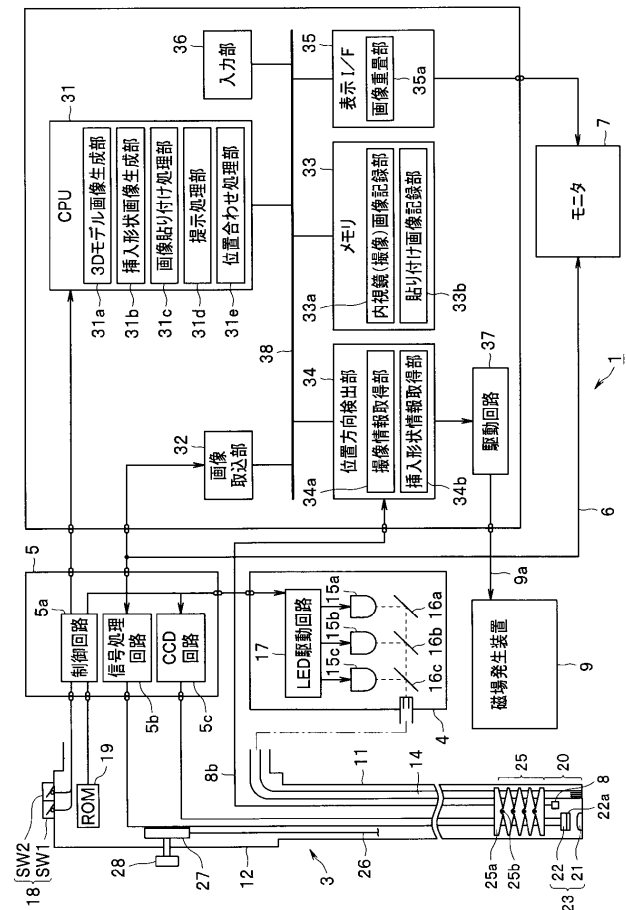
10

20

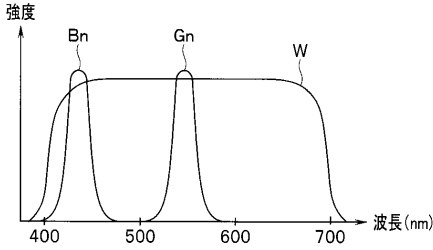
【図1】



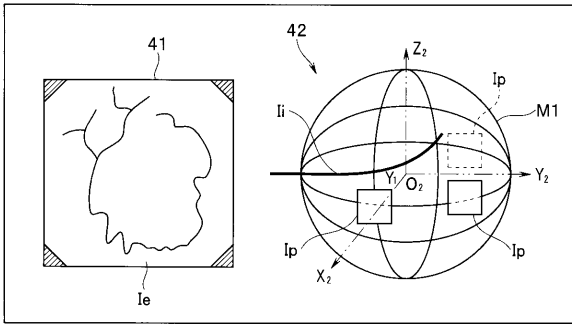
【図2】



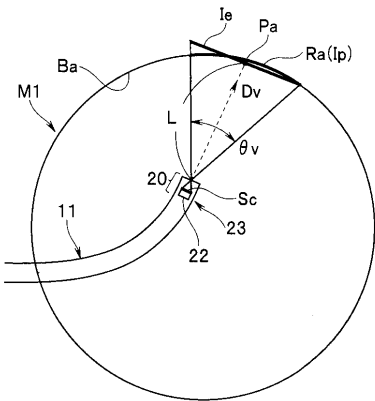
【 図 3 】



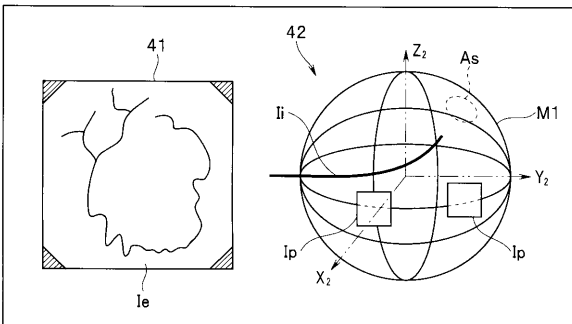
【 図 4 】



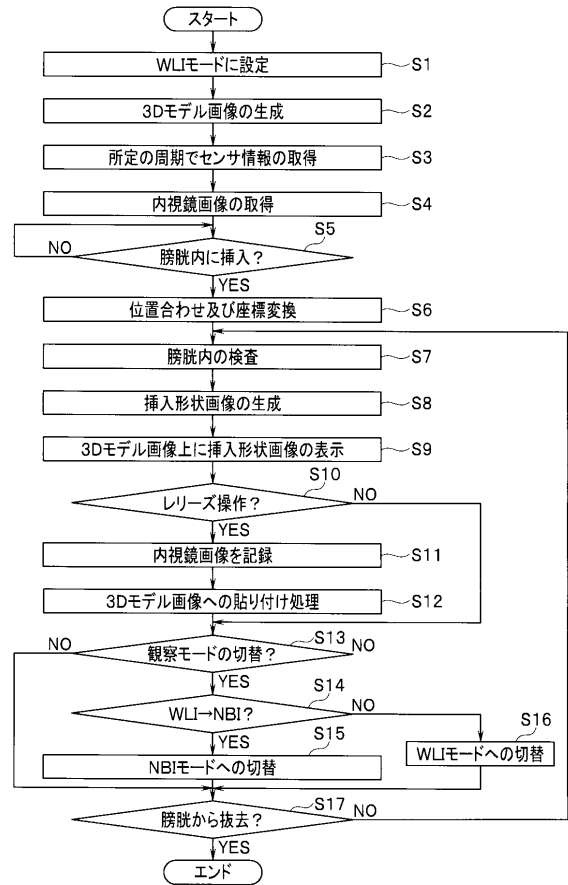
【 図 6 】



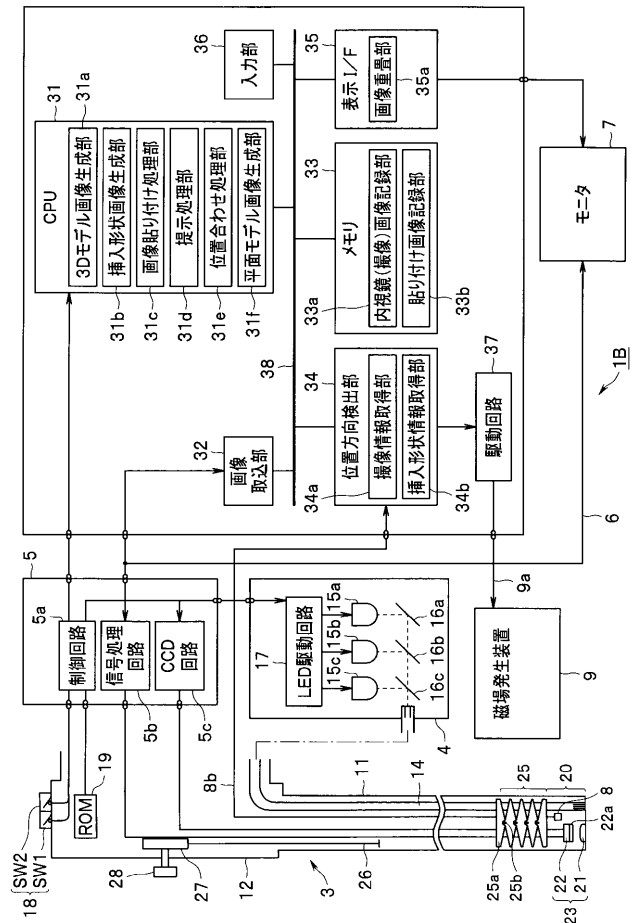
【 図 7 】



