

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5750669号
(P5750669)

(45) 発行日 平成27年7月22日(2015.7.22)

(24) 登録日 平成27年5月29日(2015.5.29)

(51) Int.Cl.		F 1			
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 2 0 Z
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 2
A 6 1 B	1/303	(2006.01)	A 6 1 B	1/30	
A 6 1 B	1/307	(2006.01)			
A 6 1 B	1/31	(2006.01)			

請求項の数 5 (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2014-533501 (P2014-533501)
 (86) (22) 出願日 平成26年2月19日(2014.2.19)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2014/053942
 (87) 国際公開番号 W02014/148184
 (87) 国際公開日 平成26年9月25日(2014.9.25)
 審査請求日 平成26年7月11日(2014.7.11)
 (31) 優先権主張番号 特願2013-56907 (P2013-56907)
 (32) 優先日 平成25年3月19日(2013.3.19)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (72) 発明者 南里 美穂
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 長谷川 潤
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 原 俊文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【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方向情報を取得する位置情報取得部と、
 前記被検体内の所定臓器モデル画像を記憶する記憶部と、
 前記撮像部により取得された被検体内画像と、前記位置情報取得部により取得された位置方向情報と、を関連付けて前記記憶部に記録を行う記録部と、
 前記位置方向情報に基づいて前記撮像部が所定の速度以上で移動しているか否かを判定し、前記所定の速度以上で移動していない場合において、前記対物光学窓の位置方向情報と前記所定臓器モデル画像の座標系における位置方向情報とが対応付けられた状態の所定臓器のモデル画像に対して前記被検体内画像が貼り付け可能な画像であるとの判定を行う判定部と、

前記判定部により貼り付け可能と判定された前記被検体内画像を前記記憶部から読み出し、前記位置方向情報に基づき前記所定臓器のモデル画像上への貼り付けを行う画像貼り付け部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

前記被検体に対して白色光又は所定波長帯域を有する狭帯域光を切り換え可能に照射す

10

20

る照明部を更に備え、

前記画像貼り付け部は、前記所定臓器の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画像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 3】

前記被検体内画像は、前記被検体の膀胱内の画像であり、

前記モデル画像は、膀胱のモデル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。

【請求項 4】

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 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システムに関し、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 - 240000 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。

また、特開 2008 - 220672 号公報には、挿入部の挿入長に対応して、内視鏡画像を記憶する内視鏡装置も提案されている。

【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】

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。

【0007】

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 2010 - 240000 号公報に開示の内視鏡シ

10

20

30

40

50

システムでは、内視鏡画像が対象臓器の3D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。

【0008】

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。

【0009】

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。

上記の特開2008-220672号公報に開示の内視鏡装置では、挿入長に対応付けて内視鏡画像が記録されるが、カルテに添付された内視鏡画像がブレた画像などの、画質が良くない画像であれば、カルテに添付される内視鏡画像が不明瞭となり、病変部、その周辺領域、及び観察した領域の状態を医者は認識し難い。

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。

【0010】

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り、かつ対象臓器の臓器モデル画像上には明瞭な内視鏡画像が貼り付けられ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】

【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方向情報を取得する位置情報取得部と、前記被検体内の所定臓器モデル画像を記憶する記憶部と、前記撮像部により取得された被検体内画像と、前記位置情報取得部により取得された位置方向情報と、を関連付けて前記記憶部に記録を行う記録部と、前記位置方向情報に基づいて前記撮像部が所定の速度以上で移動しているか否かを判定し、前記所定の速度以上で移動していない場合において、前記対物光学窓の位置方向情報と前記所定臓器モデル画像の座標系における位置方向情報とが対応付けられた状態の所定臓器のモデル画像に対して前記被検体内画像が貼り付け可能な画像であるとの判定を行う判定部と、前記判定部により貼り付け可能と判定された前記被検体内画像を前記記憶部から読み出し、前記位置方向情報に基づき前記所定臓器のモデル画像上への貼り付けを行う画像貼り付け部と、を備える。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明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5】本発明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6】本発明の実施の形態に係わる3D膀胱モデルM1を示す図である。

【図7】本発明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8】膀胱展開図BEを示す図である。

10

20

30

40

50

【図 9】S8の画像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 10】S22の貼り付け画像の判定処理の流れの例を示すフローチャートである。

【図 11】S31の画像処理による判定処理の流れの例を示すフローチャートである。

【図 12】S33の位置方向情報による判定処理の流れの例を示すフローチャートである。

【図 13】S35の膀胱壁までの距離と、視線方向による判定処理の流れの例を示すフローチャートである。

【図 14】本発明の実施の形態に係わる、膀胱壁面と先端部 2 d 間の距離 D_p と、閾値 $Thre_3$ と $Thre_4$ との関係を説明するための図である。

【図 15】本発明の実施の形態に係わる、膀胱壁面の法線方向と、撮像素子 1 1 の視線方向との成す角度との関係を説明するための図である。

10

【図 16】本発明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 17】本発明の実施の形態に係わる、複数の内視鏡画像が 2Dモデル画像 3 1 a 上に貼り付けられている、モニタ 6 の画面上に表示される表示画面の例を示す図である。

【図 18】本発明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 19】本発明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 20】本発明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。

20

【図 21】本発明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 22】本発明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 23】本発明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 24】本発明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 25】本発明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。

30

【図 26】本発明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 27】本発明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 2D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 28】本発明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。

【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。

40

(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。検査者である医師は、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

50

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。

【 0 0 1 6 】

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。

10

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

20

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。

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。

【 0 0 1 9 】

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、押すためのボタンである。リリースボタン 1 3 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 1 3 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 2 2 に記録される。

30

【 0 0 2 0 】

記録装置 3 は、中央処理装置（以下、CPU という）2 1 と、メモリ 2 2 と、表示インターフェース（以下、表示 I/F と略す）2 3 と、画像取込部 2 4 と、位置方向検出部 2 5 と、駆動回路 2 6 を含んでいる。CPU 2 1 と、メモリ 2 2 と、表示インターフェース（以下、表示 I/F と略す）2 3 と、画像取込部 2 4 と、位置方向検出部 2 5 と、駆動回路 2 6 は、バス 2 7 を介して互いに接続されている。

【 0 0 2 1 】

40

CPU 2 1 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 2 2 は、ROM、RAM、フラッシュメモリなどを含む記憶部であり、CPU 2 1 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。メモリ 2 2 の RAM には、撮像素子 1 1 により撮像して得られた複数の内視鏡画像の画像データが記憶される。

【 0 0 2 2 】

また、メモリ 2 2 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、CPU 2 1 は、内視鏡画像を撮像したときの先端部 2 d の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

50

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。

【0023】

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。

【0024】

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。

【0025】

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(、)、)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。

【0026】

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。

【0027】

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からの位置方向情報に基づいて対物光学窓11a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、対物光学窓11a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22に記憶されており、CPU21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。

【0028】

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替スイッチ5a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。

【0029】

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、切替スイッチ5aが通常光観察モードのときは、通常光の照明光を出射し、切替スイッチ5a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。

【0030】

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

10

20

30

40

50

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。

【0031】

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も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。

【0032】

（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、CPU21が、メモリ22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2bの先端部2dを尿道へ挿入したときから実行される。

10

【0033】

CPU21は、先端部2d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2bの先端部2d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2dの膀胱B内への挿入の検出は、画像取込部24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、CPU21は、先端部2d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、CPU21は、先端部2dが膀胱B内に入ったと判定する。

20

【0034】

なお、ここでは、先端部2d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。

【0035】

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25の位置方向情報を、先端部2d（具体的には、対物光学窓11a）の位置と方向の基準情報として記録する(S2)。

