

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/136579

発行日 平成29年2月9日 (2017.2.9)

(43) 国際公開日 平成26年9月12日 (2014.9.12)

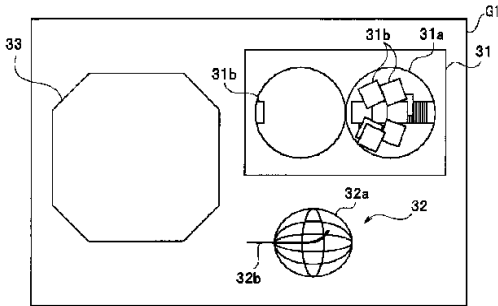
(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 O D	4 C 1 6 1
G O 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 O Z	
	A 6 1 B 1/04 3 6 O C	
	G O 2 B 23/24 B	
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 35 頁)		

出願番号	特願2014-533502 (P2014-533502)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2014/053915	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成26年2月19日 (2014.2.19)	(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
(11) 特許番号	特許第5676058号 (P5676058)	(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
(45) 特許公報発行日	平成27年2月25日 (2015.2.25)	(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 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2013-44602 (P2013-44602)	(72) 発明者	大西 順一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(32) 優先日	平成25年3月6日 (2013.3.6)		最終頁に続く
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法

(57) 【要約】

内視鏡システム1は、被検体内に挿入する挿入部2bと、挿入部2の先端側に設けられ、被検体からの光を受ける対物光学窓11aと、被検体内を撮像する撮像素子11と、対物光学窓11aの位置情報を取得する位置方向検出部25と、撮像素子11により取得された被検体内画像と、対物光学窓11aの位置情報と、を関連付けて記録するメモリ22とを有する。内視鏡システム1は、被検体内における被検体内画像情報の変化量等に基づいて、対物光学窓11aの位置情報と被検体内における所定臓器モデル画像の座標系における位置とを一致させ、対物光学窓の位置と座標系における位置とが対応付けられた所定臓器のモデル画像上に、被検体内画像を貼り付けた画像を生成する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に挿入する挿入部と、
前記挿入部の先端側に設けられ、前記被検体からの光を受ける対物光学窓と、
前記対物光学窓から入射された光から前記被検体内を撮像する撮像部と、
前記対物光学窓の位置情報を取得する位置情報取得部と、
前記被検体内における被検体内画像情報の変化量、所定の操作入力、又は予め設定された基準平面に対する前記位置情報に基づいて、前記位置情報取得部により取得される前記対物光学窓の位置と前記被検体内における所定臓器のモデル画像の座標系における位置とを一致させる位置合わせ部と、

10

前記位置合わせ部により前記対物光学窓の位置と前記座標系における位置とが対応付けられた前記所定臓器のモデル画像上に、前記被検体内画像を貼り付けた画像を生成する画像生成部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記位置合わせ部は、前記位置情報取得部において取得した前記対物光学窓の位置と方向と、前記所定臓器の前記モデル画像の座標系における位置と方向との対応付けを行う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】

前記位置情報取得部は、前記位置情報に加えて方向情報を取得し、
前記位置情報及び前記方向情報に基づいて前記挿入部の形状推定を行う形状推定部をさらに有し、

20

前記画像生成部は、前記所定臓器に関する 3 次元モデル画像上に前記形状推定部により推定された形状情報を重畳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】

前記被検体に対して白色光又は所定波長帯域を有する特殊光を切り換え可能に照射する照明部を更に備え、

前記画像生成部は、前記モデル画像を複数設定すると共に、前記照明部の照明光の種類に基づいて複数設定されたモデル上に前記被検体内画像の貼り付けを行うことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 5】

前記特殊光は、狭帯域光であ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 6】

前記被検体内画像情報の変化量は、前記被検体内画像から抽出して得られた輝度、色味、又はテクスチャの変化量であ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 7】

前記モデル画像は、2D の膀胱展開図であ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 8】

前記モデル画像は、3D 画像又は 2D 画像であ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】

前記画像生成部は、前記撮像部により取得されたライブの被検体内画像を、前記モデル画像と共に表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 10】

前記画像生成部は、前記ライブの被検体内画像を撮像する前記撮像部を有する挿入部の挿入形状を表示することを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

被検体からの光を受ける内視鏡の挿入部の対物光学窓の位置情報を取得する位置情報取得部と、前記対物光学窓から入力された光から前記被検体内を撮像する撮像部と、位置合

50

わせ部と、画像生成部とを有する内視鏡システムの作動方法であって、

前記位置合わせ部が、前記被検体内における被検体内画像情報の変化量、所定の操作入力、又は予め設定された基準平面に対する前記位置情報に基づいて、前記位置情報取得部により取得される前記対物光学窓の位置と前記被検体内における所定臓器のモデル画像の座標系における位置とを一致させ、

前記画像生成部が、前記位置合わせ部により前記対物光学窓の位置と前記座標系における位置とが対応付けられた前記所定臓器のモデル画像上に、前記被検体内画像を貼り付けた画像の生成を行う、

ことを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【請求項 1 2】

前記位置合わせ部が、前記位置情報取得部において取得した前記対物光学窓の位置と方向と、前記所定臓器の前記モデル画像の座標系における位置と方向との対応付けを行うことにより、前記撮像部の位置情報と前記被検体内における所定臓器のモデル画像の座標系との一致が行われることを特徴とする請求項 1 1 に記載の内視鏡システムの作動方法。

【請求項 1 3】

前記内視鏡システムは形状推定部を有し、

前記位置情報取得部は、前記位置情報に加えて方向情報を取得し、

前記形状推定部が、前記位置情報及び前記方向情報に基づいて前記挿入部の形状推定を行い、

前記画像生成部が、前記被検体内画像を貼り付けた画像の生成を、前記所定臓器に関する 3 次元モデル画像上に前記形状推定された形状情報を重畳することにより行うことを特徴とする請求項 1 1 に記載の内視鏡システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システム及び内視鏡内視鏡システムの作動方法に関し、特に、内視鏡画像を貼り付けた臓器モデル画像を表示する内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、内視鏡システムが医療分野及び工業分野で広く利用されている。例えば、医療分野の内視鏡システムでは、術者が被検体内に内視鏡の挿入部を挿入し、挿入部の先端部に設けられた観察窓を通して得られた内視鏡画像が表示装置に表示される。表示された内視鏡画像を見て、術者は内視鏡検査を行うことができる。さらに、内視鏡システムは、内視鏡画像の記録もすることができる。例えば、医者は、記録された病変部の内視鏡画像を、カルテの一部として利用することができる。

【0003】

また、近年は、カプセル型内視鏡システムも実用化されており、患者がそのカプセル型内視鏡を飲み込むと、カプセル型内視鏡は、体内を移動している間に体内を撮像し、体内の画像を記録する。

【0004】

カプセル内視鏡の場合、膨大な数の画像が取得されるので、取得された多くの画像の中から病変部などの観察対象部位の画像のみを抽出する技術や、特開 2010 - 24000 号公報に開示のように、複数の画像を 3D モデル上に貼り付けるときに特徴パラメータに基づいて優先順位の高い画像を用いて診断用画像を生成する技術が提案されている。

【0005】

ところで、前回の内視鏡検査において発見された病変部の状態を観察するために、内視鏡検査が再度行われたり、前回の内視鏡検査において発見された病変部に対して、内視鏡を用いて処置したりすることも行われている。

【0006】

10

20

30

40

50

そのため、医者は、検査において発見された病変部の検査対象臓器における位置を、カルテに記入する。例えば、検査対象臓器が膀胱の場合、病変部の位置は、カルテに描かれる膀胱展開図（シェーマ）に印が付けられることにより指定される。

【 0 0 0 7 】

しかし、前回の内視鏡検査において得られた内視鏡画像が、対象臓器におけるどの位置の画像であるかは、解り難い場合がある。

カプセル内視鏡を利用する上記の特開 2 0 1 0 - 2 4 0 0 0 0 号公報に開示の内視鏡システムでは、内視鏡画像が対象臓器の 3 D モデルに貼り付けられるが、カプセル型内視鏡であるため、医者は、得られた内視鏡画像から、臓器における病変部の位置を容易に把握することはできない。

10

【 0 0 0 8 】

また、挿入部を有する内視鏡の場合であっても、例えば、膀胱展開図に指定された位置と現実の膀胱における位置との対応付けの把握が容易でないものもあり、医者にとって、内視鏡検査において確認された病変部の位置をそのような膀胱展開図に記入すること、そして、そのようなカルテの膀胱展開図に記された位置から現実の膀胱における位置を把握することは、容易ではない。

【 0 0 0 9 】

そのため、前回の検査で得られた病変部の内視鏡画像があっても、医者は、再度臓器内を隈無く観察して、病変部を捜すことを行うことも少なくない。

結果として、内視鏡による検査時間若しくは処置時間が長く掛かってしまうという問題がある。

20

【 0 0 1 0 】

そこで、本発明は、内視鏡画像の検査対象臓器における位置が容易にわかるように、内視鏡画像を対象臓器の臓器モデル画像上に貼り付けるようにして内視鏡による検査時間若しくは処置時間を短くすることができる内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法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 】

【 0 0 1 1 】

本発明の一態様の内視鏡システムは、被検体内に挿入する挿入部と、前記挿入部の先端側に設けられ、前記被検体からの光を受ける対物光学窓と、前記対物光学窓から入射された光から前記被検体内を撮像する撮像部と、前記対物光学窓の位置情報を取得する位置情報取得部と、前記被検体内における被検体内画像情報の変化量、所定の操作入力、又は予め設定された基準平面に対する前記位置情報に基づいて、前記位置情報取得部により取得される前記対物光学窓の位置と前記被検体内における所定臓器のモデル画像の座標系における位置とを一致させる位置合わせ部と、前記位置合わせ部により前記対物光学窓の位置と前記座標系における位置とが対応付けられた前記所定臓器のモデル画像上に、前記被検体内画像を貼り付けた画像を生成する画像生成部と、を備える。

30

【 0 0 1 2 】

本発明の一態様の内視鏡システムの作動方法は、被検体からの光を受ける対物光学窓の位置情報を取得する位置情報取得部と、前記対物光学窓から入力された光から前記被検体内を撮像する撮像部と、位置合わせ部と、画像生成部とを有する内視鏡システムの作動方法であって、前記位置合わせ部が、前記被検体内における被検体内画像情報の変化量、所定の操作入力、又は予め設定された基準平面に対する前記位置情報に基づいて、前記位置情報取得部により取得される前記対物光学窓の位置と前記被検体内における所定臓器のモデル画像の座標系における位置とを一致させ、前記画像生成部が、前記位置合わせ部により前記対物光学窓の位置と前記座標系における位置とが対応付けられた前記所定臓器のモデル画像上に、前記被検体内画像を貼り付けた画像の生成を行う。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 3 】

50

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態に係わる内視鏡システムの構成を示す構成図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施の形態に係わる内視鏡システム 1 の構成を示すブロック図である。

【図 3】本発明の第 1 の実施の形態に係わる、膀胱内の観察時における、膀胱モデル画像への内視鏡画像の貼り付け処理の流れの例を示すフローチャートである。

【図 4】本発明の第 1 の実施の形態に係わる、先端部 2 d が尿道から膀胱 B 内へ進められたときにおける、画像取込部 2 4 が取得した内視鏡画像の変化を説明するための図である。

【図 5】本発明の第 1 の実施の形態に係わる、先端部 2 d の位置に応じた、画像全体の輝度値の平均輝度と分散の変化を示す模式的なグラフである。

【図 6】本発明の第 1 の実施の形態に係わる、尿道内における内視鏡画像の例を示す図である。

【図 7】本発明の第 1 の実施の形態に係わる、膀胱の各部の名称を説明するための模式的な患者の膀胱の位置を示す図である。

【図 8】本発明の第 1 の実施の形態に係わる、膀胱の各部の名称を説明するための模式的な膀胱を示す図である。

【図 9】本発明の第 1 の実施の形態に係わる 3 D 膀胱モデル M1 を示す図である。

【図 10】本発明の第 1 の実施の形態に係わる、膀胱 B の 2 次元モデル M2 を示す図である。

【図 11】膀胱展開図 BE を示す図である。

【図 12】本発明の第 1 の実施の形態に係わる、モニタ 6 の画面上に表示される内視鏡検査時の表示画面の例を示す図である。

【図 13】本発明の第 1 の実施の形態に係わる、モニタ 6 の画面上に表示される表示画面の他の例を示す図である。

【図 14】本発明の第 1 の実施の形態に係わる、磁場発生装置 7 の座標系とベッド 8 上の患者 P の膀胱 B の座標系の関係を説明するための図である。

【図 15】本発明の第 1 の実施の形態に係わる、中間座標系 ($X_1 Y_1 Z_1$) 上に投影される方向ベクトルを説明するための図である。

【図 16】本発明の第 1 の実施の形態に係わる、中間座標系 ($X_1 Y_1 Z_1$) と第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) の関係を説明するための図である。