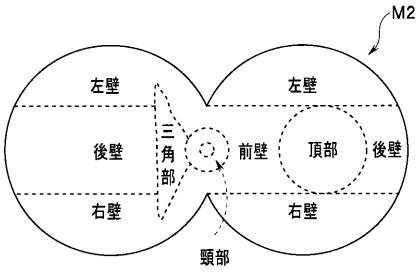
【 図 5 】



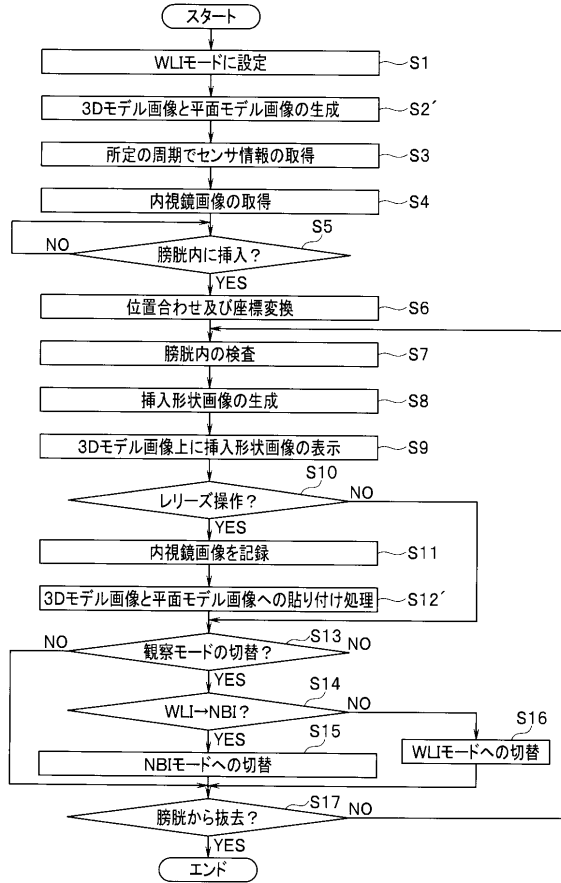
【 図 8 】



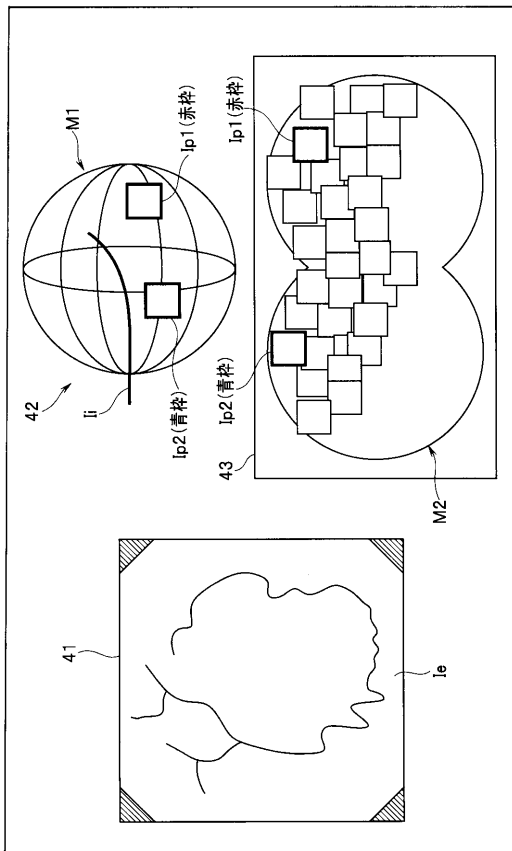
【図9】



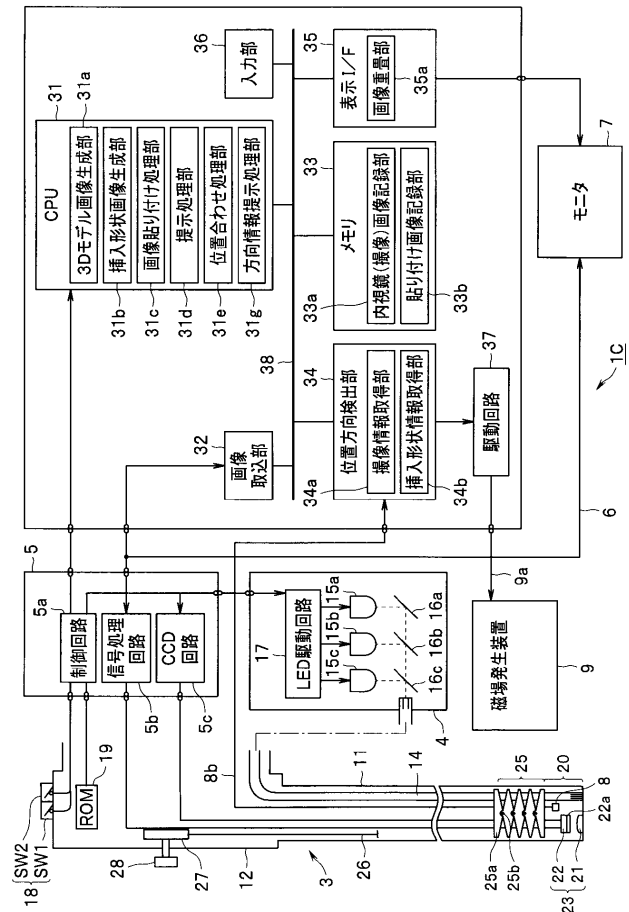
【図10】



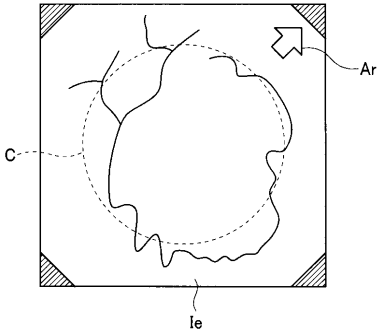
【図11】



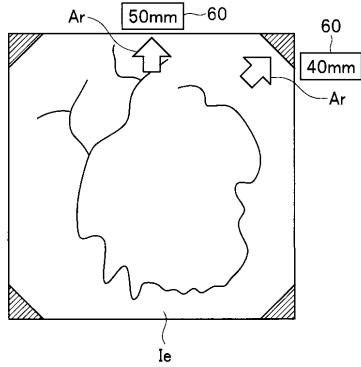
【図12】



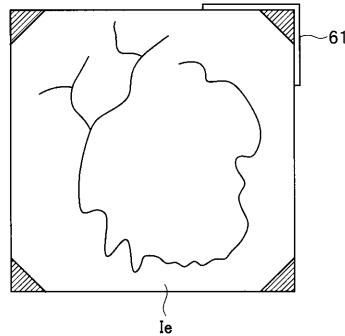
【図13A】