30

CPU21は、S2で記録された先端部2d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、CPU21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、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。

【0036】

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。

40

【0037】

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。

【0038】

図4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4は、患者Pの正面に対向する方向からみた図である。図5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5は、患者Pの左側から見たときの膀胱の図である。

50

【 0 0 3 9 】

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。

【 0 0 4 0 】

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(、)、))の位置方向情報を生成しているため、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。

図5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、視野角の内視鏡画像を撮像する。

【 0 0 4 1 】

図6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6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。

【 0 0 4 2 】

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。

【 0 0 4 3 】

図7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8に示す膀胱展開図(シェーマ)BEと略同じ形状である。図8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8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。

【 0 0 4 4 】

膀胱Bの2つの尿管口は、図6及び図7においてuoで示す位置にある。また、例えば、図6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6の病変部AAの位置は、図7においては点線で示す位置に対応する。

【 0 0 4 5 】

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。

【 0 0 4 6 】

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。

【 0 0 4 7 】

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

10

20

30

40

50

取込部 2 4 は、ここでは、フレームレートと同じ 3 0 分の 1 秒毎に、プロセッサ 5 から内視鏡画像を取得する。

【 0 0 4 8 】

CPU 2 1 は、挿入部 2 b の先端部 2 d の位置と方向の情報を取得する (S6)。位置検出部 2 5 から位置方向情報を読み出すことによって、CPU 2 1 は、先端部 2 d の位置と方向の情報を取得することができる。

【 0 0 4 9 】

また、S6では、S3で決定された基準情報に基づいて、CPU 2 1 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 1 1 a 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 2 5 で取得した先端部 2 d の位置及び方向 (すなわち対物光学窓 1 1 a 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。すなわち、S6の処理は、被検体内における所定臓器のモデル画像に対して記憶部であるメモリ 2 2 に記録される位置情報を対応付ける対応付け部を構成する。

10

【 0 0 5 0 】

そして、CPU 2 1 は、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 へ記録する記録処理を実行する (S7)。すなわち、S7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。

20

【 0 0 5 1 】

次に、CPU 2 1 は、画像貼り付け処理を行う (S8)。画像貼り付け処理は、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。すなわち、S8の処理は、位置情報に基づいて、S6において対応付けられた所定臓器のモデル画像上への被検体内画像の貼り付けを行う画像貼り付け部を構成する。S8の画像貼り付け処理では、同じ位置に貼り付けられる画像が複数枚存在する場合、それらの画像の中からブレ等のない明瞭な内視鏡画像を選択し、その画像が最前面となるように、2Dモデル画像上に貼り付けられる。S8の画像貼り付け処理については後述する。

30

【 0 0 5 2 】

よって、ここでは、S7において、撮像素子 1 1 により取得された全ての被検体内画像が、位置情報と関連付けて、メモリ 2 2 に記録され、S8では、メモリ 2 2 に記録された全ての被検体内画像と、各被検体内画像に関連付けられた位置情報とを読み出して、被検体内画像が貼り付け可能な画像であるか否かの判定が行われる。

【 0 0 5 3 】

すなわち、S8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 1 1 a 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。S8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。

40

【 0 0 5 4 】

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 2 d と膀胱Bの撮像部位までの距離に応じて変更される。

【 0 0 5 5 】

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、S8で画像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

50

位置と方向である。

【 0 0 5 6 】

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。

S8における画像貼り付けは、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 5 7 】

図 9 は、S8の画像貼り付け処理の流れの例を示すフローチャートである。

10

まず、CPU 2 1 は、内視鏡画像を貼り付ける領域に、内視鏡画像が既に貼り付けられているか否かを判定する (S21)。この判定は、S5で取得された内視鏡画像が貼り付けられる領域が、既に貼り付けられている内視鏡画像と重なる領域を有するか否かに基づいて、行われる。

【 0 0 5 8 】

内視鏡画像を貼り付けられる領域に、既に貼り付けられている内視鏡画像が存在する場合 (S21:YES)、CPU 2 1 は、貼り付け画像の判定処理を実行する (S22)。

図 1 0 は、S22の貼り付け画像の判定処理の流れの例を示すフローチャートである。なお、図 1 0 の処理は、S5で取得した内視鏡画像 1 枚だけの情報に基づいて実行できる処理と、既に取得済みの画像を含む複数の内視鏡画像の情報をを用いて実行される処理を含むため、各内視鏡画像について必要な情報が揃っている場合に、各内視鏡画像について図 1 0 の各処理が実行される。

20

【 0 0 5 9 】

CPU 2 1 は、まず、画像処理による判定処理を実行し (S31)、画像処理の判定情報である check2がONであるか否かを判定する (S32)。画像処理による判定処理については、図 1 1 を用いて後述する。check2がONであれば、CPU 2 1 は、位置方向情報による判定処理を実行する (S33)。すなわち、S22の判定処理は、撮像素子 1 1 により取得された被検体内画像に対する画像処理により得られた被検体内画像の画像情報に基づいて、貼り付けを行うか否かの判定処理を含んでいる。

【 0 0 6 0 】

30

S33の処理の後、CPU 2 1 は、位置方向情報の判定情報である判定情報 check3がONであるか否かを判定する (S34)。位置方向情報による判定処理については、図 1 2 を用いて後述する。判定情報 check3がONであれば、CPU 2 1 は、膀胱壁面までの距離と、視線方向による判定処理を実行する (S35)。

【 0 0 6 1 】

S36の処理の後、CPU 2 1 は、膀胱壁面までの距離と、視線方向との判定情報である判定情報 check4がONであるか否かを判定する (S36)。膀胱壁面までの距離と、視線方向とによる判定処理については、図 1 3 を用いて後述する。

【 0 0 6 2 】

そして、S36において、判定情報 check4がONであると (S36:YES)、CPU 2 1 は、判定情報 check1をONにする (S37)。すなわち、S31,S33,S35の全ての判定結果の判定情報 check2, check3, check4がONであるとき、判定情報 check1がONとなる。言い換えれば、S31,S33,S35のいずれかにおいて、いずれかの各判定情報 check2, check3, check4がOFFの場合 (S32:NO, S34:NO, S36:NO)、CPU 2 1 は、判定情報 check1をOFFにする (S38)。

40

【 0 0 6 3 】

以上のように、S22の処理は、撮像素子 1 1 により取得された被検体内画像の画像情報又は位置情報に基づいて、画像貼り付け処理において、貼り付けを行うか否かの判定を行う判定部を構成する。

【 0 0 6 4 】

図 9 に戻り、S22の処理の後、CPU 2 1 は、判定情報 check1の判定結果が得られた内視鏡

50

画像について、判定情報check1がONであるか否かを判定する(S23)。判定情報check1がONである場合(S23:YES)、CPU 2 1は、貼り付け処理を行う。その結果、判定情報check1がONの内視鏡画像が、2Dモデル画像上へ投影して貼り付けられる。判定情報check1がONでない場合(S23:NO)、CPU 2 1は、貼り付け処理を行わない。

【0065】

図11は、S31の画像処理による判定処理の流れの例を示すフローチャートである。まず、CPU 2 1は、S5で取得した内視鏡画像がボケ画像か否かを判定する(S41)。ボケ画像であるか否かは、内視鏡画像中のエッジ成分に基づいて判定することができる。

【0066】

内視鏡画像がボケ画像でない場合(S41:NO)、CPU 2 1は、取得した内視鏡画像が赤玉画像か否かを判定する(S42)。赤玉画像であるか否かは、内視鏡画像中のR画素の画素値に基づいて判定することができる。

10

【0067】

内視鏡画像が赤玉画像でない場合(S42:NO)、CPU 2 1は、取得した内視鏡画像がブレ画像か否かを判定する(S43)。ブレ画像であるか否かは、内視鏡画像中のエッジ成分に基づいて判定することができる。