【図 17】本発明の第 1 の実施の形態に係わる、第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) において球体の内面上の座標を説明するための図である。

【図 18】本発明の第 1 の実施の形態に係わる、先端部 2 d の位置と方向ベクトルから第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) における位置 P_2 と方向 V_2 を説明するための図である。

【図 19】本発明の第 1 の実施の形態に係わる、2 次元の座標系 (U, V) における座標関係を説明するための図である。

【図 20】本発明の第 1 の実施の形態に係わる、内視鏡画像の全体を走査して、第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) の球体の内面への各画素の貼り付けを説明するための図である。

【図 21】本発明の第 1 の実施の形態に係わる、モニタ 6 の画面上に表示される画像の他の例を示す図である。

【図 22】本発明の第 1 の実施の形態に係わる、5 軸センサを用いた場合における、モニタ 6 の画面上に表示される画像の例を示す図である。

【図 23】本発明の第 1 の実施の形態に係わる、5 軸センサを用いた場合における、リリースボタン 1 3 が押されたときの内視鏡画像のみが 2 D モデル画像 3 1 a 上に貼り付けられ画像の例を示す図である。

【図 24】本発明の第 1 の実施の形態に係わる、2 つの観察モードに対応して 2 つの臓器モデルの画像を表示した場合の表示画面の例を示す図である。

【図 25】本発明の第 2 の実施の形態に係わる、膀胱内の観察時における内視鏡画像の貼り付け処理の流れの例を示すフローチャートである。

【図 26】本発明の第 3 の実施の形態に係わる、第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) において球

10

20

30

40

50

体の内面上の座標を説明するための図である。

【図 2 7】本発明の第 3 の実施の形態に係わる、先端部 2 d の位置と方向ベクトルから第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) における位置 P_2 と方向 V_2 と、座標 P_{21} を説明するための図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。以下、本発明の実施の形態を、膀胱内の内視鏡画像を取得する場合を、例として説明する。

(第 1 の実施の形態)

(構成)

図 1 は、本実施の形態に係わる内視鏡システムの構成を示す構成図である。図 2 は、内視鏡システム 1 の構成を示すブロック図である。内視鏡システム 1 は、内視鏡 2 と、記録装置 3 と、光源装置 4 と、プロセッサ 5 と、モニタ 6 と、磁場発生装置 7 とを含んで構成されている。内視鏡システム 1 は、通常光観察と特殊光観察の 2 つの観察モードを有する。検査者である医者は、ベッド 8 上に仰向けで横になっている患者 P の膀胱 B の内視鏡検査を行う。

【0015】

内視鏡 2 は、操作部 2 a と、可撓性を有し被検体内に挿入する挿入部 2 b と、ユニバーサルケーブル 2 c とを有する。内視鏡 2 は、膀胱検査用の内視鏡である。

さらに、図示しないが、ユニバーサルケーブル 2 c 内には、ライトガイドが挿通されており、内視鏡 2 は、光源装置 4 からの照明光を、ライトガイドを通して挿入部 2 b の先端部 2 d から出射するように構成されている。

【0016】

また、図 2 に示すように、挿入部 2 b の先端部 2 d には、撮像素子 1 1 が設けられており、光源装置 4 の照明光により照明された膀胱 B 内の部位が、対物光学窓 1 1 a を介して撮像素子 1 1 により撮像される。対物光学窓 1 1 a は、挿入部 2 の先端側に設けられ、被検体からの光を受ける。すなわち、撮像素子 1 1 は、被検体内に挿入され、対物光学窓 1 1 a から入射された光から被検体内を撮像する撮像部を構成する。撮像素子 1 1 により得られた撮像信号は、ユニバーサルケーブル 2 c 内の信号線を介してプロセッサ 5 に供給され、撮像信号は、プロセッサ 5 において画像処理が行われる。

【0017】

プロセッサ 5 は、観察モードを切り換えるための切換スイッチ 5 a を有し、プロセッサ 5 は、切換スイッチ 5 a により指定された観察モードに応じた内視鏡画像を生成する。

また、生成された内視鏡画像は、プロセッサ 5 からモニタ 6 へ出力され、ライブの内視鏡画像が、モニタ 6 上に表示される。検査を行う医者（以下、検査者という）は、挿入部 2 b の先端部 2 d を患者 P の尿道から挿入し、患者 P の膀胱 B（図 1 において点線で示す）内を観察することができる。

【0018】

さらに、挿入部 2 b の先端部 2 d には、磁気センサ 1 2 が配置されている。具体的には、先端部 2 d の対物光学窓 1 1 a の近傍に、2 つのコイル 2 e を有する磁気センサ 1 2 が設けられている。よって、磁気センサ 1 2 は、6 軸のセンサである。磁気センサ 1 2 の信号線 2 f が、内視鏡 2 から延出し、記録装置 3 に接続されている。

なお、磁気センサ 1 2 は、5 軸のセンサでもよい。

【0019】

磁場発生装置 7 が所定の磁場を発生し、磁気センサ 1 2 は、磁場発生装置 7 が発生する磁場を検出する。磁場の検出信号は、信号線 2 f を介して内視鏡 2 から記録装置 3 へ供給される。

【0020】

内視鏡 2 の操作部 2 a には、リリースボタン 1 3 が設けられている。リリースボタン 1 3 は、検査者が内視鏡画像を記録するときに、押すためのボタンである。リリースボタン

10

20

30

40

50

１３が押されると、リリースボタン操作信号がプロセッサ５へ入力され、プロセッサ５は、リリース信号を生成して、記録装置３へ供給する。リリースボタン１３が押されたときの内視鏡画像は、記録装置３の後述するメモリ２２に記録される。

【００２１】

記録装置３は、中央処理装置（以下、CPUという）２１と、メモリ２２と、表示インターフェース（以下、表示Ｉ/Fと略す）２３と、画像取込部２４と、位置方向検出部２５と、駆動回路２６を含んでいる。CPU２１と、メモリ２２と、表示インターフェース（以下、表示Ｉ/Fと略す）２３と、画像取込部２４と、位置方向検出部２５と、駆動回路２６は、バス２７を介して互いに接続されている。

【００２２】

CPU２１は、記録装置３内の各部の処理を制御する制御部である。

メモリ２２は、ROM、RAM、フラッシュメモリなどを含む記憶部であり、CPU２１により実行される各種処理プログラム及び各種データが記憶され、さらに、後述するように、内視鏡画像情報及び位置と方向の情報なども記憶される。

【００２３】

また、メモリ２２には、後述する臓器のモデル画像（以下、臓器モデル画像という）のデータも記憶され、後述するように、内視鏡画像がその臓器モデル画像上に貼り付けられる。詳細については、後述するが、CPU２１は、内視鏡画像を撮像したときの先端部２ｄ位置方向情報に基づいて、予め記憶されたモデル画像上に、内視鏡画像を貼り付ける処理を行い、内視鏡画像を貼り付けた臓器モデル画像をメモリ２２に記憶する。メモリ２２に記憶された臓器モデル画像は、カルテの一部として利用される。

【００２４】

メモリ２２に記憶された臓器モデル画像は、表示Ｉ/F２３を介して出力され、モニタ６の画面上に表示される。

さらに、モニタ６は、プロセッサ５も接続されている。モニタ６は、PinP（Picture In Picture）機能を有し、CPU２１により内視鏡画像が貼り付けられた臓器モデル画像と共に、内視鏡２の撮像素子１１により撮像して得られたライブの内視鏡画像を表示することができる。

【００２５】

画像取込部２４は、プロセッサ５において得られた画像を、一定の周期で取り込む処理部である。例えば、内視鏡２から、フレームレートと同じ、１秒間に３０枚の内視鏡画像を、プロセッサ５から取得する。また、画像取込部２４は、プロセッサ５からのリリース信号も受信する。なお、ここでは、画像取込部２４は、１秒間に３０枚の内視鏡画像を取り込んでいるが、フレームレートとは異なる、例えば１秒間に３枚等のより長い周期で内視鏡画像を取得するようにしてもよい。

【００２６】

位置方向検出部２５は、磁場発生装置７を駆動する駆動回路２６を制御して、磁場発生装置７に所定の磁場を発生させ、その磁場を磁気センサ１２により検出し、その検出された磁場の検出信号から、対物光学窓１１ａの位置座標（ x 、 y 、 z ）と配向（すなわちオイラー角（ ψ 、 θ 、 ϕ ））のデータ、すなわち位置方向情報、をリアルタイムで生成する。すなわち、位置方向検出部２５は、磁気センサ１２からの位置情報及び方向情報を取得して、対物光学窓１１ａの位置情報を取得する位置情報取得部を構成する。

【００２７】

CPU２１は、画像取込部２４が取り込んだ画像と、位置方向検出部２５が検出した位置方向情報から算出された先端部２ｄの位置と方向の情報とを関連付けて、メモリ２２に記憶する。

【００２８】

CPU２１は、さらに、ステレオ計測機能を有し、撮像して得られた２枚のフレーム画像から、フレーム画像中の対象部位の各部までの距離を計測する機能を有する。具体的には、CPU２１は、２枚のフレーム画像を撮像したときの位置方向検出部２５からの位置方向

10

20

30

40

50

情報に基づいて対物光学窓 1 1 a の撮像位置情報を取得し、2 枚のフレーム画像を撮像したときの視差から、撮像素子 1 1 からフレーム画像中の各部までの距離を算出することができる。ステレオ計測機能のためのプログラムが、メモリ 2 2 に記憶されており、CPU 2 1 は、そのプログラムを読み出して実行することにより、ステレオ計測を行うことができる。

【0029】

また、光源装置 4 は、通常光観察モード用の通常光と、特殊光観察モード用の特殊光とを出射可能な光源装置であり、プロセッサ 5 に設けられた観察モードを切り換えるための切換スイッチ 5 a の状態に応じて、通常光と特殊光のいずれかを照明光として出射する。

【0030】

ここでは、特殊光観察モードは、狭帯域観察モードである。なお、特殊光観察モードは、赤外光観察モードあるいは蛍光観察モードでもよい。よって、内視鏡システム 1 は、通常光観察モードと特殊光観察モードの 2 つの観察モードを有し、光源装置 4 は、切換スイッチ 5 a が通常光観察モードのときは、通常光の照明光を出射し、切換スイッチ 5 a が特殊光観察モードのときは、所定の波長の狭帯域光の照明光を出射する。すなわち、光源装置 4 は、被検体に対して白色光又は所定波長帯域を有する特殊光を切り換え可能に照射する照明部を構成する。

【0031】

よって、プロセッサ 5 は、通常光観察モード時は、白色光を被写体に照射して得られた被写体の通常光観察画像を生成し、特殊光観察モード時は、特殊光（ここでは狭帯域光）を被写体に照射して得られた被写体の特殊光観察画像を生成する。

【0032】

なお、特殊光観察画像である狭帯域観察画像は、通常光の照射により得られた RGB の各画像に対して分光推定処理を行うことによって得ることができるので、狭帯域観察モード時に、プロセッサ 5 が、分光推定により狭帯域観察画像を生成してもよい。

【0033】

（臓器モデル画像への内視鏡画像の貼り付け処理）

図 3 は、膀胱内の観察時における、膀胱モデル画像への内視鏡画像の貼り付け処理の流れの例を示すフローチャートである。図 3 の処理は、CPU 2 1 が、メモリ 2 2 に記憶された所定のプログラムを読み出して実行することによって、検査者が挿入部 2 b の先端部 2 d を尿道へ挿入したときから実行される。

【0034】

CPU 2 1 は、先端部 2 d の膀胱 B 内への挿入が検出されたか否かを判定する（S1）。挿入部 2 b の先端部 2 d は、尿道内に挿入され、尿道を通過して膀胱 B 内に入る。先端部 2 d の膀胱 B 内への挿入の検出は、画像取込部 2 4 が取得した内視鏡画像の輝度（内視鏡画像全体の平均輝度あるいは内視鏡画像の所定の一部の領域の平均輝度）の変化量に基づき、行われる。すなわち、CPU 2 1 は、先端部 2 d が尿道から膀胱 B 内に入ったときに、内視鏡画像の輝度が変化することを利用して、S1 の判定を行う。内視鏡画像の輝度値が、高い状態から低い状態になったとき、CPU 2 1 は、先端部 2 d が膀胱 B 内に入ったと判定する。