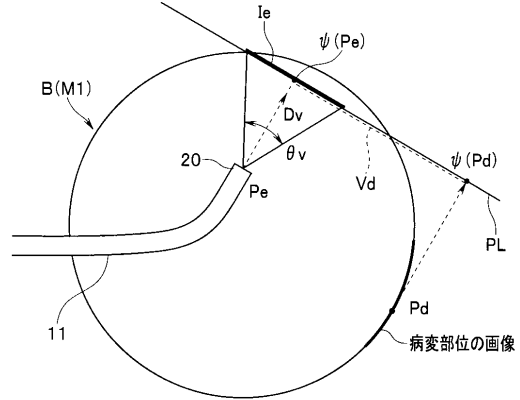
【図13B】



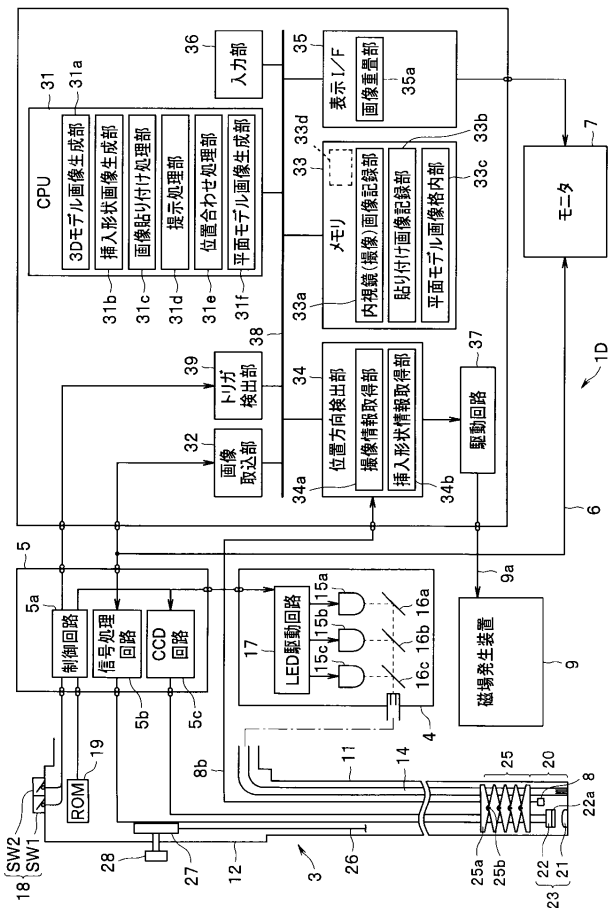
【図13C】



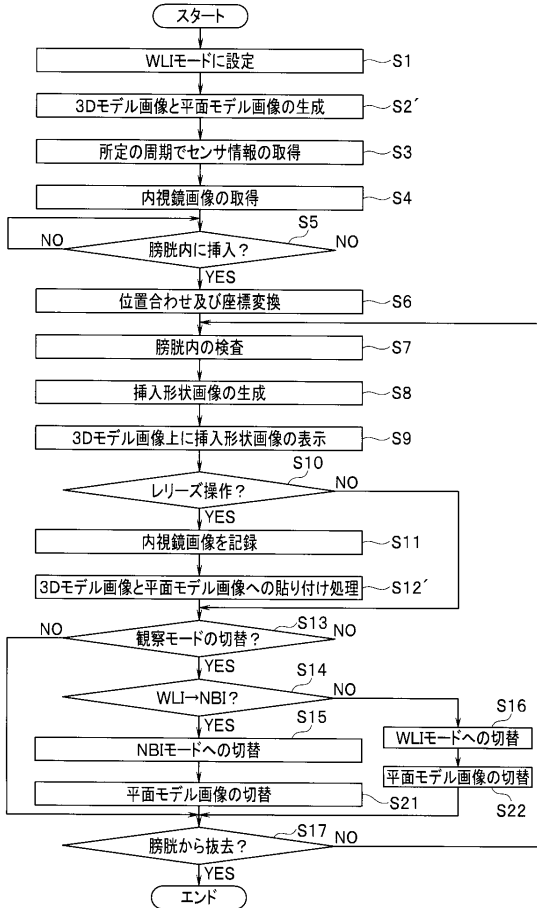
【図14】



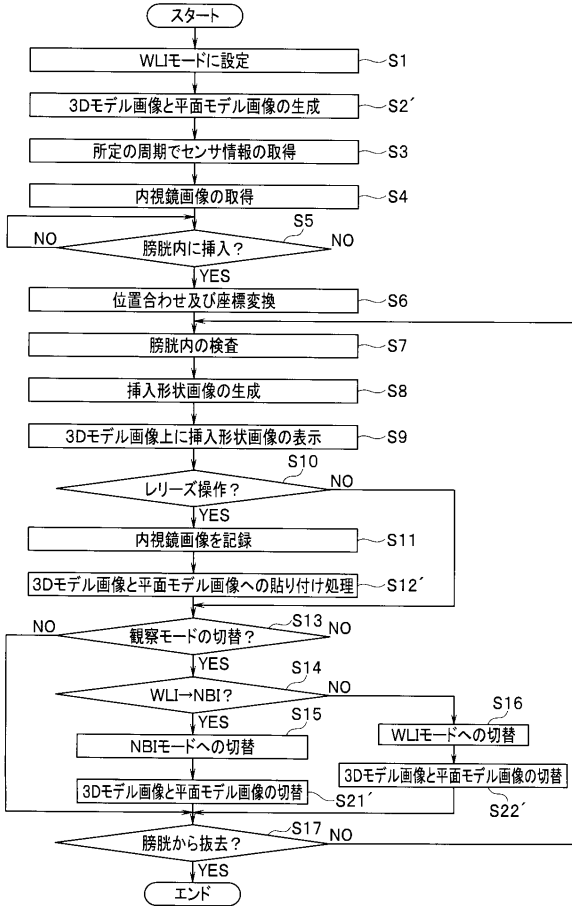
【図15】



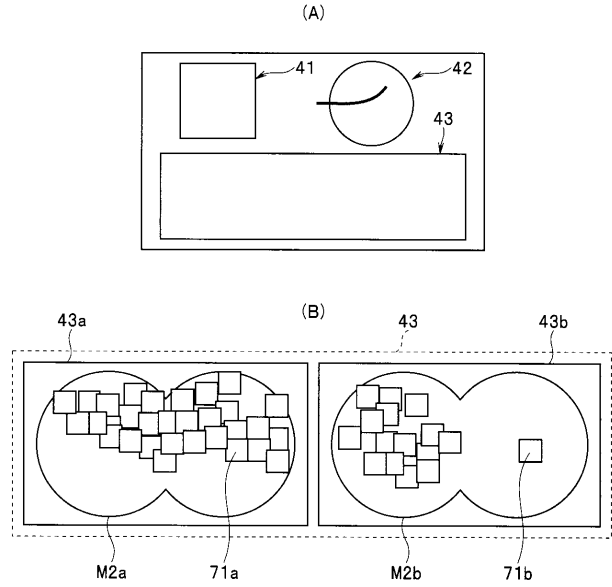
【図16A】



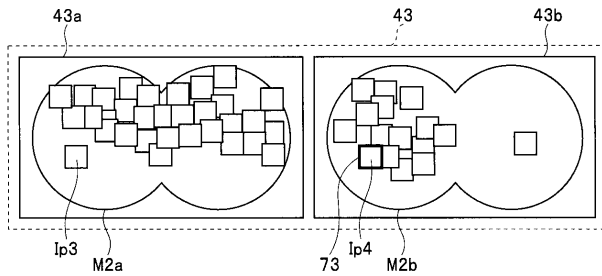
【 図 1 6 B 】



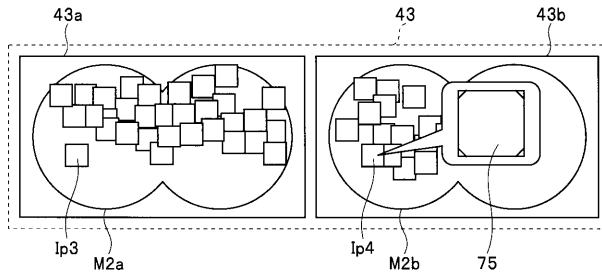