【0068】

内視鏡画像がブレ画像でない場合(S43:NO)、CPU 2 1は、取得した内視鏡画像中に輝度変化が急激な部分があるか否かを判定する(S44)。内視鏡画像中に輝度変化が急激な部分があるか否かは、内視鏡画像中の輝度値の分布に基づいて判定することができる。内視鏡画像中に輝度変化が急激な部分がある場合とは、例えば、先端部2dが膀胱壁面に対して適切な角度で向いていない場合などである。

20

【0069】

内視鏡画像中に輝度変化が急激な部分がない場合(S44:NO)、CPU 2 1は、判定情報check2をONにする(S45)。内視鏡画像がボケ画像である(S41:YES)、赤玉画像である(S42:YES)、ブレ画像である(S43:YES)、あるいは内視鏡画像中に輝度変化が急激な部分がある場合(S44:YES)、CPU 2 1は、判定情報check2をOFFにする(S46)。

すなわち、画像処理により、ボケ画像などの明瞭でない内視鏡画像については、判定情報check2がOFFにされる。

【0070】

30




図12は、S33の位置方向情報による判定処理の流れの例を示すフローチャートである。まず、CPU 2 1は、前画像の位置方向情報を読み出す(S51)。ここでは、前画像の位置方向情報は、S5で取得されたフレームよりも前に取得された2枚のフレームについての位置方向情報である。

【0071】



なお、画像貼り付けの判定処理を、例えば1秒間に3枚などの、フレームレートよりも低い時間間隔で行う場合は、画像取込部24は、フレームレートと同じフレームレートで内視鏡画像を取り込み、画像貼り付けの判定に対象となる内視鏡画像のフレームの前後のフレームの位置方向情報が、S51で読み出される。

【0072】

40

S5で取得したp番のフレームを最新の内視鏡画像とすると、そのフレームよりも前に取得された2枚の内視鏡画像とについての位置方向情報は、既に取得されているので、その2つの位置方向情報が読み出される。

【0073】

なお、最初の内視鏡画像については、それよりも前の2枚のフレームは存在しないし、続く2枚目の内視鏡画像については、それよりも2つ前のフレームは存在しない。よって、S8の処理は、3枚目以降の内視鏡画像が取得された後に、最新の内視鏡画像の1つ前の内視鏡画像について実行される。

【0074】

次に、CPU 2 1は、先端部2dの移動速度 MX_n が、所定の閾値 $Thre1$ 未満であるか否かを

50

判定する (S52)。ここで、 n を $(p-2)$ とし、 m を p としたときに、 MX_n は、次の式 (1) で表される。

【0075】

[式1]

$$MX_n = \frac{\sqrt{(X_n - X_m)^2 + (Y_n - Y_m)^2 + (Z_n - Z_m)^2}}{(T_n - T_m)} \quad \dots \text{式(1)}$$

式 (1) において、 x_n 、 y_n 、 z_n 、 x_m 、 y_m 、 z_m は、それぞれ 3 次元の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) における位置情報であり、 T_n 、 T_m は、それぞれ、内視鏡画像 $Img(p-2)$ が取得されたときの時刻と、内視鏡画像 $Img(p)$ が取得されたときの時刻である。

10

【0076】

すなわち、先端部 2 d の位置情報から撮像素子 1 1 が所定の速度以上で移動しているか否かが判定され、内視鏡画像 $Img(p-1)$ が、所定の速度以上で先端部 2 d が移動していないときの画像であれば (すなわち内視鏡画像 $Img(p-1)$ が、先端部 2 d の移動速度 MX_n が所定の閾値 $Thre1$ 未満であるときに撮像された画像であれば)、S52 の判定は、YES となり、内視鏡画像 $Img(p-1)$ が、所定の速度未満で先端部 2 d が移動しているときの画像であれば (すなわち内視鏡画像 $Img(p-1)$ が、先端部 2 d の移動速度 MX_n が所定の閾値 $Thre1$ 以上であるときに撮像された画像であれば)、S52 の判定は、NO となる。

【0077】

20

よって、S22 の判定処理は、位置情報から算出される対物光学窓 1 1 a の移動距離に基づいて、貼り付けを行うか否かの判定処理を含んでいる。

【0078】

次に、CPU 2 1 は、先端部 2 d の軸周りの角速度 RX_n が、所定の閾値 $Thre2$ 未満であるか否かを判定する (S53)。ここで、 n を $(p-2)$ とし、 m を p としたときに、 RX_n は、次の式 (2) で表される。

【0079】

[式2]

$$RX_n = \frac{|\gamma_n - \gamma_m|}{(T_n - T_m)} \quad \dots \text{式(2)}$$

30

式 (2) において、 γ_n 、 γ_m は、それぞれ 3 次元の座標系 ($X_2 Y_2 Z_2$) における先端部 2 d の軸周りの角度である。

なお、磁気センサ 1 2 が 5 軸のセンサの場合、S53 の判定処理は、省略される。

【0080】

すなわち、先端部 2 d が軸周りの角速度が所定の角速度以上で回転しているか否かが判定され、内視鏡画像 $Img(p-1)$ が、所定の角速度以上で先端部 2 d が回転していないときの画像であれば (すなわち内視鏡画像 $Img(p-1)$ が、先端部 2 d の軸周りの角速度 RX_n が所定の閾値 $Thre2$ 未満であるときに撮像された画像であれば)、S53 の判定は、YES となり、内視鏡画像 $Img(p-1)$ が、所定の角速度未満で先端部 2 d が回転しているときの画像であれば (すなわち内視鏡画像 $Img(p-1)$ が、先端部 2 d の軸周りの角速度 RX_n が所定の閾値 $Thre2$ 以上であるときに撮像された画像であれば)、S53 の判定は、NO となる。

40

【0081】

よって、S22 の判定処理は、位置情報から算出される対物光学窓 1 1 a の角度情報に基づいて、貼り付けを行うか否かの判定処理を含む。

【0082】

S53 で YES の場合 (すなわち先端部 2 d の移動速度が所定の速度未満かつ先端部 2 d の軸周りの角速度が所定の角速度未満の場合)、CPU 2 1 は、判定情報 $check3$ を ON とする (S54)。そして、先端部 2 d の移動速度が所定の速度以上の場合 (S52:NO)、あるいは先端

50

部 2 d の軸周りの角速度が所定の角速度以上の場合 (S53:NO)、CPU 2 1 は、判定情報 check3 を OFF とする (S55)。

【 0 0 8 3 】

図 1 3 は、S35 の膀胱壁までの距離と、視線方向による判定処理の流れの例を示すフローチャートである。まず、CPU 2 1 は、前の内視鏡画像と、最新の先端部 2 d の位置方向情報を読み出す (S61)。

【 0 0 8 4 】

S61 において読み出される前の内視鏡画像は、最新の内視鏡画像 $Img(p)$ が取得された位置よりも所定の距離離れた位置で取得された内視鏡画像 $Img(p-k)$ であり、最新の内視鏡画像 $Img(p)$ と前の内視鏡画像 $Img(p-k)$ の 2 枚の画像に基づいて、内視鏡画像中の各部あるいは各点の距離が、ステレオ計測機能を用いて計測される。ここで、 k は、1 以上の整数である。

10

【 0 0 8 5 】

次に、CPU 2 1 は、膀胱壁面の各部あるいは各点の 3 次元位置を推定する (S62)。CPU 2 1 は、ステレオ計測機能を用いて、先端部 2 d から 2 枚の内視鏡画像の各部分あるいは各点までの距離を算出し、膀胱壁面の各部分あるいは各点の 3 次元位置を推定する。