【0035】

なお、ここでは、先端部 2 d の膀胱 B 内への挿入の検出は、内視鏡画像の輝度に基づいて行っているが、内視鏡画像の色味の変化量、あるいはテクスチャの変化量に基づいて行うようにしてもよい。例えば、色味の変化としては、赤系から他の色系への色の変化であり、テクスチャの変化としては、血管等のパターンが認識できないような画像の状態から血管等のパターンが認識できるような状態への変化である。さらになお、先端部 2 d の膀胱 B 内への挿入の検出は、輝度等の情報と、内視鏡 2 の先端部 2 d の位置情報等との組み合わせにより行うようにしてもよい。

【0036】

ここで、内視鏡 2 の先端部 2 d が尿道から膀胱 B 内へ挿入された場合の検出方法について具体的に説明する。

10

20

30

40

50

図4は、先端部2dが尿道から膀胱B内へ進められたときにおける、画像取込部24が取得した内視鏡画像の変化を説明するための図である。

【0037】

内視鏡2を尿道から膀胱Bに挿入する場合、尿道の狭い管状の空間から、管腔が閉じた状態の部位（内尿道口）を押し広げながら広い空間（膀胱B）に入っていく過程の内視鏡画像が撮影される。

【0038】

先端部2dが尿道の狭い管状の空間にあるときは、図4の内視鏡画像GA1のような内視鏡画像が、画像取込部24により取得される。先端部2dが内尿道口に近接すると、図4の内視鏡画像GA2のような内視鏡画像が、画像取込部24により取得される。先端部2は、内尿道口の粘膜に近接するため、内視鏡画像GA2は、全体に赤っぽい画像となる。

10

【0039】

先端部2dが内尿道口から膀胱Bに入るときは、管腔が閉じた状態の部位（内尿道口）が押し広げられる様子を示す内視鏡画像GA3、GA4のような内視鏡画像が、画像取込部24により取得される。先端部2dが押し込まれるにつれて、内尿道口が徐々に押し広げられるので、内視鏡画像は、内視鏡画像GA3からGA4のように変化する。

【0040】

そして、先端部2dが膀胱B内に入ると、膀胱Bの内壁面が撮像されるため、図4の内視鏡画像GA5のような画像が得られる。

20

ここで、先端部2dの膀胱B内への挿入の検出を、（a）輝度変化により行う場合、（b）色の変化により行う場合、（c）輝度変化と色の変化の組み合わせにより行う場合、（d）内視鏡の先端部の位置情報と組み合わせによる場合、について、説明する。

【0041】

（a）輝度変化により行う場合

輝度変化により行う場合、例えば画像全体の平均輝度と分散とにより、先端部2dの膀胱B内への挿入の検出を行うことができる。

【0042】

図5は、先端部2dの位置に応じた、画像全体の輝度値の平均輝度と分散の変化を示す模式的なグラフである。図5において、実線g1は、先端部2dの位置に応じた、画像全体の輝度値の平均輝度の変化を示し、一点鎖線g2は、先端部2dの位置に応じた、画像全体の輝度値の分散の変化を示す。上述した内視鏡画像GA1からGA5は、図5において矢印で示した対応する位置において、取得される。

30

【0043】

画像GA2に示すように、内視鏡2の先端部2dが尿道内から内尿道口に近づいた場合、先端部2dと内尿道口の粘膜との距離が近接する為、画像全体の輝度値の平均値は高くなり、分散（標準偏差）は低下する。図5において、点Pg1は、平均輝度の極大値の点を示し、点Bg1は、分散の極小値の点を示す。

【0044】

画像GA3,GA4に示すように、先端部2dが内尿道口から膀胱B内に入る場合、内尿道口で閉じた空間を押し広げるように内視鏡2の先端部2dが挿入され、膀胱B内に入ると先端部2dと膀胱壁と一定の距離を保った状態になる為、画像全体の輝度値の平均値はいったん下がってから上がり、分散（標準偏差）は上がってから下がる。その場合、図5において、点Bg2がその平均輝度の極小値の点を示し、点Pg2は、分散の極大値の点を示す。

40

【0045】

よって、画像全体の輝度値の平均、分散（標準偏差）の極大値、極小値を検出することにより、先端部2dの膀胱Bへの挿入を判断することができる。

なお、以上の例では、画像全体の輝度値の平均と分散を利用しているが、画像の中の所定の領域の輝度値の平均と分散を利用してもよい。

また、以上の例では、画像全体の輝度値の平均と分散を利用しているが、輝度分布を利用してもよい。

50

【 0 0 4 6 】

図 6 は、尿道内における内視鏡画像の例を示す図である。内視鏡 2 の先端部 2 d が尿道内から内尿道口に近づいた場合、先端部 2 d は管状の臓器を通過して、粘膜の壁に近接する為、撮影される画像は、中心部が暗い画像から画像全体の輝度が均一な画像に変化する。

【 0 0 4 7 】

図 6 において、二点鎖線で示す方向に沿って、輝度値は小さくなっていく。よって、画像全体の輝度の分布を数値化し、管状状態から平面状態に変化する場合の輝度分布から膀胱 B への挿入を判断することができる。

【 0 0 4 8 】

(b) 色の变化により行う場合

内視鏡 2 の先端部 2 d が尿道内から内尿道口に近づいた場合、先端部 2 d と内尿道口の粘膜との距離が近接し、接触する為、内視鏡画像全体が、赤っぽい色になる（いわゆる赤玉状態になる）。

【 0 0 4 9 】

内尿道口で閉じた空間を押し広げるように先端部 2 d が挿入されると、先端部 2 d と粘膜が接触している領域が徐々に小さくなる。よって、赤玉状態を色で検出することにより、膀胱 B への挿入を判断することができる。

【 0 0 5 0 】

(c) 輝度変化と色の变化の組み合わせにより行う場合

例えば、一つの方法として、極値と色の变化の組合せを用いる方法がある。ノイズ等により極大値、極小値が複数発生し、正確に内尿道口を判断することが難しくなったり、あるいは、赤玉状態の色を閾値で検出した場合、閾値の設定により膀胱 B に入る前に膀胱 B に入ったと誤検出する可能性がある。そこで、そのような場合は、色の变化で内尿道口を判断し、上述した極大値と極小値で膀胱 B 内に入ったことを検出することで、膀胱 B 内への挿入を正確に判断することができる。

【 0 0 5 1 】

別の方法として、輝度分布と色の变化の組合せを用いる方法がある。内視鏡 2 の先端部 2 d の向きにより暗い部分が画像の周辺に移動した場合、内尿道口に近接したと判断したり、あるいは、赤玉状態の色を閾値で検出した場合、閾値の設定により膀胱 B に入る前に膀胱 B に入ったと誤検出する可能性がある。そこで、そのような場合は、色の变化で内尿道口を判断し、輝度の分布で膀胱 B 内に入ったことを検出することで、膀胱 B 内への挿入を正確に判断することができる。

【 0 0 5 2 】

(d) 内視鏡の先端部の位置情報と組み合わせによる場合

例えば、キーボード等を用いて内尿道口の位置を内視鏡システム 1 の CPU 2 1 に入力し、その点の位置情報と上記 (a) から (c) の検出結果を組み合わせで膀胱 B への挿入を判断することができる。

【 0 0 5 3 】

あるいは、体外から内尿道口付近に先端部 2 d を配置し、配置した位置情報と上記 (a) から (c) の検出結果を組み合わせで膀胱 B への挿入を判断することができる。

以上のようにして、先端部 2 d の膀胱 B 内への挿入の検出を行うことができる。

【 0 0 5 4 】

図 3 に戻り、膀胱 B 内への挿入が検出されると (S1: YES)、その検出がされたときにおける位置検出部 2 5 の位置方向情報を、先端部 2 d (具体的には、対物光学窓 1 1 a) の位置と方向の基準情報として記録する (S2)。

CPU 2 1 は、S2 で記録された先端部 2 d の位置と方向を、それぞれ 3 次元膀胱モデル (以下、3D 膀胱モデルという) M1 の基準位置と基準方向とする基準決定を行う (S3)。S3 の処理により、CPU 2 1 は、体外の磁場発生装置 7 を基準とする第 1 の座標系 ($X_0 Y_0 Z_0$) から、膀胱 B の入り口 (頸部) を基準とする座標系 ($X_1 Y_1 Z_1$) への変換、さらには、

10

20

30

40

50

座標系 (X_1, Y_1, Z_1) から、膀胱モデルM1の中心を基準とする座標系 (X_2, Y_2, Z_2) への変換、を行うことができる。座標系の変換については、後述する。

【0055】

よって、S1からS3の処理は、被検体である患者P内における被検体内画像情報の変化量に基づいて、対物光学窓11aの位置と患者P内における所定臓器モデル画像の座標系における位置とを一致させる位置合わせ部を構成する。

【0056】

膀胱Bの検査は、患者が仰向けになった状態でかつ膀胱B内が所定の液体（例えば生理食塩水）で満たされた状態で行われる。例えば、大人であれば、膀胱Bの大きさに違いはあっても大きな差はなく、略同じ大きさを有する球体形状で、膀胱Bをモデル化することができる。

10

【0057】

図7は、膀胱の各部の名称を説明するための模式的な患者の膀胱の位置を示す図である。図7は、患者Pの正面に対向する方向からみた図である。図8は、膀胱の各部の名称を説明するための模式的な膀胱を示す図である。図8は、患者Pの左側から見たときの膀胱の図である。

【0058】

膀胱Bは、尿道の開口部であり膀胱Bへの入口である頸部RPと、頸部RPに対向する頂部と、腹部側の前壁と、背中側の後壁と、患者Pから見て右側の右壁と、患者Pから見て左側の左壁の複数の領域に区別される。膀胱Bの検査は、患者Pが仰向けになった状態でかつ膀胱B内が所定の液体で満たされた状態で行われるため、検査者には、現実の膀胱Bの全体の位置と方向は、理解し易い。

20

【0059】

図3に戻り、先端部2dの膀胱B内への挿入が検出されない場合（S1:NO）、処理は、S1の処理を繰り返す。先端部2dの膀胱B内への挿入が検出されたとき（S1:YES）、先端部2dは膀胱Bの頸部RPの位置にある。磁気センサ12は、6軸すなわち（位置座標 (x, y, z) と配向（オイラー角 (ψ, θ, ϕ) ）の位置方向情報を生成しているので、記録装置3は、先端部2dの膀胱B内への挿入が検出されたときの位置と方向を記録し、その記録した位置と方向を、3D膀胱モデルM1に対する対物光学窓11aの基準位置と基準方向とすることによって、基準位置と基準方向と、3D膀胱モデルM1における頸部RPの位置と方向とを一致させることができる。

30

図8に示すように、挿入部2bの先端部2dに設けられた撮像素子11は、膀胱B内で、視野角 θ の内視鏡画像を撮像する。

【0060】

図9は、3D膀胱モデルM1を示す図である。3D膀胱モデルM1は、略球体形状であり、3次元の座標系 X_2, Y_2, Z_2 内に形成されている。座標系 X_2, Y_2, Z_2 は、座標系 X_1, Y_1, Z_1 から変換された座標系である。なお、図9では、膀胱B内における挿入部2bの入口である頸部RPを示すために、挿入部2bの図形も合わせて示している。

【0061】

3D膀胱モデルM1は、球体の中心Oを通り右壁から左壁方向の軸を X_2 軸とし、球体の中心Oを通り頸部から頂部方向の軸を Y_2 軸とし、球体の中心Oを通り後壁から前壁方向の軸を Z_2 軸として形成されている。

40

【0062】

図10は、膀胱Bの2次元モデル（以下、2D膀胱モデルという）M2を示す図である。2D膀胱モデルM2は、2つの円形を含む形状を有しており、2次元の座標系UV内に形成されている。2D膀胱モデルM2は、図11に示す膀胱展開図（シェーマ）BEと略同じ形状である。図11は、膀胱展開図BEを示す図である。膀胱展開図BEは、膀胱B内の各部の位置を示す図であり、図11に示すように、膀胱B内の各部が膀胱展開図BE上の所定の各領域に対応する。