【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



【手続補正書】

【提出日】平成27年4月2日(2015.4.2)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0004

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0004】

本発明の一態様に係る内視鏡システムは、被検体内に挿入される挿入部と、前記被検体内を撮像する撮像部とを備えた内視鏡と、前記撮像部の位置情報を取得する撮像情報取得部と、前記被検体内における前記挿入部の挿入形状情報を取得する挿入形状情報取得部と、前記被検体内における所定臓器を模擬する立体モデル画像に対して、前記挿入形状情報取得部において取得された前記挿入形状情報に基づく挿入形状画像を重畳すると共に、前記撮像情報取得部により取得された前記撮像部の位置情報に基づいて前記撮像部で撮像した撮像画像を貼り付けて提示する制御部と、を備える。

【手続補正2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内に挿入される挿入部と、前記被検体内を撮像する撮像部とを備えた内視鏡と、前記撮像部の位置情報を取得する撮像情報取得部と、前記被検体内における前記挿入部の挿入形状情報を取得する挿入形状情報取得部と、前記被検体内における所定臓器を模擬する立体モデル画像に対して、前記挿入形状情報取得部により取得された前記挿入形状情報に基づく挿入形状画像を重畳すると共に、前記撮像情報取得部により取得された前記撮像部の位置情報に基づいて前記撮像部で撮像した撮像画像を貼り付けて提示する制御部と、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

前記所定臓器に対応する立体モデル画像を平面的に展開した平面モデル画像に対して、前記撮像部の位置情報に基づく前記撮像画像を貼り付けて提示する展開画像生成部を更に備えることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項3】

前記撮像部により撮像された前記撮像画像を提示する撮像画像提示部と、前記立体モデル画像に対して、前記撮像部の位置情報に基づく前記撮像部で撮像した前記撮像画像を貼り付ける画像貼り付け部とを更に備え、