【 0 0 8 6 】

そして、CPU 2 1 は、S62 で推定して得られた膀胱壁面までの距離 Dp と、内視鏡画像の中心の膀胱壁面の点における法線方向と撮像素子 1 1 の視線方向とのなす角度 ρ とを算出する (S63)。

20

【 0 0 8 7 】

CPU 2 1 は、距離 Dp が、所定の閾値 $Thre3$ と $Thre4$ 内にあるか否かを判定する (S64)。先端部 2 d が膀胱壁面にあまりに近過ぎたり、あるいはある程度以上遠過ぎると、撮像素子 1 1 によって撮像して得られる内視鏡画像は、焦点が合っていないか、明るさが適切でなかったりする。そこで、焦点と明るさが適切な画像が撮像できる範囲として、距離 Dp が所定の閾値 $Thre3$ より大きく、かつ所定の閾値 $Thre4$ 未満である範囲を、被写体までの適切な距離として、予め設定される。

【 0 0 8 8 】

図 1 4 は、膀胱壁面と先端部 2 d 間の距離 Dp と、閾値 $Thre3$ と $Thre4$ との関係を説明するための図である。図 1 4 において実線で示す先端部 2 d のように、先端部 2 d と膀胱壁面 w 間の距離 Dp が、所定の閾値 $Thre3$ と $Thre4$ の間にあるときは、適切な内視鏡画像が得られるが、二点鎖線で示す先端部 2 d のように、先端部 2 d と膀胱壁面 w 間の距離 Dp が、所定の閾値 $Thre3$ 以下、あるいは所定の閾値 $Thre4$ 以上であるときは、適切な内視鏡画像が得られない。図 1 4 において、先端部 2 d が、二点鎖線 w_1 と w_2 の間に位置するときは、適切な内視鏡画像が得られる。

30

【 0 0 8 9 】

よって、S22 の判定処理は、位置情報及び被検体内画像から算出される対物光学窓 1 1 a から被検体までの距離情報に基づいて、貼り付けを行うか否かの判定処理を含んでいる。

【 0 0 9 0 】

CPU 2 1 は、先端部 2 d と膀胱壁面 w 間の距離 Dp が、所定の閾値 $Thre3$ と $Thre4$ の間にあるときは (S64:YES)、内視鏡画像の中心の膀胱壁面の点における法線方向と撮像素子 1 1 の視線方向とのなす角度 ρ が、所定の閾値 $Thre5$ 未満であるか否かを判定する (S65)。

40

【 0 0 9 1 】

膀胱壁面 w の法線方向と撮像素子 1 1 の視線方向とのなす角度 ρ が、所定の閾値 $Thre5$ 未満であるときに撮像された内視鏡画像を貼り付けると、角度 ρ が略一定の角度である画像が貼り付けられる。

【 0 0 9 2 】

図 1 5 は、膀胱壁面の法線方向と、対物光学窓 1 1 a の視線方向との成す角度との関係

50

を説明するための図である。図15に示すように、先端部2dの視線方向VSと、内視鏡画像における中心位置における膀胱壁面wの法線方向NLとの成す角度 p が、所定の閾値Thre5未満であれば、2D膀胱モデルM2の画像上には、角度 p が所定の閾値Thre5未満の内視鏡画像だけが貼り付けられる。膀胱壁面wの法線方向NLは、ステレオ計測で得られた膀胱壁面wの各部又は各点の距離から求められた膀胱壁面wの距離から求めることができる。

【0093】

よって、S22の判定処理は、位置情報及び被検体内画像に基づき被検体の面を近似し、当該面の法線ベクトルと撮像素子11の視線方向ベクトルのなす角度に基づいて、貼り付けを行うか否かの判定処理を含んでいる。

【0094】

膀胱壁面wの法線方向NLと撮像素子11の視線方向VSとのなす角度 p が所定の閾値Thre5未満であるとき(S65:YES)、CPU21は判定情報check4をONにする(S66)。

また、先端部2dと膀胱壁面w間の距離 Dp が所定の閾値Thre3とThre4の間でないときは(S64:NO)、又は膀胱壁面wの法線方向NLと撮像素子11の視線方向VSとのなす角度 p が所定の閾値Thre5以上であるとき(S65:NO)、CPU21は、判定情報check4をOFFにする(S67)。

以上のようにして、画像貼り付け処理が実行される。

【0095】

なお、上記の例では、S7において内視鏡画像と位置及び方向の情報とを関連付けてメモリ22へ記録した後に、S8の画像貼付処理が実行されているが、メモリ22への記録をしないで、S8の画像貼付処理が実行されるようにしてもよい。すなわち、撮像素子11により取得された被検体画像は、メモリ22に記録されることなく、S8の画像貼付処理が、撮像素子11により取得された被検体画像を、所定臓器のモデル画像上へ直接貼り付けるようにしてもよい。

【0096】

図3に戻り、次に、CPU21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13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。

【0097】

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、S8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。

【0098】

CPU21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/F23を介してモニタ6に表示する(S10)。このとき、CPU21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。CPU21は、先端部2dの位置方向情報に基づいて、挿入部2b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。

【0099】

S10では、CPU21は、S6で取得した先端部2d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2b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2d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2b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。

【0100】

10

20

30

40

50

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 1 0 1 】

図 1 6 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 6 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。

10

【 0 1 0 2 】

2Dモデル画像表示部 3 1 は、図 7 の 2Dモデルに対応する 2Dモデル画像を表示する領域である。2Dモデル画像表示部 3 1 には、2Dの膀胱展開図である 2Dモデル画像 3 1 a と、2Dモデル画像 3 1 a 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 3 1 b が表示される。

【 0 1 0 3 】

3Dモデル画像表示部 3 2 は、図 6 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 3 2 には、3Dモデル画像 3 2 a と、3Dモデルにおける挿入部 2 b の先端部 2 d の位置と方向を示す挿入部画像 3 2 b が表示される。CPU 2 1 は、上述したように、先端部 2 d の現在の位置方向情報に基づいて、挿入部画像 3 2 b を生成する。

20

【 0 1 0 4 】

図 1 6 の 2Dモデル画像表示部 3 1 は、先端部 2 d 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 3 1 a 上に貼り付けられたときの画像を表示している。

【 0 1 0 5 】

以上のように、撮像素子 1 1 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 1 1 を有する挿入部 2 b の挿入形状も、モデル画像と共に表示される。

【 0 1 0 6 】

ライブ画像表示部 3 3 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 3 3 は、例えばモニタ 6 のPinP機能により、画面G1内に含まれる。

30

【 0 1 0 7 】

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CPU 2 1 により画面G1中にライブ画像を合成させて、モニタ 6 へ出力するようにしてもよい。

【 0 1 0 8 】

図 1 7 は、複数の内視鏡画像が 2Dモデル画像 3 1 a 上に貼り付けられている、モニタ 6 の画面上に表示される表示画面の例を示す図である。図 1 7 の 2Dモデル画像表示部 3 1 は、先端部 2 d 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 3 1 b が 2Dモデル画像 3 1 a 上に貼り付けられたときの画像を表示している。2Dモデル画像 3 1 a 上に貼り付けられる画像のほとんどは、画像貼り付け処理において、ボケ等のない明瞭な画像である。

40

【 0 1 0 9 】

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、S8の貼り付け処理により、ボケ等のない明瞭な画像が重畳されて、図 1 7 に示すように、2Dモデル画像表示部 3 1 には、複数の内視鏡画像 3 1 b 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 1 7 の画像を一見するだけで、内視鏡により観