【0063】

50

膀胱Bの2つの尿管口は、図9及び図10においてuoで示す位置にある。また、例えば、図9において点線で示す位置に膀胱B内に病変部AAがあるとき、図9の病変部AAの位置は、図10においては点線で示す位置に対応する。

【0064】

再び、図3に戻り、先端部2dの膀胱B内への挿入が検出されたときにおける先端部2dの位置と方向の情報が、S2において基準情報として記録され、その基準情報で指定される位置と方向から、3D膀胱モデルM1の基準及び2D膀胱モデルM2の基準が導出される。

【0065】

次に、CPU21は、リリースの検出処理を行う(S4)。このリリースの検出処理は、内視鏡2の操作部2aのリリースボタン13が押されたか否かを検出する処理である。リリースボタン13が押されると、リリース信号がプロセッサ5を介して画像取込部24に入力される。CPU21は、画像取込部24に入力されるリリース信号の立ち上がり(あるいは立ち下がり)を監視することによって、リリースボタン13が押されたか否かを検出することができる。

【0066】

CPU21は、画像取込部24から内視鏡画像を取得する(S5)。上述したように、画像取込部24は、ここでは、フレームレートと同じ30分の1秒毎に、プロセッサ5から内視鏡画像を取得する。

【0067】

CPU21は、挿入部2bの先端部2dの位置と方向の情報を取得する(S6)。位置検出部25から位置方向情報を読み出すことによって、CPU21は、先端部2dの位置と方向の情報を取得することができる。

【0068】

また、S6では、S3で決定された基準情報に基づいて、CPU21は、座標系($X_0 Y_0 Z_0$)における位置方向情報を、3次元の座標系($X_2 Y_2 Z_2$)における位置方向情報に変換する。すなわち、S1からS3において対物光学窓11aの位置情報と所定臓器モデル画像である膀胱モデル画像の座標系とを一致させた後、S6において、位置方向検出部25で取得した先端部2dの位置及び方向(すなわち対物光学窓11aの位置及び方向)と膀胱モデル画像の座標系における位置及び方向との対応付けが行われる。

【0069】

CPU21は、内視鏡画像の貼り付け処理を行う(S7)。内視鏡画像の貼り付け処理は、S6において取得し3次元の座標系($X_2 Y_2 Z_2$)に変換した位置方向情報に基づいて、球体である3D膀胱モデルM1の内面に貼り付けられる内視鏡画像を、2DモデルM2の図(以下、2Dモデル画像という)上に、貼り付ける処理である。

【0070】

すなわち、S7の処理は、位置合わせ部を構成するS1からS3により対物光学窓11aの位置と3Dモデル画像の座標系における位置とが対応付けられた所定臓器のモデル画像上に、被検体内画像を貼り付けた画像を生成する画像生成部を構成する。S7の貼り付け処理は、3次元の座標系($X_2 Y_2 Z_2$)で規定される3D膀胱モデルM1の球体内面上に投影された内視鏡画像を、2次元の座標系(U,V)の2D膀胱モデルM2の画像上の位置に、貼り付けることによって、行われる。

【0071】

2D膀胱モデルM2の画像上に貼り付けられる内視鏡画像の位置と方向は、上述のように決定され、貼り付ける内視鏡画像の大きさは、例えば、先端部2dと膀胱Bの撮像部位までの距離に応じて変更される。

【0072】

S3で決定された位置と方向の基準情報は、体外の磁場発生装置7を基準として決定した3次元の座標系($X_0 Y_0 Z_0$)における位置と方向であり、S7で貼り付け処理における位置と方向は、2D膀胱モデルM2の頸部RPを基準とする2次元の座標系(U,V)における位置と方向である。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 3 】

よって、CPU 2 1 は、S3で得られた基準情報から、2次元座標系における先端部 2 d の位置方向情報を導出して、その導出された位置方向情報に基づいて、内視鏡画像を、2Dモデル画像上へ投影して貼り付ける位置及び傾きを算出する。

S7における内視鏡画像の貼り付けは、内視鏡画像が貼り付けられる位置に、内視鏡画像が既に貼り付けられている場合は、後に取得された画像が、先に取得されて貼り付けられた内視鏡画像上に重畳して貼り付けるように、行われる。

【 0 0 7 4 】

そして、CPU 2 1 は、貼り付けた内視鏡画像、2Dモデル画像上の位置と方向、及びリリース信号の有無の各情報を、メモリ 2 2 へ記録する(S8)。すなわち、S8の処理は、撮像素子 1 1 により取得された被検体内画像である内視鏡画像と、位置方向検出部 2 5 により取得された位置情報と方向情報とを関連付けて記録する記録部を構成する。

【 0 0 7 5 】

次に、CPU 2 1 は、最前面貼り付け処理を実行する(S9)。最前面貼り付け処理は、2Dモデル画像上に貼り付けられる内視鏡画像が複数あって、全体あるいは一部が互いに重なるように貼り付けられる場合に、リリース信号が有りの内視鏡画像が、最も前面に配置されて、他の内視鏡画像によって表示されないことがないようにする処理である。すなわち、内視鏡 2 のリリースボタン 1 3 が押されたときの被検体内画像は、他の被検体内画像に優先して、所定臓器のモデル画像上の最前面に貼り付けられる。

【 0 0 7 6 】

なお、S9において、リリース信号が有りの複数の内視鏡画像の全部あるいは一部が重なる場合は、後に取得された画像が、先に取得されて貼り付けられた内視鏡画像上に重畳して貼り付けるように、行われる。

よって、S9の処理は、S7で貼り付けられた内視鏡画像の画素位置に、既に貼り付けられている他の内視鏡画像の画素がある画素領域についてのみ行われる。

【 0 0 7 7 】

CPU 2 1 は、最前面貼り付け処理が行われた2Dモデル画像を、表示I/F 2 3 を介してモニタ 6 に表示する(S10)。このとき、CPU 2 1 は、3Dモデル画像も生成して、2Dモデル画像と共に表示する。CPU 2 1 は、先端部 2 d の位置方向情報に基づいて、挿入部 2 b の画像を生成して、3Dモデル画像上に重畳することによって、3Dモデル画像を生成する。

【 0 0 7 8 】

S10では、CPU 2 1 は、S6で取得した先端部 2 d の位置と方向の情報に基づいて、挿入部の形状を推定し、その推定した形状の挿入部 2 b の画像を生成する。よって、S10の処理は、S6において取得した先端部 2 d の位置情報及び方向情報と、尿道口RPの位置情報と向き情報とに基づいて挿入部 2 b の形状推定を行う形状推定部を有し、S10において、所定臓器に関する3Dモデル画像上に、形状推定部により推定された形状情報である挿入部画像を重畳する処理が実行される。

【 0 0 7 9 】

CPU 2 1 は、挿入部 2 1 の先端部 2 d が膀胱Bから抜去されたか否かを判定する(S11)。S11の判定は、先端部 2 d の位置座標が、膀胱Bの頸部から尿道内へ移動した否かを判定することによって行うことができる。

先端部 2 d が膀胱 B 内から抜去されていない場合(S11:NO)、処理は、S4へ戻り、CPU 2 1 は、先端部 2 d が膀胱 B 内から抜去されるまで、S4からS11の処理を繰り返す。

【 0 0 8 0 】

図 1 2 は、モニタ 6 の画面上に表示される内視鏡検査時の表示画面の例を示す図である。図 1 2 に示すように、画面G1は、CPU 2 1 によって生成された画面であって、2Dモデル画像表示部 3 1 と、3Dモデル画像表示部 3 2 と、ライブの内視鏡画像(以下、ライブ画像という)を表示するライブ画像表示部 3 3 とを含む。

【 0 0 8 1 】

2Dモデル画像表示部 3 1 は、図 1 0 の2Dモデルに対応する2Dモデル画像を表示する

10

20

30

40

50

領域である。2Dモデル画像表示部31には、2Dの膀胱展開図である2Dモデル画像31aと、2Dモデル画像31a上にS7及びS9の処理により貼り付けられた被検体内画像である内視鏡画像31bが表示される。

【0082】

3Dモデル画像表示部32は、図9の3Dモデルに対応する3Dモデル画像を表示する領域である。3Dモデル画像表示部32には、3Dモデル画像32aと、3Dモデルにおける挿入部2bの先端部2dの位置と方向を示す挿入部画像32bが表示される。CPU21は、上述したように、先端部2dの現在の位置方向情報に基づいて、挿入部画像32bを生成する。

【0083】

図12の2Dモデル画像表示部31は、先端部2dが膀胱B内に入って頂部方向を向いているときに最初に撮像した内視鏡画像が2Dモデル画像31a上に貼り付けられたときの画像を表示している。

【0084】

以上のように、撮像素子11により取得されたライブの被検体内画像は、モデル画像と共に表示され、さらに、ライブの被検体内画像を撮像する撮像素子11を有する挿入部2bの挿入形状も、モデル画像と共に表示される。

【0085】

ライブ画像表示部33は、モニタ6がプロセッサ5から取得した内視鏡画像を、そのまま表示する領域である。ライブ画像表示部33は、例えばモニタ6のPinP機能により、画面G1内に含まれる。

【0086】

なお、ここでは、ライブの内視鏡を、モニタ6のPinP機能を利用して、モニタ6上に表示しているが、記録装置3のCPU21により画面G1中にライブ画像を合成させて、モニタ6に出力するようにしてもよい。

【0087】

図13は、モニタ6の画面上に表示される表示画面の他の例を示す図である。図13の2Dモデル画像表示部31は、先端部2dが移動して種々の方向を向いて撮像した複数の内視鏡画像31bが2Dモデル画像31a上に貼り付けられたときの画像を表示している。

【0088】

S4からS11の処理が所定の周期（ここでは、30分の1秒の周期）で繰り返されることにより、S5で取得された複数の内視鏡画像は、S7の貼り付け処理により、重畳されて、図13に示すように、2Dモデル画像表示部31には、複数の内視鏡画像31bが含まれる。複数の内視鏡画像が貼り付けられている領域が、検査者が観察した領域となる。よって、検査者は、図13の画像を一見するだけで、内視鏡により観察した領域を簡単に判別することができる。

【0089】

また、S4からS11の処理が繰り返される間、挿入部2bの先端部2dの位置及び方向は変化する。なお、3Dモデル画像表示部32には、3Dモデル画像32a上に、現在の先端部2dの視線方向を示す挿入部画像32bが表示されるので、検査者は、現在どこを観察しているかを簡単に理解することができる。

【0090】

先端部2dが膀胱B内から抜去されると（S11:YES）、モニタ6に表示された画面G1の2Dモデル画像表示部31は、最後に取得された内視鏡画像に対する処理が行われたときの画像が表示された状態となる。また、3Dモデル画像表示部32には、挿入部2bの挿入部画像32bが表示されない3Dモデル画像32aのみが表示され、ライブ画像表示部33には、膀胱B内のライブ画像は表示されない。

【0091】

検査者は、2Dモデル画像表示部31の画像を、患者のカルテのデータとしてメモリ2

10

20

30

40

50

2の不揮発性メモリ部に記録してもよいし、印刷して、カルテに貼り付けるようにすることもできる。

【0092】

ここで、座標系の変換と内視鏡画像の貼り付けについて説明する。

図14は、磁場発生装置7の座標系とベッド8上の患者Pの膀胱Bの座標系の関係を説明するための図である。位置方向検出部25は、磁場発生装置7の第1の座標系($X_0 Y_0 Z_0$)を基準とする位置方向情報をリアルタイムで生成する。

【0093】

そこで、CPU21は、S3において、図14に示すように、膀胱Bの入口の位置と方向を基準位置と基準方向と決定し、次の式(1)と式(2)に従って、位置方向検出部25の位置方向情報を、膀胱Bの入口を基準とする座標系($X_1 Y_1 Z_1$)の位置方向情報に変換する。

10

【0094】

$$P_1 = R_{01} P_0 + M_{01} \quad \dots \text{式(1)}$$

$$V_1 = R_{01} V_0 \quad \dots \text{式(2)}$$

ここで、 P_0 と V_0 は、それぞれ、磁場発生装置7を基準とする座標系である第1の座標系($X_0 Y_0 Z_0$)における位置と方向ベクトルである。 R_{01} は、次の式(3)で示される回転行列であり、 M_{01} は、次の式(4)で示される並進行列である。

【0095】

[式3]

$$R_{01} = \begin{pmatrix} r_{00} & r_{01} & r_{02} \\ r_{10} & r_{11} & r_{12} \\ r_{20} & r_{21} & r_{22} \end{pmatrix} \quad \dots \text{式(3)}$$