前記撮像画像提示部は、前記撮像情報取得部により取得された位置情報と、前記画像貼り付け部により貼り付けられた画像のうちの特定の画像情報と、に基づいて前記撮像画像に対して前記特定の画像情報が存在する方向情報を提示することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項4】

前記撮像画像提示部は、ユーザによる所定の指示操作を検出した際に発生するトリガ信号に基づいて前記特定の画像が選択された場合に前記方向情報を提示することを特徴とする請求項3に記載の内視鏡システム。

【請求項5】

前記展開画像生成部は、前記撮像部の位置情報に基づいて貼り付けられた前記撮像画像を識別可能に表示することを特徴とする請求項2に記載の内視鏡システム。

【請求項6】

前記被検体に対して通常光と特殊光とを切り替えて照射する照明部を更に備え、
前記展開画像生成部は、前記照明部の切り替えに応じて前記平面モデル画像を切り替えて提示することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記被検体に対して通常光と特殊光とを切り替えて照射する照明部を更に備え、
前記展開画像生成部は、ユーザの指示操作により発生するトリガ信号に基づき、通常光の照明下で撮像した通常光画像と、特殊光の照明下で撮像した特殊光画像をそれぞれ貼り付けた 2 つの平面モデル画像を同時に提示することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記撮像部により前記所定臓器内を撮像している現在の撮像範囲を、前記立体モデル画像上における対応する位置に提示することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記挿入部が前記所定臓器内に挿入された場合には、前記撮像部の前記位置情報を、前記撮像情報取得部が取得する場合に用いる第 1 の座標系から、前記所定臓器の基準位置を原点にして設定した第 2 の座標系に変換する座標変換部を更に有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記制御部は、前記所定臓器内に前記挿入部の先端部が挿入された状態で前記撮像部により撮像された前記撮像画像を、前記所定臓器を模擬し、ワイヤフレームで描画された球形の立体モデル画像上における前記撮像部により撮像された位置に、前記撮像された範囲とほぼ一致するサイズで貼り付けることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記撮像画像提示部は、前記撮像画像に対して前記特定の画像情報が存在する前記方向情報と共に、前記撮像画像から前記特定の画像情報が存在する位置までの距離の情報を提示することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記被検体に対して通常光の照明のもとで前記撮像部により撮像を行う第 1 の観察モードと、特殊光の照明のもとで前記撮像部により撮像を行う第 2 の観察モードと、の 2 つの観察モード間の切替を行う観察モード切替部と、

前記 2 つの観察モードに対応した前記立体モデル画像としての第 1 の立体モデル画像及び第 2 の立体モデル画像の情報を格納する立体モデル画像格納部と、

前記 2 つの観察モードに対応した前記平面モデル画像としての第 1 の平面モデル画像及び第 2 の平面モデル画像の情報を格納する平面モデル画像格納部と、
を有し、

前記制御部及び前記展開画像生成部は、前記観察モードの切替に対応した前記立体モデル画像と前記平面モデル画像とを連動して切り替え、リリース操作がされた場合には、切り替えられた観察モードに対応する立体モデル画像と前記平面モデル画像上にリリースされた際の撮像画像をそれぞれ貼り付けて提示することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

前記撮像部により前記所定臓器の内面を撮像した前記撮像画像を前記立体モデル画像の略球形の表面上に貼り付け画像として貼り付ける場合、前記立体モデル画像は、ユーザが前記貼り付け画像の画像面側を観察可能に貼り付ける第 1 の貼り付け面と、前記貼り付け画像の画像面の背面側を観察可能に貼り付ける第 2 の貼り付け面とを有し、

前記画像貼り付け部は、前記第 2 の貼り付け面においては前記撮像画像の左右方向を反転したものを前記貼り付け画像として貼り付けて提示することを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