50

察した領域を簡単に判別することができる。

【 0 1 1 0 】

また、S4からS11の処理が繰り返される間、挿入部 2 b の先端部 2 d の位置及び方向は変化する。なお、3Dモデル画像表示部 3 2 には、3Dモデル画像 3 2 a 上に、現在の先端部 2 d の視線方向を示す挿入部画像 3 2 b 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。

【 0 1 1 1 】

先端部 2 d 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 3 1 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 3 2 には、挿入部 2 b の挿入部画像 3 2 b が表示されない3Dモデル画像 3 2 a のみが表示され、ライブ画像表示部 3 3 には、膀胱 B 内のライブ画像は表示されない。

10

【 0 1 1 2 】

検査者は、2Dモデル画像表示部 3 1 の画像を、患者のカルテのデータとしてメモリ 2 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。

【 0 1 1 3 】

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 1 8 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 2 5 は、磁場発生装置 7 の第 1 の座標系 (X₀ Y₀ Z₀) を基準とする位置方向情報をリアルタイムで生成する。

20

【 0 1 1 4 】

そこで、CPU 2 1 は、S3において、図 1 8 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 (3) と式 (4) に従って、位置方向検出部 2 5 の位置方向情報を、膀胱Bの入口を基準とする座標系 (X₁ Y₁ Z₁) の位置方向情報に変換する。

【 0 1 1 5 】

$P_1 = R_{01} P_0 + M_{01} \dots \text{式 (3)}$

$V_1 = R_{01} V_0 \dots \text{式 (4)}$

ここで、P₀ と V₀ 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 (X₀ Y₀ Z₀) における位置と方向ベクトルである。R₀₁ は、次の式 (5) で示される回転行列であり、M₀₁ は、次の式 (6) で示される並進行列である。

30

【 0 1 1 6 】

[式 5]

$R_{01} = \begin{pmatrix} r_{00} & r_{01} & r_{02} \\ r_{10} & r_{11} & r_{12} \\ r_{20} & r_{21} & r_{22} \end{pmatrix} \dots \text{式 (5)}$

[式 6]

$M_{01} = \begin{pmatrix} m_{x01} \\ m_{y01} \\ m_{z01} \end{pmatrix} \dots \text{式 (6)}$

40

よって、第 1 の座標系 (X₀ Y₀ Z₀) 上の点 (x₀, y₀, z₀) は、次の式 (7) に示すように、中間座標系 (X₁ Y₁ Z₁) 上の点 (x₁, y₁, z₁) に変換される。

【 0 1 1 7 】

[式 7]

$$\begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r_{00} & r_{01} & r_{02} \\ r_{10} & r_{11} & r_{12} \\ r_{20} & r_{21} & r_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} m_{x01} \\ m_{y01} \\ m_{z01} \end{pmatrix} \quad \dots\text{式(7)}$$

内視鏡の先端部 2 d 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 2 5 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 (8) により求められる。

【 0 1 1 8 】

$$M_{01} = -P'_{0} \quad \dots\text{式(8)}$$

10

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 1 9 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。

【 0 1 1 9 】

S6では、さらに、次の式 (9) と式 (10) 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 ($X_2 Y_2 Z_2$) における位置と方向ベクトルに変換される。図 2 0 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。

20

【 0 1 2 0 】

$$P_2 = R_{12} P_1 + M_{02} \quad \dots\text{式(9)}$$

$$V_2 = R_{12} V_1 \quad \dots\text{式(10)}$$

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 (11) で示される回転行列であり、 M_{02} は、次の式 (12) で示される並進行列である。

【 0 1 2 1 】

[式 1 1]

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

30

[式 1 2]

$$M_{02} = \begin{pmatrix} m_{x12} \\ m_{y12} \\ m_{z12} \end{pmatrix} \quad \dots\text{式(12)}$$

40

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 (13) 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 2 2 】

[式 1 3]

$$\begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r'_{00} & r'_{01} & r'_{02} \\ r'_{10} & r'_{11} & r'_{12} \\ r'_{20} & r'_{21} & r'_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} m_{x12} \\ m_{y12} \\ m_{z12} \end{pmatrix} \quad \dots\text{式(13)}$$

50

X₁Y₁Z₁座標系をY₁軸方向にR₂移動した場合、並進M₁₂と回転R₁₂は、それぞれ、式(14)と式(15)のようになる。

【0123】

[式14]

$$M_{12} = \begin{pmatrix} m_{x12} \\ m_{y12} \\ m_{z12} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ -R_2 \\ 0 \end{pmatrix} \quad \dots\text{式(14)}$$

[式15]

$$R_{12} = \begin{pmatrix} r'_{00} & r'_{01} & r'_{02} \\ r'_{10} & r'_{11} & r'_{12} \\ r'_{20} & r'_{21} & r'_{22} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \dots\text{式(15)}$$

10

以上のように、磁場発生装置7の第1の座標系(X₀Y₀Z₀)の位置P₀は、式(7)と式(13)より、3Dモデルの中心を基準とする第2の座標系(X₂Y₂Z₂)の位置P₂に変換され、第1の座標系(X₀Y₀Z₀)における方向V₀は、次の式(16)に従って、第2の座標系(X₂Y₂Z₂)の方向V₂に変換される。

【0124】

$$V_2 = R_{12} R_{01} V_0 \quad \dots\text{式(16)}$$

20

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(X₂Y₂Z₂)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。

【0125】

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21は、第2の座標系(X₂Y₂Z₂)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22は、先端部2dの位置と方向ベクトルから第2の座標系(X₂Y₂Z₂)における位置P₂と方向V₂を説明するための図である。

【0126】

先端部2dの第2の座標系(X₂Y₂Z₂)における位置P₂と方向V₂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(17)と式(18)を満たす係数kを算出し、第2の座標系(X₂Y₂Z₂)における座標P₂₁を求める。

30

【0127】

$$P_{21} = P_2 + kV_2 \quad \dots\text{式(17)}$$

$$|P_{21}| = R_2 \quad \dots\text{式(18)}$$

内視鏡画像は、求めた座標P₂₁の位置に投影されて貼り付けられる。

【0128】

次に、第2の座標系(X₂Y₂Z₂)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(Z₂ > 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。

40

【0129】

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

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

また、膀胱Bの背中側の半球の場合(Z₂ < 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(21)により示され、v方向の値は、次の式(22)により示される。

【0130】

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

50

$$V = -y_{21} - R_2 \quad \dots \text{式}(22)$$

図23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($X_2Y_2Z_2$)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(17)から式(22)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($X_2Y_2Z_2$)の球体の内面に貼り付けることができる。

【0131】

図24は、内視鏡画像の全体を走査して、第2の座標系($X_2Y_2Z_2$)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、所定の方向に走査しながら、第2の座標系($X_2Y_2Z_2$)の球体の内面への各画素の貼り付けが行われる。図24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($X_2Y_2Z_2$)の球体の内面の貼り付けベクトルを示す。

10

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31a上に重畳され、かつリリースボタン13が押されたときの内視鏡画像は、2Dモデル画像31a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、膀胱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

20

【0132】

図25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上に貼り付けされている。検査者は、図25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。

【0133】

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。

30

【0134】

図26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27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26は、図17に対応し、図27は、図25に対応する。

【0135】

磁気センサ12が5軸センサであるとき、挿入部2bの軸回りの回動角度を検出することができないが、図26及び図27に示すように、各内視鏡画像31bは、挿入部2bの軸周りの回動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。

40

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。

【0136】

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。

【0137】

この場合は、上述した図17、図25から図27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。

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。

50

【0138】

図28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28において、図17、図25から図27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28は、6軸センサを用いた場合の例を示す。

【0139】

図28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。

10

【0140】

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。

【0141】

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。

【0142】

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付けた画像を生成するようにしてもよい。

20

【0143】

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。

30

【0144】

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。

【0145】

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り、かつ対象臓器の臓器モデル画像上には明瞭な内視鏡画像が貼り付けられる内視鏡システム及び内視鏡画像処理方法を実現することができる。