20

[式4]

$$M_{01} = \begin{pmatrix} m_{x01} \\ m_{y01} \\ m_{z01} \end{pmatrix} \quad \dots \text{式(4)}$$

よって、第1の座標系($X_0 Y_0 Z_0$)上の点(x_0, y_0, z_0)は、次の式(5)に示すように、中間座標系($X_1 Y_1 Z_1$)上の点(x_1, y_1, z_1)に変換される。

30

【0096】

[式5]

$$\begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r_{00} & r_{01} & r_{02} \\ r_{10} & r_{11} & r_{12} \\ r_{20} & r_{21} & r_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} m_{x01} \\ m_{y01} \\ m_{z01} \end{pmatrix} \quad \dots \text{式(5)}$$

内視鏡の先端部2dの膀胱B内への挿入が検出されたときにおける位置方向検出部25の位置と方向のベクトルを P'_0 、 V'_0 とすると、並進行列 M_{01} は以下の式(6)により求められる。

40

【0097】

$$M_{01} = -P'_0 \quad \dots \text{式(6)}$$

また、回転行列 R_{01} は以下の条件を満たすように求める。図15は、中間座標系($X_1 Y_1 Z_1$)上に投影される方向ベクトルを説明するための図である。回転行列 R_{01} の満たす条件は、 Z_1 は重力方向と平行であること、及び Z_1 に対して垂直な $X_1 Y_1$ 平面に V'_0 を投影し、その投影したベクトル方向を Y_1 、 $Y_1 Z_1$ 平面に垂直なベクトルを X_1 とする、ことである。

【0098】

S6では、さらに、次の式(7)と式(8)に従って、中間座標系($X_1 Y_1 Z_1$)の位置と方向ベクトルは、3D膀胱モデルM1の中心を基準とする第2の座標系($X_2 Y_2 Z_2$)にお

50

ける位置と方向ベクトルに変換される。図 16 は、中間座標系 ($X_1 Y_1 Z_1$) と第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) の関係を説明するための図である。

【 0 0 9 9 】

$$P_2 = R_{12} P_1 + M_{02} \quad \dots \text{式 (7)}$$

$$V_2 = R_{12} V_1 \quad \dots \text{式 (8)}$$

ここで、 P_1 と V_1 は、それぞれ、中間座標系 ($X_1 Y_1 Z_1$) における位置と方向ベクトルであり、 P_2 と V_2 は、それぞれ、第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) における位置と方向ベクトルである。 V_2 は、第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) における内視鏡画像の中心の画素の方向ベクトルである。 R_{12} は、次の式 (9) で示される回転行列であり、 M_{02} は、次の式 (10) で示される並進行列である。

【 0 1 0 0 】

[式 9]

$$R_{12} = \begin{pmatrix} r'_{00} & r'_{01} & r'_{02} \\ r'_{10} & r'_{11} & r'_{12} \\ r'_{20} & r'_{21} & r'_{22} \end{pmatrix} \quad \dots \text{式(9)}$$

[式 10]

$$M_{02} = \begin{pmatrix} m_{x12} \\ m_{y12} \\ m_{z12} \end{pmatrix} \quad \dots \text{式(10)}$$

よって、中間座標系 ($X_1 Y_1 Z_1$) 上の点 (x_1, y_1, z_1) は、次の式 (11) に示すように、第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) 上の点 (x_2, y_2, z_2) に変換される。

【 0 1 0 1 】

[式 11]

$$\begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r'_{00} & r'_{01} & r'_{02} \\ r'_{10} & r'_{11} & r'_{12} \\ r'_{20} & r'_{21} & r'_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} m_{x12} \\ m_{y12} \\ m_{z12} \end{pmatrix} \quad \dots \text{式(11)}$$

$X_1 Y_1 Z_1$ 座標系を Y_1 軸方向に R_2 移動した場合、並進 M_{12} と回転 R_{12} は、それぞれ、式 (12) と式 (13) のようになる。

【 0 1 0 2 】

[式 12]

$$M_{12} = \begin{pmatrix} m_{x12} \\ m_{y12} \\ m_{z12} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ -R_2 \\ 0 \end{pmatrix} \quad \dots \text{式(12)}$$

[式 13]

$$R_{12} = \begin{pmatrix} r'_{00} & r'_{01} & r'_{02} \\ r'_{10} & r'_{11} & r'_{12} \\ r'_{20} & r'_{21} & r'_{22} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \dots \text{式(13)}$$

以上のように、磁場発生装置 7 の第 1 の座標系 ($X_0 Y_0 Z_0$) の位置 P_0 は、式 (5) と式 (11) より、3D モデルの中心を基準とする第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) の位置 P_2 に変換され、第 1 の座標系 ($X_0 Y_0 Z_0$) における方向 V_0 は、次の式 (14) に従って、

第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) の方向 V_2 に変換される。

【 0 1 0 3 】

$$V_2 = R_{12} R_{01} V_0 \quad \dots \text{式 (14)}$$

また、S7における内視鏡画像の貼り付け処理においては、第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) において、3D膀胱モデルM1の内面に内視鏡画像を貼り付ける場合の座標の算出について説明する。

【 0 1 0 4 】

3DモデルM1は、膀胱Bの形状を、半径R2の球体と仮定している。内視鏡画像は、その球体の内面に貼り付けられる。図 1 7 は、第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) において球体の内面上の座標を説明するための図である。図 1 8 は、先端部 2 d の位置と方向ベクトルから第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) における位置 P_2 と方向 V_2 を説明するための図である。

10

【 0 1 0 5 】

先端部 2 d の第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) における位置 P_2 と方向 V_2 が決定すると、得られた内視鏡画像の、球体の内面上の座標を求める。そのために、次の式 (15) と式 (16) を満たす係数 k を算出し、第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) における座標 P_{21} を求める。

【 0 1 0 6 】

$$P_{21} = P_2 + k V_2 \quad \dots \text{式 (15)}$$

$$| P_{21} | = R_2 \quad \dots \text{式 (16)}$$

内視鏡画像は、求めた座標 P_{21} の位置に投影されて貼り付けられる。

20

【 0 1 0 7 】

次に、第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) における位置が、2Dモデルの座標系に投影される。まず、膀胱Bの腹側の半球の場合 ($0 < Z_2$) は、2次元の膀胱モデルは左右が反転するため、 u 方向の値は、次の式 (17) により示され、 v 方向の値は、次の式 (18) により示される。

【 0 1 0 8 】

$$u = -x_{21} \quad \dots \text{式 (17)}$$

$$v = y_{21} + R_2 \quad \dots \text{式 (18)}$$

また、膀胱Bの背中側の半球の場合 ($Z_2 < 0$) は、2次元の膀胱モデルは左右が反転するため、 u 方向の値は、次の式 (19) により示され、 v 方向の値は、次の式 (20) により示される。

30

【 0 1 0 9 】

$$u = -x_{21} \quad \dots \text{式 (19)}$$

$$v = -y_{21} - R_2 \quad \dots \text{式 (20)}$$

図 1 9 は、2次元の座標系 (U, V) における座標関係を説明するための図である。

方向ベクトル V_2 は、上述したように、第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) における内視鏡画像の画像中心の画素の方向ベクトルである。よって、内視鏡画像における画像中心の画素以外の画素については、各画素の方向ベクトルを求め、上述した式 (15) から式 (20) の変換演算を繰り返すことによって、内視鏡画像の全体を第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) の球体の内面に貼り付けることができる。

40

【 0 1 1 0 】

図 2 0 は、内視鏡画像の全体を走査して、第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) の球体の内面への各画素の貼り付けを説明するための図である。内視鏡画像EIの各画素を、点線で示すように、所定方向に走査しながら、第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) の球体の内面への各画素の貼り付けが行われる。図 2 0 において、 V_2' は、内視鏡画像EIの各画素の貼り付けベクトルを示し、 P_{21}' は、第 2 の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) の球体の内面の貼り付けベクトルを示す。

以上のように、本実施の形態によれば、膀胱B内を検査した部分の内視鏡画像が、2Dモデル画像 3 1 a 上に重畳され、かつリリースボタン 1 3 が押されたときの内視鏡画像は、2Dモデル画像 3 1 a 上で最前面にくるように重畳されて表示されるので、検査者は、膀

50

脱B内で確認した領域を簡単に確認できると共に、病変部あるいは気になった部位の画像を明瞭にみることができる。

なお、2Dモデル画像31a上に内視鏡画像を貼り付ける場合、リリースボタン13が押されたときの内視鏡画像のみを貼り付けるようにしてもよい。

【0111】

図21は、モニタ6の画面上に表示される画像の他の例を示す図である。2Dモデル画像表示部31では、リリースボタン13が押されたときの内視鏡画像のみが、2Dモデル画像31a上に貼り付けられている。検査者は、図21の2Dモデル画像表示部31の画像も、患者のカルテのデータとしてメモリ22の不揮発性メモリ部に記録してもよいし、印刷して、カルテに貼り付けるようにすることもできる。

10

【0112】

上述した例では、磁気センサ12は、6軸のセンサであるので、2Dモデル画像上に貼り付けられる複数の内視鏡画像の上下左右方向が一致するように貼り付けられる。しかし、磁気センサ12は、5軸のセンサでもよい。

【0113】

図22は、5軸センサを用いた場合における、モニタ6の画面上に表示される画像の例を示す図である。図23は、5軸センサを用いた場合における、リリースボタン13が押されたときの内視鏡画像のみが2Dモデル画像31a上に貼り付けられ画像の例を示す図である。図22は、図13に対応し、図23は、図21に対応する。

【0114】

20

磁気センサ12が5軸センサであるとき、挿入部2bの軸回りの回転角度を検出することができないが、図22及び図23に示すように、各内視鏡画像31bは、挿入部2bの軸周りの回転に関係のない所定の角度で、2Dモデル画像31a上に貼り付けられる。

5軸センサを用いても、上述した実施の形態と同様の効果を得ることができる。

【0115】

さらになお、上述した例では、通常光観察モードにおける内視鏡画像が、臓器モデル画像上に貼り付けられるが、特殊光観察モードにおける内視鏡画像を、臓器モデル画像上に貼り付けるようにしてもよい。

【0116】

この場合は、上述した図13、図21から図23において、内視鏡画像31bは、通常光の内視鏡画像でなく、特殊光（ここでは狭帯域光）の内視鏡画像となる。

30

また、2つの臓器モデル画像を表示し、一方には、通常光の内視鏡画像を貼り付け、他方には、特殊光の内視鏡画像を貼り付けるようにしてもよい。

【0117】

図24は、2つの観察モードに対応して2つの臓器モデルの画像を表示した場合の表示画面の例を示す図である。

図24において、図13、図21から図22において同じ構成要素については、同じ符号を付し説明は、省略する。なお、図24は、6軸センサを用いた場合の例を示す。

【0118】

40

図24では、通常光の内視鏡画像の臓器モデル画像に加えて、特殊光の内視鏡画像を貼り付けるための2Dモデル画像表示部34が、画面上に追加されている。

2Dモデル画像表示部34には、2Dモデル画像34aと、2Dモデル画像34a上にS7及びS9の処理により貼り付けられた特殊光の内視鏡画像34bが表示される。

【0119】

2Dモデル画像表示部31には、通常光の内視鏡画像が表示され、2Dモデル画像表示部34には、狭帯域光の内視鏡画像が表示されるので、検査者は、両方を比べながら、検査などを行うことができると共に、その後の検査においても、カルテに両方の画像が添付されていれば、検査者は、前回の検査における臓器の状態をより詳細に知ることができる。

【0120】

よって、画像生成部を構成するS7では、モデル画像が複数設定されると共に、照明部で

50

ある光源装置 4 の照明光の種類に基づいて複数設定されたモデル上に、照明光の種類に応じた内視鏡画像の貼り付けが行われる。

【0121】

なお、狭帯域光の内視鏡画像は、通常光の内視鏡画像に比べて、より細かな粘膜表面内部のテクスチャを示すので、2Dモデル画像表示部 31 の2Dモデル画像 31a 上に、リリースボタンが押されたときの狭帯域光の内視鏡画像が最前面に貼り付けるようにして、1つの2Dモデル画像表示部上に、通常光の内視鏡画像と狭帯域光の内視鏡画像の両方を貼り合わせた画像を生成するようにしてもよい。