前記制御部は、前記被検体と前記挿入部の先端部の距離に応じて、前記撮像部で撮像した前記撮像画像のサイズを変更して前記立体モデル画像に貼り付けることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2014/073907
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2014 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Shin'ichi HAKAMATA, "Reconstruction of 3D organ image using endoscope with Magneto-position-sensor", IEICE Technical Report. MI, 30 June 2006 (30.06.2006), vol.106, no.145, pages 13 to 18	1-13
A	JP 2011-36600 A (Toshiba Corp.), 24 February 2011 (24.02.2011), entire text; fig. 1 to 9 (Family: none)	1-13
A	JP 2010-256988 A (National University Corporation Chiba University), 11 November 2010 (11.11.2010), entire text; fig. 1 to 9 (Family: none)	1-13
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 21 November, 2014 (21.11.14)		Date of mailing of the international search report 09 December, 2014 (09.12.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/073907

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-159641 A (RF Co., Ltd.), 28 June 2007 (28.06.2007), entire text; fig. 1 to 8 (Family: none)	1-13
A	JP 2013-524988 A (Given Imaging Ltd.), 20 June 2013 (20.06.2013), entire text; fig. 1 to 7 & US 2013/0109915 A1 & EP 2567347 A1 & WO 2011/135573 A1 & CN 102934127 A & KR 10-2013-0067257 A	1-13
A	WO 2013/132880 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 12 September 2013 (12.09.2013), entire text; fig. 1 to 17 & US 2014/0088357 A1 & EP 2700351 A1 & WO 2013/132880 A1	1-13
P,A	WO 2014/136579 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 12 September 2014 (12.09.2014), entire text; fig. 1 to 27 (Family: none)	1-13

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2014/073907									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2014年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2014年	日本国実用新案登録公報	1996-2014年	日本国登録実用新案公報	1994-2014年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2014年										
日本国実用新案登録公報	1996-2014年										
日本国登録実用新案公報	1994-2014年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	袴田 真一, 磁気位置センサを伴った内視鏡による3次元臓器再構成, 電子情報通信学会技術研究報告. MI, 医用画像, 2006.06.30, vol.106, No.145, pp.13-18	1-13									
A	JP 2011-36600 A (株式会社東芝) 2011.02.24, 全文, 第1-9図(ファミリーなし)	1-13									
A	JP 2010-256988 A (国立大学法人 千葉大学) 2010.11.11, 全文, 第1-9図 (ファミリーなし)	1-13									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 21.11.2014		国際調査報告の発送日 09.12.2014									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 安田 明央	2Q 9309								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 7 3 9 0 7
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2007-159641 A (株式会社アールエフ) 2007.06.28, 全文, 第 1-8 図 (ファミリーなし)	1-13
A	JP 2013-524988 A (ギブン イメージング リミテッド) 2013.06.20, 全文, 第 1-7 図 & US 2013/0109915 A1 & EP 2567347 A1 & WO 2011/135573 A1 & CN 102934127 A & KR 10-2013-0067257 A	1-13
A	WO 2013/132880 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.09.12, 全文, 第 1-17 図 & US 2014/0088357 A1 & EP 2700351 A1 & WO 2013/132880 A1	1-13
P, A	WO 2014/136579 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2014.09.12, 全文, 第 1-27 図 (ファミリーなし)	1-13

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

Fターム(参考) 4C161 BB02 CC06 DD03 HH51 HH55 LL02 NN05 WW04 WW06 WW10

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2015049962A1	公开(公告)日	2017-03-09
申请号	JP2015517308	申请日	2014-09-10
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	秋本俊也 長谷川潤		
发明人	秋本 俊也 長谷川 潤		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B5/066 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/05 A61B1/06 A61B1/0638 A61B1/307 A61B2034/2051 G06T19/00 G06T2207/10068 G06T2210/41		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/00.300.D A61B1/04.370		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/LL02 4C161/NN05 4C161/WW04 4C161/WW06 4C161/WW10		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2013207456 2013-10-02 JP		
其他公开文献	JP5810248B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统包括内窥镜，该内窥镜包括：插入部，该插入部将被插入被检体；以及摄像部，其拍摄被检体内的图像；摄像部的位置信息；以及被插入该插入部的插入形状信息。插入信息获取单元，用于获取；图像粘贴单元，用于将成像单元将捕获的图像粘贴到模拟对象中的预定器官的立体模型图像上，以及用于粘贴的立体模型图像的插入。插入形状信息提示单元，将由信息获取单元获取的插入形状信息相互关联地提示。