40

【0146】

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。

【0147】

なお、上述した実施の形態では、撮像素子11により撮像して得られた内視鏡画像がメ

50

メモリ 22 に一旦記憶され、その記録された内視鏡画像をモデル画像上に貼り付けるときに、明瞭な画像のみを選択しているが、撮像素子 11 により撮像して得られた内視鏡画像を、メモリ 22 に記憶するとき、明瞭な画像のみを選択するようにしてもよい。

【0148】

すなわち、S7の記録処理の前に、S22における判定を行い、S7の記録処理では、貼り付け可能な画像と判定された被検体内画像と、位置情報により取得された位置情報と、が関連付けられてメモリ 22 に記録され、その後、S24による画像貼り付け処理が実行される。

【0149】

例えば、S22において実行される図 10 ~ 図 13 の処理による判定処理を、撮像素子 11 から得られた内視鏡画像を記憶する記録処理 (S7) において実行する。この場合、記録処理において実行されるS22の処理は、撮像素子 11 により取得された被検体内画像の画像情報又は位置情報に基づいて、記録処理において、記録を行うか否かの判定を行う判定部を構成する。

【0150】

このように、記録処理において明瞭な画像のみを選択する処理を実行するようにしても、上述した実施の形態と同様の効果を得ることができ、さらに、メモリ 22 に記憶される内視鏡画像の数が低減するので、メモリ 22 の記憶容量が小さくて済むという効果もある。

【0151】

さらになお、明瞭な内視鏡画像を選択する種々の処理の一部を、S7の記録処理で実行し、残りの処理を画像貼り付け処理で実行するようにしてもよい。例えば、画像処理による判定処理を、S7の記録処理において実行し、位置方向情報による判定処理と、膀胱壁面までの距離と、視線方向による判定処理を、S8の画像貼り付け処理で実行する。

【0152】

さらになお、上述した実施の形態では、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。

【0153】

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。

【0154】

また、上述した実施の形態では、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。

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、ランダムパイオプ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。

【0155】

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。

【0156】

本出願は、2013年3月19日に日本国に出願された特願 2013 - 56907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。