【0122】

さらになお、先端部 2d が膀胱内に入ったことは、内視鏡画像を見ている検査者も、モニター 6 に表示される内視鏡画像の変化により、分かるので、検査者が先端部 2d が膀胱 B 内に入ったときに、操作部 2a あるいはプロセッサ 5 の操作パネルにおいて所定の操作を行うことによって、基準の位置と方向を記録するようにしてもよい。すなわち、検査者による所定の操作入力に基づいて、対物光学窓 11a の位置及び方向と、臓器モデル画像の座標系との位置合わせを行うようにしてもよい。

10

【0123】

また、検査者が体腔外で尿道から膀胱に入る位置を指定し、その位置が含まれる平面（膀胱 B の入口を基準とする座標系 (X_1, Y_1, Z_1) の Y_1 方向に垂直な平面）を設定する。内視鏡を尿道に挿入し、その平面を通過したときの位置と向きを基準の位置と方向として記録するようにしてもよい。すなわち、予め設定された基準平面に対する位置情報に基づいて、対物光学窓 11a の位置及び方向と、臓器モデル画像の座標系との位置合わせを行うようにしてもよい。

20

【0124】

以上のように、上述した本実施の形態の内視鏡システムによれば、検査者が内視鏡画像の検査対象臓器における位置を容易にわかるように、内視鏡画像を対象臓器の臓器モデル画像上に貼り付けるので、内視鏡による検査時間若しくは処置時間を短くすることができる内視鏡システムを実現することができる。

【0125】

さらに、上述した本実施の形態の内視鏡システムによれば、膀胱 B 内の病変部の位置、及び観察している領域を容易に確認できるので、病変部の見逃しが防止されて再検査率の低減、カルテへの記載間違いの低減を図ることもできる。

30

【0126】

（第 2 の実施の形態）

上述した第 1 の実施の形態では、3Dモデル M1 及び 2Dモデル M2 のサイズは、所定の標準サイズであると仮定しているが、撮像された内視鏡画像を 2Dモデル画像上に貼り付ける位置の精度向上、及び 3Dモデル画像上に表示する先端部 2d の位置及び形状の精度向上のために、患者の膀胱 B のサイズを測定し、その測定されたサイズから 3D膀胱モデル M1 のサイズを推定するようにしてもよい。

【0127】

本実施の形態は、内視鏡画像の貼り付け処理の流れの一部が、図 3 の内視鏡画像の貼り付け処理の流れと異なる。

40

図 25 は、本実施の形態に係る、膀胱内の観察時における内視鏡画像の貼り付け処理の流れの例を示すフローチャートである。図 25 において、図 3 と同じ処理については同じ符号を付けて、説明は省略する。

【0128】

図 25 に示すように、S2 の処理の後に、CPU 21 は、膀胱の入り口から、膀胱の入り口に対向する膀胱の壁面すなわち頂部の壁面までの距離を計測する（S21）。

この計測は、例えば、モニター 6 上に所定のメッセージを表示し、検査者に先端部 2d を頂部の壁面に接触させ、その接触させたときの位置と、膀胱の入り口の位置との間の距離を演算により求めることによって、行うことができる。

50

【 0 1 2 9 】

具体的には、CPU 2 1 は、S2の処理の後、モニタ 6 の画面上に、「挿入部の先端を頂部の中央部に接触させて下さい。そして、その接触された状態で、リリースボタンを押して下さい。」というメッセージを生成して表示する。

【 0 1 3 0 】

ユーザである検査者が、挿入部 2 b を動かして先端部 2 d を頂部の中央部に接触させた状態でリリースボタン 1 3 を押すと、CPU 2 1 は、リリースボタン 1 3 が押されたときの先端部 2 d の位置方向情報を位置方向検出部 2 5 から取得し、その取得した位置方向情報の位置と、S2で取得した膀胱Bの入口の位置との差から、膀胱の入り口から、膀胱の入り口に対向する膀胱の壁面すなわち頂部の壁面までの距離を演算して求めることができる。

10

【 0 1 3 1 】

よって、CPU 2 1 は、S21の後、S3と同様の基準決定と、S21で得られた距離に応じた3DモデルM1と2DモデルM2の大きさを推定して決定する(S22)。

S22で決定された大きさの2つの膀胱モデルの画像は、S4からS11の処理において、内視鏡画像が貼り付けられるときに用いられる。

【 0 1 3 2 】

図 2 5 におけるS4からS11の処理は、図 3 と同様である。

よって、本実施の形態によれば、頸部から頂部までに距離を測定し、球体である患者の膀胱の直径を推定しているので、より正確な位置に内視鏡画像の貼り付けを行うことができる。

20

【 0 1 3 3 】

なお、本第 2 の実施の形態と変形例として、記録装置 3 の有するステレオ計測機能を利用して、頸部から頂部までの距離を測定するようにしてもよい。すなわち、内視鏡の先端部を微小距離移動させ、CPU 2 1 が 2 点の位置から頂部を撮像し、2点間の距離と、頂部の2つの画像から、撮像素子から頂部までの距離を演算して求めることにより、膀胱のサイズを測定するようにしてもよい。

【 0 1 3 4 】

例えば、頸部の位置において、わずかに先端部 2 d の位置をずらして、2つの頂部の画像を撮像し、撮像して得られた2つの画像から、頸部と頂部間の距離を測定する。このようにして、得られた距離を、膀胱の直径として、膀胱モデルの大きさを決定する。

30

【 0 1 3 5 】

(第 3 の実施の形態)

上述した第 1 の実施の形態では、3DモデルM1及び2DモデルM2のサイズは、所定の標準サイズであると仮定し、第 2 の実施の形態では先端部 2 d を頂部に接触させて膀胱の入り口から頂部までの距離を求めているが、撮像された内視鏡画像を2Dモデル画像上に貼り付ける位置の精度向上、及び3Dモデル画像上に表示する先端部 2 d の位置及び形状の精度向上のために、記録装置 3 の有するステレオ計測機能を利用して、患者の膀胱Bの形状を測定し、その測定された形状を3D膀胱モデルM1としてもよい。

【 0 1 3 6 】

40

膀胱 B の内視鏡画像の位置に対応する3D膀胱モデルM1上の位置を球体内面上に投影するとき、上述した式(15)と式(16)は、それぞれ次の式(21)と式(22)に置き換えられる。図 2 6 は、第 2 の座標系($X_2 Y_2 Z_2$)において球体の内面上の座標を説明するための図である。図 2 7 は、先端部 2 d の位置と方向ベクトルから第 2 の座標系($X_2 Y_2 Z_2$)における位置 P_2 と方向 V_2 と、座標 $P_{2,1}$ を説明するための図である。

【 0 1 3 7 】

先端部 2 d の第 2 の座標系($X_2 Y_2 Z_2$)における位置 P_2 と方向 V_2 が決定すると、得られた内視鏡画像の、球体の内面との交点の座標を求める。そのために、次の式(21)と式(22)を満たす係数 k を算出し、第 2 の座標系($X_2 Y_2 Z_2$)における座標 $P_{2,1}$ を求める。

50

【 0 1 3 8 】

[式 2 1]

$$|P_s| = \sqrt{x_s^2 + y_s^2 + z_s^2} \quad \dots \text{式(21)}$$

[式 2 2]

$$|P_s| = k |P_{21}| = k R_2 \quad \dots \text{式(22)}$$

内視鏡画像は、求めた座標 P_{21} の位置に投影されて貼り付けられる。

【 0 1 3 9 】

従って、本実施の形態の内視鏡システムによっても、第 1 の実施の形態と同様の効果を得ることができる。

10

以上のように、上述した各実施の形態によれば、検査者が内視鏡画像の検査対象臓器における位置を容易にわかるように、内視鏡画像を対象臓器の臓器モデル画像上に貼り付けるので、内視鏡による検査時間若しくは処置時間を短くすることができる内視鏡システムを実現することができる。

【 0 1 4 0 】

なお、上述した各実施の形態では、内視鏡画像は、2次元の臓器モデル画像上に貼り付けられているが、3D画像である、3次元の臓器モデルの画像上に貼り付けるようにしてもよい。すなわち、モデル画像は、2D画像でなく、3D画像でもよい。

さらになお、上述した各実施の形態では、膀胱内の内視鏡画像を、膀胱の2Dモデル画像上に貼り付けるが、上述した各実施の形態の内視鏡システムは、膀胱以外の他の臓器、例えば胃、子宮、に対しても適用可能である。

20

【 0 1 4 1 】

胃の場合、食道から胃に入るとき、肺の場合、気管の下方において最初に左右の気管支に分かれるとき、子宮の場合、子宮頸部から子宮内に入るとき、等に、画像の変化から、基準情報を決定でき、臓器モデル画像上に貼り付けることができる。

【 0 1 4 2 】

また、上述した2つの実施の形態では、内視鏡2は、可撓性を有する挿入部を有する軟性鏡であるが、本発明は、硬性鏡や走査型内視鏡などの他のタイプの内視鏡にも適用可能であり、さらに、挿入部が先端部の対物光学窓に入射した光を基端部まで導く導光部材を有するような内視鏡にも適用可能である。

30

【 0 1 4 3 】

さらに、上述した内視鏡システムは、臓器内の内視鏡画像の位置を記録し、あるいは表示させるために利用されているが、ランダムバイオブシーにおける生検位置の記録にも利用することができる。

【 0 1 4 4 】

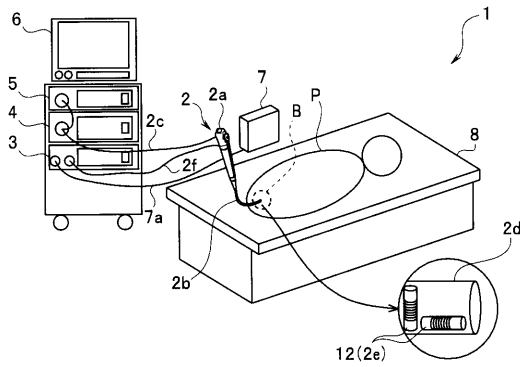
本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【 0 1 4 5 】

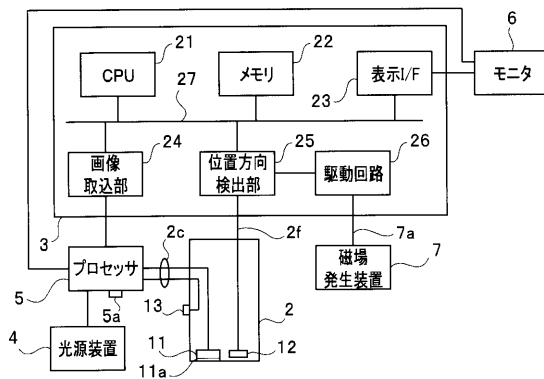
40

本出願は、2013年3月6日に日本国に出願された特願2013-44602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、本願明細書、請求の範囲に引用されるものとする。