10

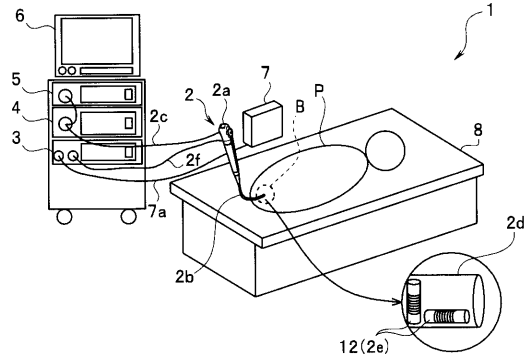
20

30

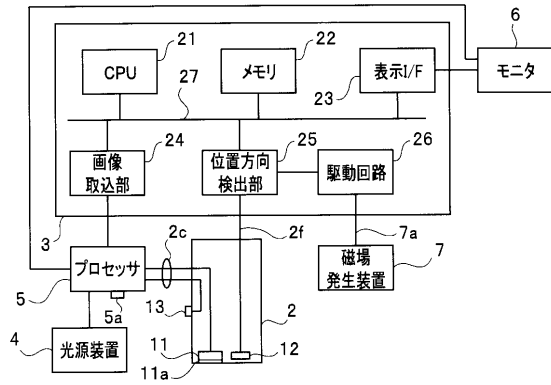
40

50

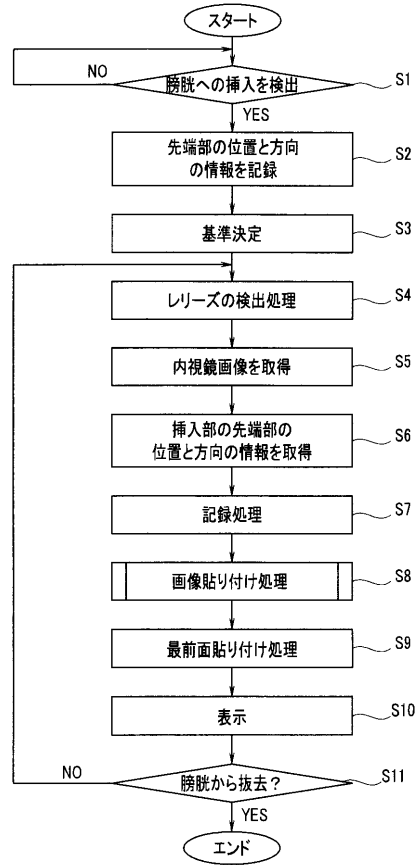
【図1】



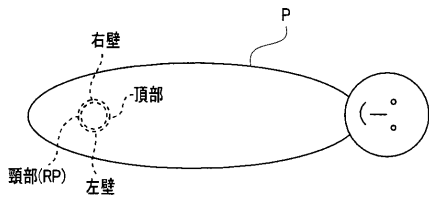
【図2】



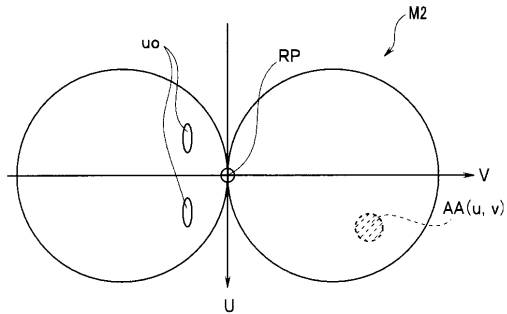
【図3】



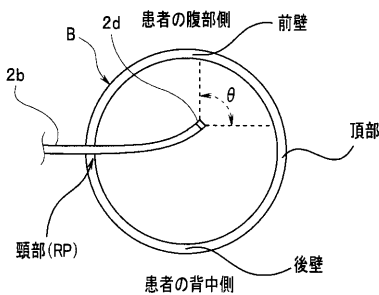
【図4】



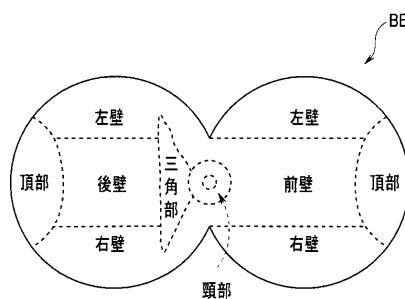
【図7】



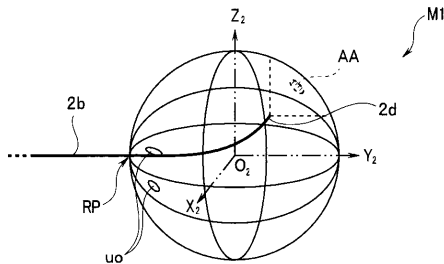
【図5】



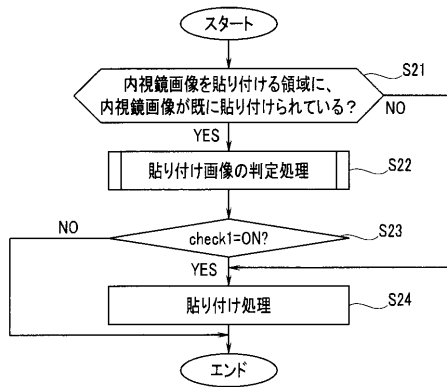
【図8】



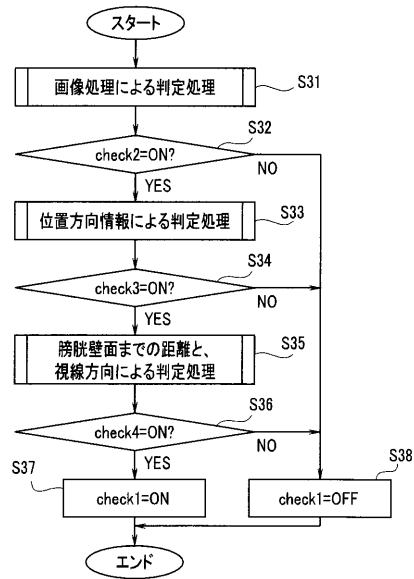
【図6】



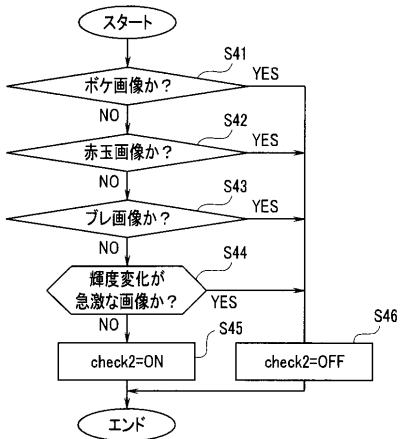
【図9】



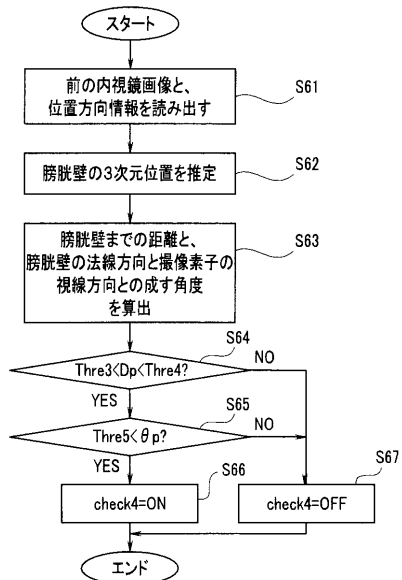
【図10】



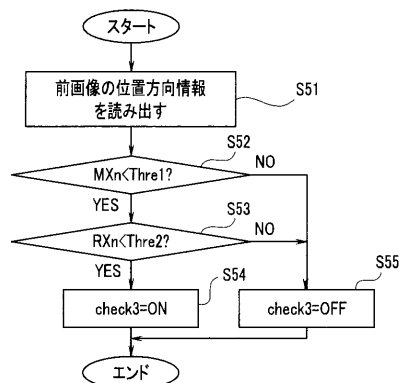
【図11】



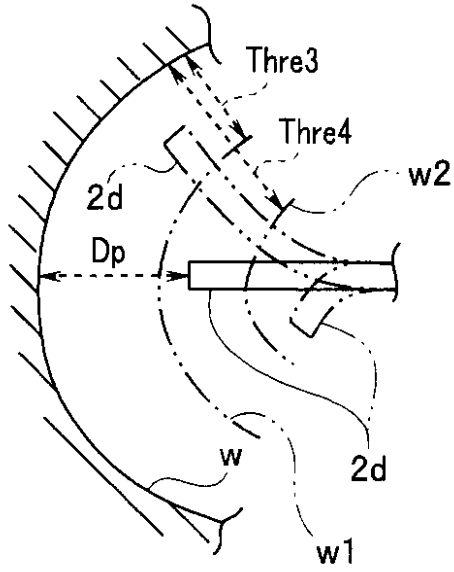
【図13】



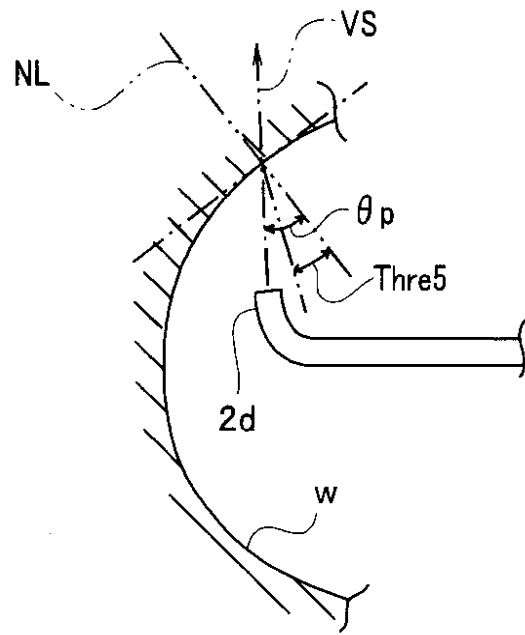
【図12】



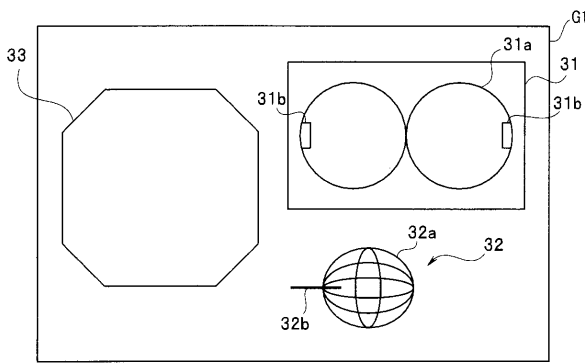
【 図 1 4 】



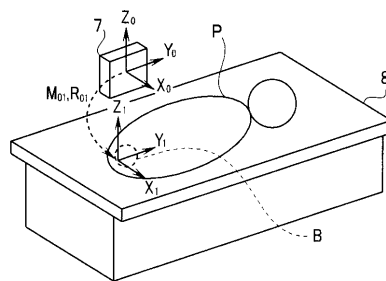
【 図 1 5 】



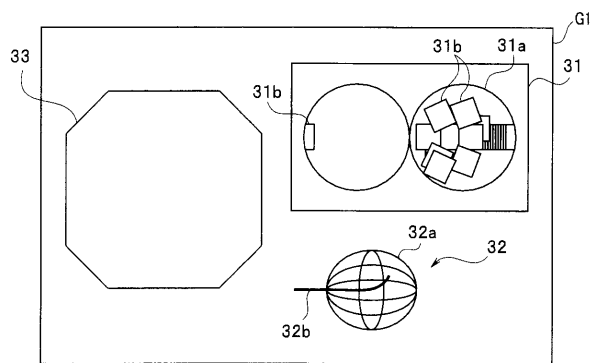
【 図 1 6 】



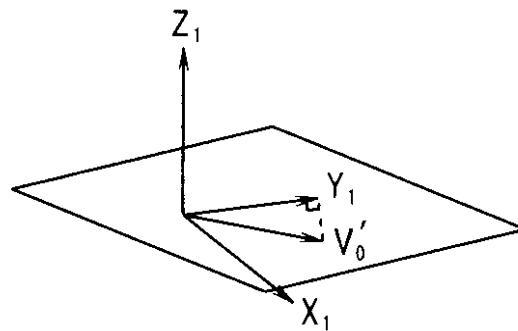
【 図 1 8 】



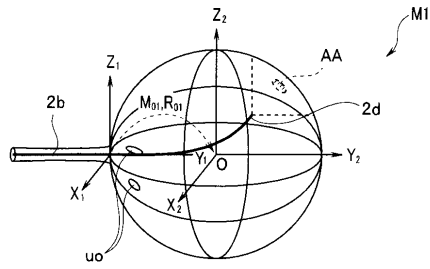
【 図 1 7 】



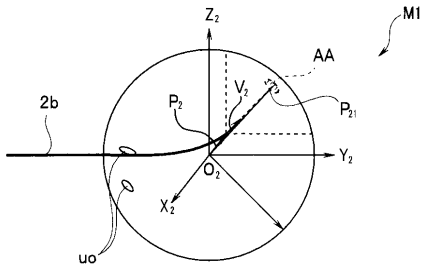
【 図 1 9 】



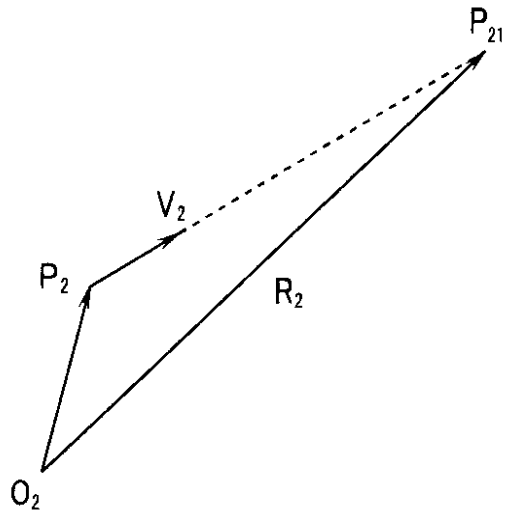
【 図 2 0 】



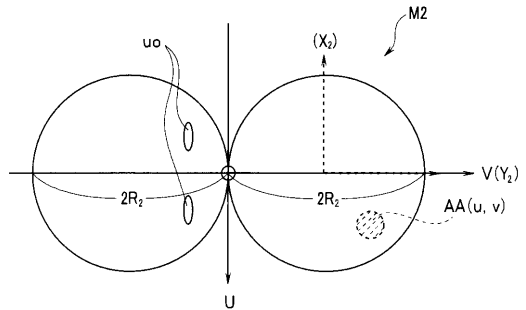
【 図 2 1 】



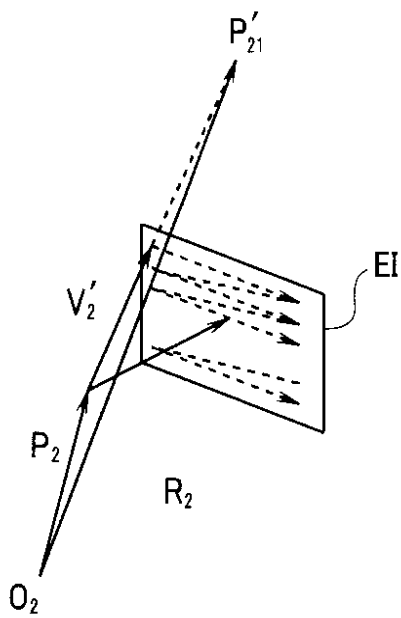
【 図 2 2 】



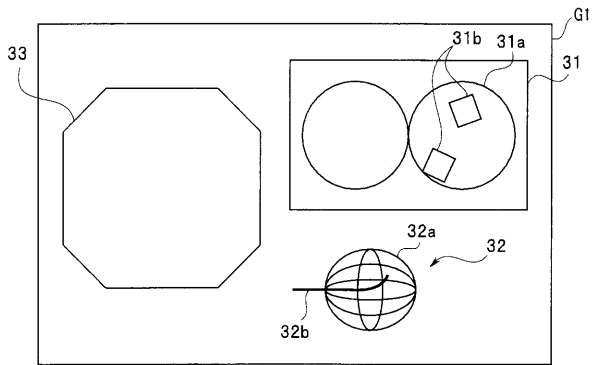
【 図 2 3 】



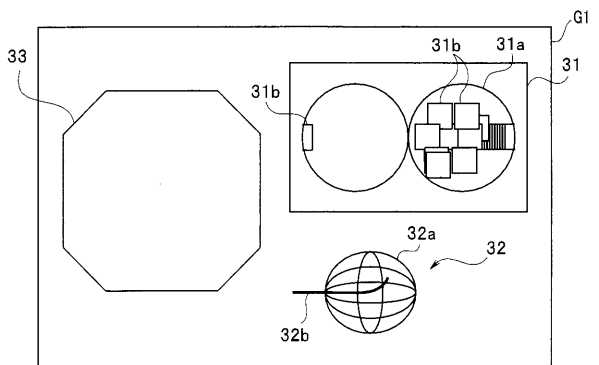
【 図 2 4 】



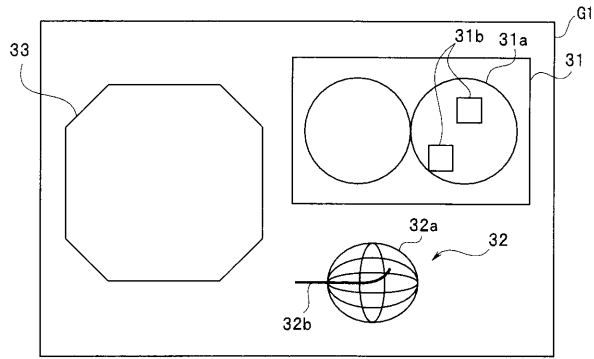
【 図 2 5 】



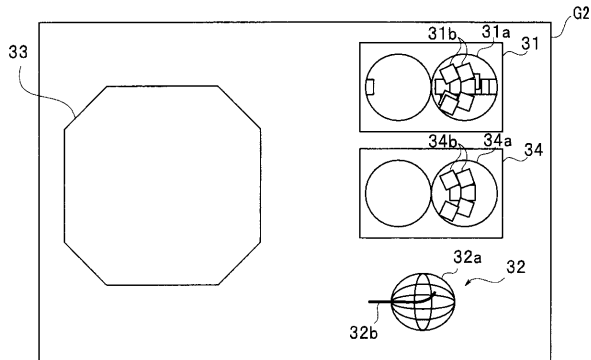
【 図 2 6 】



【図 27】



【図 28】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2005/077253(WO, A1)