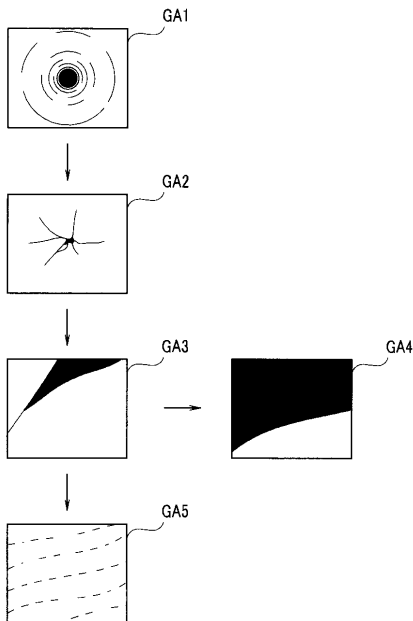
【 図 1 】



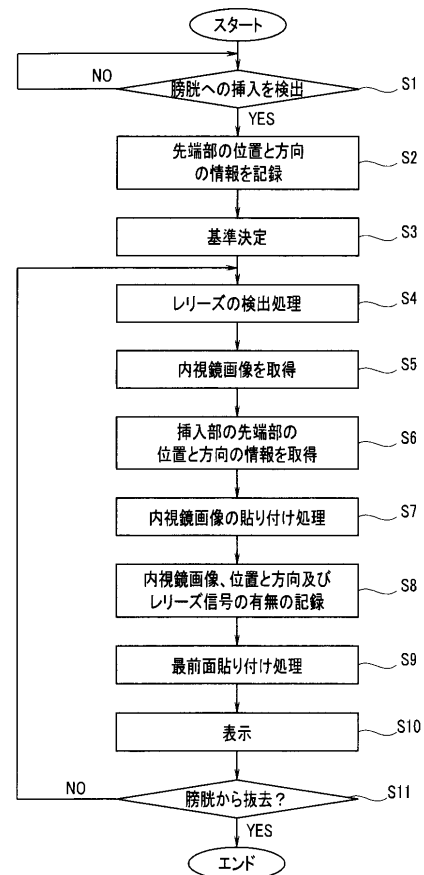
【 図 2 】



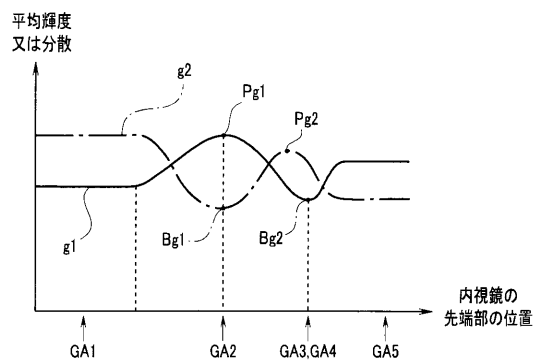
【 図 4 】



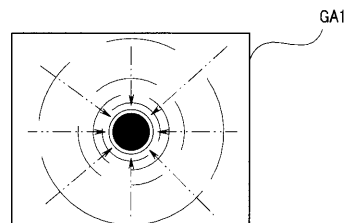
【 図 3 】



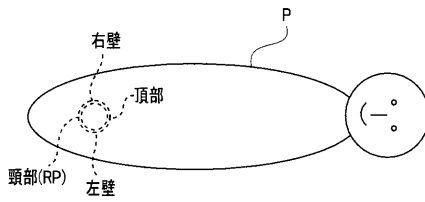
【 図 5 】



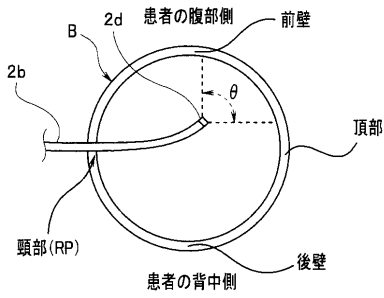
【 図 6 】



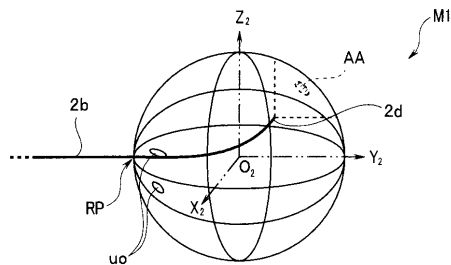
【図 7】



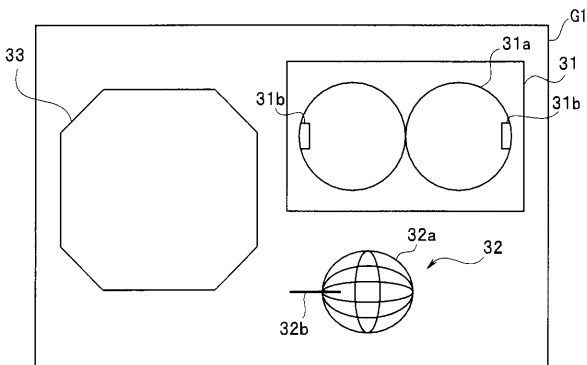
【図 8】



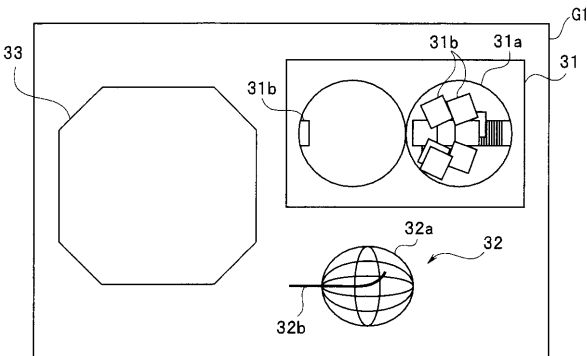
【図 9】



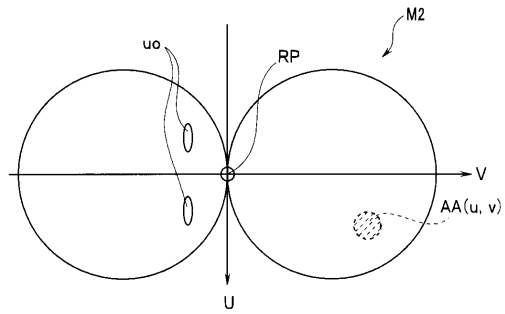
【図 12】



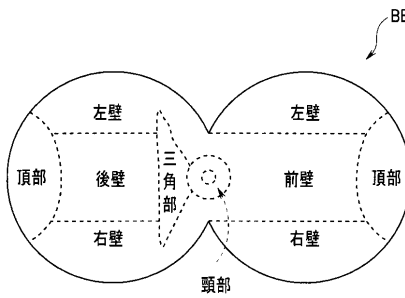
【図 13】



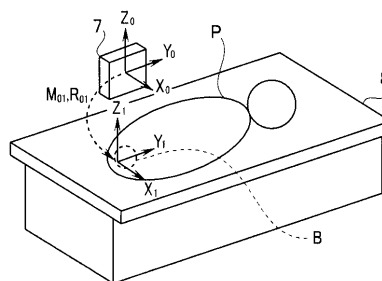
【図 10】



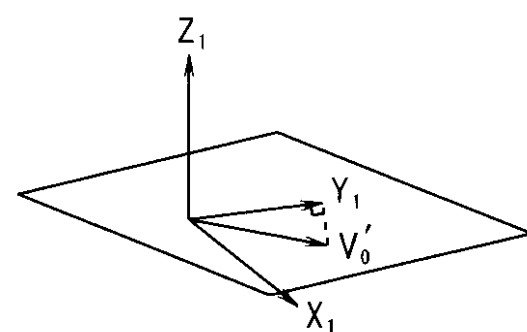
【図 11】



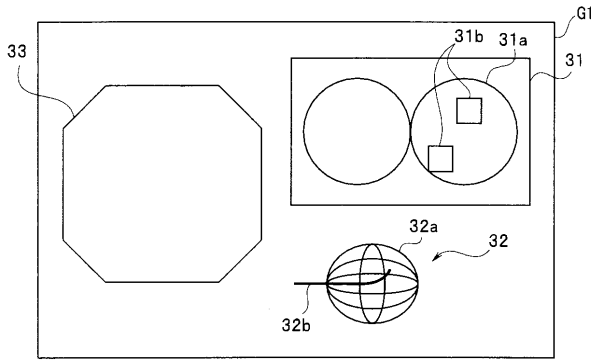
【図 14】



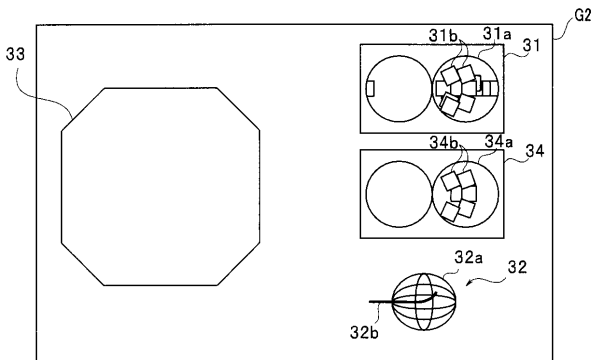
【図 15】



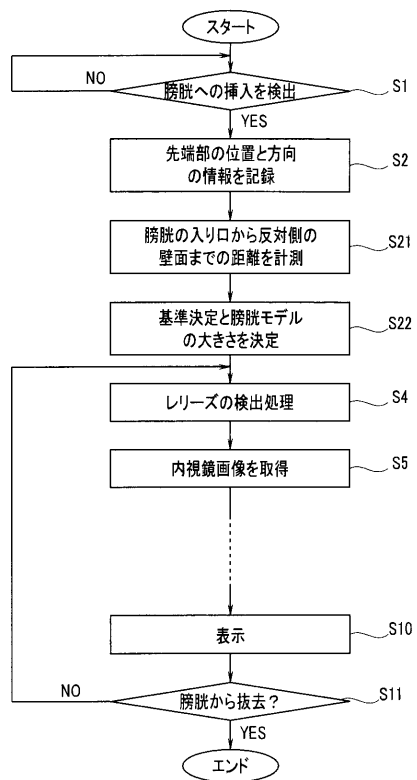
【図 2 3】



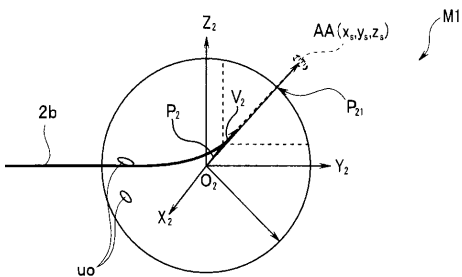
【図 2 4】



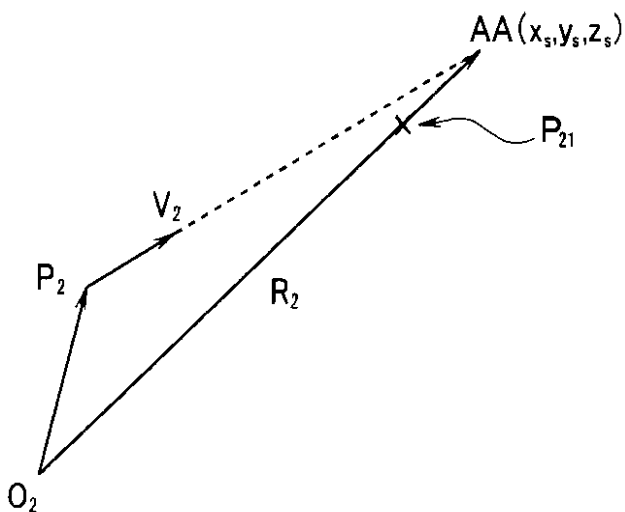
【図 2 5】



【図 2 6】



【図 2 7】



【手続補正書】

【提出日】平成26年7月11日(2014.7.11)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0011】

本発明の一態様の内視鏡システムは、被検体内に挿入する挿入部と、前記挿入部の先端側に設けられ、前記被検体からの光を受ける対物光学窓と、前記対物光学窓から入射された光から前記被検体内を撮像する撮像部と、前記対物光学窓の位置情報を取得する位置情報取得部と、前記被検体内における被検体内画像情報の変化量、所定の操作入力、又は予め設定された基準平面に対する前記位置情報に基づいて、前記位置情報取得部により取得される前記対物光学窓の位置と前記被検体内における所定臓器の3次元モデル画像の座標系における基準位置とを一致させる位置合わせ部と、前記位置合わせ部により前記対物光学窓の位置と前記座標系における位置とが対応付けられた前記3次元モデル画像を2次元的に展開した前記所定臓器の2次元モデル画像上に対して、前記被検体内画像を貼り付けた画像を生成する画像生成部と、を備える。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0012

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0012】

本発明の一態様の内視鏡システムの作動方法は、被検体からの光を受ける内視鏡の挿入部の対物光学窓の位置情報を取得する位置情報取得部と、前記対物光学窓から入力された光から前記被検体内を撮像する撮像部と、位置合わせ部と、画像生成部とを有する内視鏡システムの作動方法であって、前記位置合わせ部が、前記被検体内における被検体内画像情報の変化量、所定の操作入力、又は予め設定された基準平面に対する前記位置情報に基づいて、前記位置情報取得部により取得される前記対物光学窓の位置と前記被検体内における所定臓器の3次元モデル画像の座標系における基準位置とを一致させ、前記画像生成部が、前記位置合わせ部により前記対物光学窓の位置と前記座標系における位置とが対応付けられるとともに前記3次元モデル画像を2次元的に展開した前記所定臓器の2次元モデル画像上に、前記被検体内画像を貼り付けた画像の生成を行う。

【手続補正 3】

【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】

被検体内に挿入する挿入部と、
前記挿入部の先端側に設けられ、前記被検体からの光を受ける対物光学窓と、
前記対物光学窓から入射された光から前記被検体内を撮像する撮像部と、
前記対物光学窓の位置情報を取得する位置情報取得部と、
前記被検体内における被検体内画像情報の変化量、所定の操作入力、又は予め設定された基準平面に対する前記位置情報に基づいて、前記位置情報取得部により取得される前記対物光学窓の位置と前記被検体内における所定臓器の3次元モデル画像の座標系における基準位置とを一致させる位置合わせ部と、
前記位置合わせ部により前記対物光学窓の位置と前記座標系における位置とが対応付け

られた前記 3 次元モデル画像を 2 次元的に展開した前記所定臓器の 2 次元モデル画像上に対して、前記被検体内画像を貼り付けた画像を生成する画像生成部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記位置合わせ部は、前記位置情報取得部において取得した前記対物光学窓の位置と方向と、前記所定臓器の前記 3 次元モデル画像の座標系における位置と方向との対応付けを行う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】

前記位置情報取得部は、前記位置情報に加えて方向情報を取得し、

前記位置情報及び前記方向情報に基づいて前記挿入部の形状推定を行う形状推定部をさらに有し、

前記画像生成部は、前記所定臓器に関する前記 3 次元モデル画像上に前記形状推定部により推定された形状情報を重畳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】

前記被検体に対して白色光又は所定波長帯域を有する特殊光を切り換え可能に照射する照明部を更に備え、

前記画像生成部は、前記 2 次元モデル画像を複数設定すると共に、前記照明部の照明光の種類に基づいて複数設定されたモデル上に前記被検体内画像の貼り付けを行う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 5】

前記特殊光は、狭帯域光であ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 6】

前記被検体内画像情報の変化量は、前記被検体内画像から抽出して得られた輝度、色味、又はテクスチャの変化量であ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 7】

前記所定臓器の 2 次元モデル画像は、膀胱展開図であ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 8】

前記画像生成部は、前記撮像部により取得されたライブの被検体内画像を、前記 2 次元モデル画像と共に表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】

前記画像生成部は、前記ライブの被検体内画像を撮像する前記撮像部を有する挿入部の挿入形状を表示することを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

被検体からの光を受ける内視鏡の挿入部の対物光学窓の位置情報を取得する位置情報取得部と、前記対物光学窓から入力された光から前記被検体内を撮像する撮像部と、位置合わせ部と、画像生成部とを有する内視鏡システムの作動方法であって、

前記位置合わせ部が、前記被検体内における被検体内画像情報の変化量、所定の操作入力、又は予め設定された基準平面に対する前記位置情報に基づいて、前記位置情報取得部により取得される前記対物光学窓の位置と前記被検体内における所定臓器の 3 次元モデル画像の座標系における基準位置とを一致させ、

前記画像生成部が、前記位置合わせ部により前記対物光学窓の位置と前記座標系における位置とが対応付けられるとともに前記 3 次元モデル画像を 2 次元的に展開した前記所定臓器の 2 次元モデル画像上に、前記被検体内画像を貼り付けた画像の生成を行う、

ことを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【請求項 11】

前記内視鏡システムは形状推定部を有し、

前記位置情報取得部は、前記位置情報に加えて方向情報を取得し、

前記形状推定部が、前記位置情報及び前記方向情報に基づいて前記挿入部の形状推定を行い、

前記画像生成部が、前記被検体内画像を貼り付けた画像の生成を、前記所定臓器に関する３次元モデル画像上に前記形状推定された形状情報を重畳することにより行うことを特徴とする請求項１０に記載の内視鏡システムの作動方法。

【手続補正書】

【提出日】平成26年11月14日(2014.11.14)

【手続補正１】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】００１１

【補正方法】変更

【補正の内容】

【００１１】

本発明の一態様の内視鏡システムは、被検体内に挿入する挿入部と、前記挿入部の先端側に設けられ、前記被検体からの光を受ける対物光学窓と、前記対物光学窓から入射された光から前記被検体内を撮像する撮像部と、前記対物光学窓の位置情報を取得する位置情報取得部と、前記被検体内における被検体内画像情報の変化量、所定の操作入力、又は予め設定された基準平面に対する前記位置情報に基づいて、前記位置情報取得部により取得される前記対物光学窓の位置と前記被検体内における所定臓器の３次元モデル画像の座標系における基準位置とを一致させる位置合わせ部と、前記位置合わせ部により前記対物光学窓の位置と前記座標系における基準位置とが対応付けられた前記３次元モデル画像を２次元的に展開した前記所定臓器の２次元モデル画像上に対して、被検体内画像を貼り付けた画像を生成する画像生成部と、を備える。

【手続補正２】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】００１２

【補正方法】変更

【補正の内容】

【００１２】

本発明の一態様の内視鏡システムの作動方法は、被検体からの光を受ける内視鏡の挿入部の対物光学窓の位置情報を取得する位置情報取得部と、前記対物光学窓から入力された光から前記被検体内を撮像する撮像部と、位置合わせ部と、画像生成部とを有する内視鏡システムの作動方法であって、前記位置合わせ部が、前記被検体内における被検体内画像情報の変化量、所定の操作入力、又は予め設定された基準平面に対する前記位置情報に基づいて、前記位置情報取得部により取得される前記対物光学窓の位置と前記被検体内における所定臓器の３次元モデル画像の座標系における基準位置とを一致させ、前記画像生成部が、前記位置合わせ部により前記対物光学窓の位置と前記座標系における基準位置とが対応付けられるとともに前記３次元モデル画像を２次元的に展開した前記所定臓器の２次元モデル画像上に、被検体内画像を貼り付けた画像の生成を行う。

【手続補正３】

【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】

被検体内に挿入する挿入部と、

前記挿入部の先端側に設けられ、前記被検体からの光を受ける対物光学窓と、

前記対物光学窓から入射された光から前記被検体内を撮像する撮像部と、

前記対物光学窓の位置情報を取得する位置情報取得部と、

前記被検体内における被検体内画像情報の変化量、所定の操作入力、又は予め設定された基準平面に対する前記位置情報に基づいて、前記位置情報取得部により取得される前記

対物光学窓の位置と前記被検体内における所定臓器の３次元モデル画像の座標系における基準位置とを一致させる位置合わせ部と、

前記位置合わせ部により前記対物光学窓の位置と前記座標系における基準位置とが対応付けられた前記３次元モデル画像を２次的に展開した前記所定臓器の２次元モデル画像上に対して、被検体内画像を貼り付けた画像を生成する画像生成部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項２】

前記位置合わせ部は、前記位置情報取得部において取得した前記対物光学窓の位置と方向と、前記所定臓器の前記３次元モデル画像の座標系における位置と方向との対応付けを行う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】

前記位置情報取得部は、前記位置情報に加えて方向情報を取得し、

前記位置情報及び前記方向情報に基づいて前記挿入部の形状推定を行う形状推定部をさらに有し、

前記画像生成部は、前記所定臓器に関する前記３次元モデル画像上に前記形状推定部により推定された形状情報を重畳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】

前記被検体に対して白色光又は所定波長帯域を有する特殊光を切り換え可能に照射する照明部を更に備え、

前記画像生成部は、前記２次元モデル画像を複数設定すると共に、前記照明部の照明光の種類に基づいて複数設定されたモデル上に前記被検体内画像の貼り付けを行う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５】

前記特殊光は、狭帯域光であ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６】

前記被検体内画像情報の変化量は、前記被検体内画像から抽出して得られた輝度、色味、又はテクスチャの変化量であ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７】

前記所定臓器の２次元モデル画像は、膀胱展開図であ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８】

前記画像生成部は、前記撮像部により取得されたライブの被検体内画像を、前記２次元モデル画像と共に表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】

前記画像生成部は、前記ライブの被検体内画像を撮像する前記撮像部を有する挿入部の挿入形状を表示することを特徴とする請求項８に記載の内視鏡システム。

【請求項１０】

被検体からの光を受ける内視鏡の挿入部の対物光学窓の位置情報を取得する位置情報取得部と、前記対物光学窓から入力された光から前記被検体内を撮像する撮像部と、位置合わせ部と、画像生成部とを有する内視鏡システムの作動方法であって、

前記位置合わせ部が、前記被検体内における被検体内画像情報の変化量、所定の操作入力、又は予め設定された基準平面に対する前記位置情報に基づいて、前記位置情報取得部により取得される前記対物光学窓の位置と前記被検体内における所定臓器の３次元モデル画像の座標系における基準位置とを一致させ、

前記画像生成部が、前記位置合わせ部により前記対物光学窓の位置と前記座標系における基準位置とが対応付けられるとともに前記３次元モデル画像を２次的に展開した前記所定臓器の２次元モデル画像上に、被検体内画像を貼り付けた画像の生成を行う、

ことを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【請求項１１】

前記内視鏡システムは形状推定部を有し、

前記位置情報取得部は、前記位置情報に加えて方向情報を取得し、

前記形状推定部が、前記位置情報及び前記方向情報に基づいて前記挿入部の形状推定を行い、

前記画像生成部が、前記被検体内画像を貼り付けた画像の生成を、前記所定臓器に関する３次元モデル画像上に前記形状推定された形状情報を重畳することにより行うことを特徴とする請求項１０に記載の内視鏡システムの作動方法。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/053915

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/307(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-A61B1/32

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)

CiNii

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	Shin'ichi HAKAMADA, "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, 2, 6, 8, 11, 12
Y		4, 5, 9, 10
A		3, 7, 13
Y	JP 2012-11238 A (Olympus Medical Systems Corp.), 19 January 2012 (19.01.2012), paragraph [0036]; fig. 8 (Family: none)	4, 5
Y	JP 2011-36600 A (Toshiba Corp.), 24 February 2011 (24.02.2011), example 1 (Family: none)	9, 10

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ 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
19 May, 2014 (19.05.14)Date of mailing of the international search report
27 May, 2014 (27.05.14)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/053915

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2010/122823 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 28 October 2010 (28.10.2010), fig. 9 & US 2011/0224490 A1 & EP 2422684 A1 & CN 102405010 A	10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 5 3 9 1 5	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/307(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 - A61B1/32			
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 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			
国際調査で利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） CiNii			
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	
X	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, 2, 6, 8, 11, 12	
Y		4, 5, 9, 10	
A		3, 7, 13	
Y	JP 2012-11238 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2012.1.19，【0036】，図8（ファミリーなし）	4, 5	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ 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 「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 「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 「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） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 19.05.2014		国際調査報告の発送日 27.05.2014	
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） 伊藤 昭治	2Q 4077 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 5 3 9 1 5
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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
Y	JP 2011-36600 A (株式会社東芝) 2011.02.24, 【実施例 1】 (ファミリーなし)	9, 10
Y	WO 2010/122823 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.10.28, 図 9 & US 2011/0224490 A1 & EP 2422684 A1 & CN 102405010 A	10

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, 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, LT, 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

(72)発明者 秋本 俊也

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリシスメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA15 BA22 BA23 CA04 CA11 DA15 DA21 FA03 GA02 GA10

GA11

4C161 AA15 BB01 BB06 BB08 HH52 HH54 HH55 NN05 NN07 QQ04

WW04 WW10 WW17 WW20 YY12

(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)	内窥镜系统和操作内窥镜系统的方法		
公开(公告)号	JPWO2014136579A1	公开(公告)日	2017-02-09
申请号	JP2014533502	申请日	2014-02-19
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	長谷川 潤 大西 順一 秋本 俊也		
发明人	長谷川 潤 大西 順一 秋本 俊也		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	G06T11/60 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/04 A61B1/307 G06T2207/10068 G06T2207/20212 G06T2207/30096		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300D A61B1/00.320Z A61B1/04.360C G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA15 2H040/BA22 2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/FA03 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/AA15 4C161/BB01 4C161/BB06 4C161/BB08 4C161/HH52 4C161/HH54 4C161/HH55 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ04 4C161/WW04 4C161/WW10 4C161/WW17 4C161/WW20 4C161/YY12		
代理人(译)	伊藤 进 長谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2013044602 2013-03-06 JP		
其他公开文献	JP5676058B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统1包括插入到对象中的插入部分2b，设置在插入部分2的远端侧上并接收来自对象的光的物镜光学窗口11a，拾取装置11的图像拾取装置11对象内部的图像，获取物镜光学窗口11a的位置信息的位置/方向检测部分25，以及将由图像拾取装置11获取的对象内部图像与位置信息相关联的存储器22。物镜光学窗口11a。内窥镜系统1基于对象内部图像信息的变化量等，在模型图像的坐标系中将物镜光学窗口11a的位置信息与对象中的预定器官的位置对准。生成图像，其中主体内部图像粘贴到预定器官的模型图像上，其中物镜光学窗口的位置与坐标系中的位置相关联。