特開2011-050470(JP, A)

特開2011-092690(JP, A)

特開2010-240000(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5750669B2	公开(公告)日	2015-07-22
申请号	JP2014533501	申请日	2014-02-19
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	南里美穗 長谷川潤		
发明人	南里 美穗 長谷川 潤		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/303 A61B1/307 A61B1/31		
CPC分类号	A61B1/00096 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/00064 A61B1/00193 A61B1/005 A61B1/0051 A61B1/04 A61B1/307 A61B2034/2051 G06T7/00 G06T2207/10068 G06T2207/30004 G06T2207/30168 H04N1/00183		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/04.372 A61B1/30		
优先权	2013056907 2013-03-19 JP		
其他公开文献	JPWO2014148184A1		
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的远端侧上以接收来自对象的光的物镜光学窗口11a，图像拾取装置11，其拾取图像。主体的内部，以及获取物镜光学窗口11a的位置信息的位置/方向检测部分25。内窥镜系统1还包括确定部分，该确定部分基于由图像拾取装置11获取的对象内部图像的图像信息或位置信息以及粘贴的图像粘贴部分来确定对象图像是否可以粘贴的图像。图像被确定为可以粘贴到模型图像上的图像。

(21) 出願番号	特願2014-533501 (P2014-533501)	(73) 特許権者	000000376
(66) (22) 出願日	平成26年2月19日 (2014. 2. 19)		オリンパス株式会社
(66) 国際出願番号	PCT/JP2014/053942		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(87) 国際公開番号	WO2014/148184	(72) 発明者	南里 美穗
(87) 国際公開日	平成26年9月25日 (2014. 9. 25)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
審査請求日	平成26年7月11日 (2014. 7. 11)	(72) 発明者	長谷川 潤
(31) 優先権主張番号	特願2013-56907 (P2013-56907)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4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19日 (2013. 3. 19)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		
早期審査対象出願		審査官	原 俊文