

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5771757号

(P5771757)

(45) 発行日 平成27年9月2日(2015.9.2)

(24) 登録日 平成27年7月3日(2015.7.3)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

G 0 3 B 15/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z

G 0 3 B 17/02 (2006.01)

G 0 3 B 15/00 T

G 0 3 B 17/24 (2006.01)

G 0 3 B 17/02

請求項の数 17 (全 30 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2014-550583 (P2014-550583)
 (86) (22) 出願日 平成26年4月8日(2014.4.8)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2014/060141
 (87) 国際公開番号 W02014/168128
 (87) 国際公開日 平成26年10月16日(2014.10.16)
 審査請求日 平成26年10月15日(2014.10.15)
 (31) 優先権主張番号 特願2013-84301 (P2013-84301)
 (32) 優先日 平成25年4月12日(2013.4.12)
 (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43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (74) 代理人 100101661
 弁理士 長谷川 靖
 (74) 代理人 100135932
 弁理士 篠浦 治
 (72) 発明者 秋本 俊也
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス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43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 最終頁に続く

(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) 【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前記位置情報と、を関連付けて記録する記録部と、
 前記被検体内における所定臓器のモデル画像に対して前記記録部に記録される位置情報を対応付ける対応付け部と、
 前記対応付け部により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、貼り付け画像として生成する画像生成部と、
 前記撮像部における撮像に関する所定のトリガ信号の発生があったか、又は前記撮像部により取得された前記被検体内画像の所定の特徴量が所定の条件を満たしたか、を判定する判定部と、
 前記判定部で前記所定のトリガ信号の発生があったもしくは前記所定の特徴量が前記所定の条件を満たしたと判定された被検体内画像を、前記貼り付け画像上における他の被検体内画像より前面に貼り付ける処理と、前記前面に貼り付けられた前記被検体内画像に対して、前記他の被検体内画像とは識別可能となるように画像処理を施す制御部と、
 を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記所定のトリガ信号は、前記撮像部により取得された前記被検体内画像を記録するリリース信号、前記撮像部が設けられた内視鏡の挿入部に対する所定の操作を示す操作信号、あるいは前記被検体内を撮像するときの観察モードの切り換え信号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 3】

前記所定の特徴量は、前記被検体内画像における被検体表面の凸部の高さ、前記被検体内画像の色調又は前記被検体内画像のテクスチャ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】

前記制御部は、前記判定部において前記所定のトリガ信号が発生しなかった場合又は前記所定の特徴量が前記所定の条件を満たしていなかった場合、前記被検体内画像を前記被検体内画像貼り付け画像上における他の被検体内画像と識別するための前記画像処理を行わない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】

前記制御部は、前記前面に貼り付けられた前記被検体内画像に対して、枠画像を付加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 6】

前記制御部は、前記前面に貼り付けられた前記被検体内画像に対して、所定のマークを付加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 7】

前記制御部は、前記前面に貼り付けられた前記被検体内画像の色調と、前記他の被検体内画像の色調と、を異ならせ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】

前記画像処理部は、前記他の被検体内画像を、所定の色で塗りつぶす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】

前記被検体内画像に対して分光推定処理を行う分光推定処理部を備え、
前記制御部は前記分光推定処理部の動作モードに応じて複数設定されたモデル上に前記画像処理を施して、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 10】

前記制御部は、前記画像処理を施された前記被検体内画像の拡大画像を生成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 11】

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 12】

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 12 に記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

操作者が前記所定のトリガ信号を入力するための指示入力部をさらに備え、
前記制御部は、前記指示入力部において前記所定のトリガ信号が入力されたときに、前記撮像部に撮像された前記被検体内画像を、前記被検体内画像貼り付け画像上における他の被検体内画像と識別するための前記画像処理を施す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 14】

前記制御部は、前記判定部で前記所定のトリガ信号の発生があったもしくは前記所定の特徴量が前記所定の条件を満たしたと判定された複数の被検体内画像が重畳される場合、

10

20

30

40

50

時系列的に後に前記画像処理を施された被検体内画像を、時系列的に前に前記画像処理を施された被検体内画像上に貼り付けることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 5】

前記制御部は、前記判定部で前記所定のトリガ信号の発生があったもしくは前記所定の特徴量が前記所定の条件を満たしたと判定された複数の被検体内画像が重畳される場合、当該複数の前記被検体内画像の各々を識別可能となるよう画像処理を施すことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 6】

被検体内に挿入する挿入部の先端側に設けられた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前記位置情報と、を関連付けて記録する記録部と、対応付け部と、画像生成部と、判定部と、制御部とを有する内視鏡システムの作動方法であって、

前記対応付け部が、前記被検体内における所定臓器のモデル画像に対して前記記憶部に記録される位置情報を対応付け、

前記画像生成部が、前記対応付け部により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、被検体内画像貼り付け画像として生成し、

前記判定部が、前記撮像部における撮像に関する所定のトリガ信号の発生があったか、又は前記撮像部により取得された前記被検体内画像の所定の特徴量が所定の条件を満たしたか、を判定し、

前記制御部が、前記判定部で前記所定のトリガ信号の発生があったもしくは前記所定の特徴量が前記所定の条件を満たしたと判定された被検体内画像を、前記貼り付け画像上における他の被検体内画像より前面に貼り付ける処理と、前記前面に貼り付けられた前記被検体内画像に対して、前記他の被検体内画像とは識別可能となるように画像処理を施す、

ことを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【請求項 1 7】

前記所定のトリガ信号は、前記撮像部により取得された前記被検体内画像を記録するリリース信号、前記撮像部が設けられた内視鏡の挿入部に対する所定の操作を示す操作信号、あるいは前記被検体内を撮像するときの観察モードの切り換え信号であることを特徴とする請求項 1 6 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2010-240000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。

さらにまた、特開2007-236700号公報には、カプセル型内視鏡で得られた全方位画像を展開して展開画像を作成し、その展開画像内の血管パターン及び構造パターンを抽出し、その抽出結果に基づいて展開画像を繋なぎ合わせて、臓器の輪郭図に重ねて表示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】

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。上記の特開2007-236700号公報に開示のカプセル型内視鏡システムにおいても、臓器の輪郭図に展開画像が繋ぎ合わされるが、展開画像が繋ぎ合わされたモザイク画像から、臓器における病変部の位置を把握することは容易ではない。

【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。

さらに、病変部が小さい場合あるいは病変部の色調変化が乏しい場合は、医者は、病変部を認識し難いため、得られた複数の内視鏡画像の中から病変部を含む内視鏡画像だけを特定することが容易でない場合がある。

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、かつ複数の内視鏡画像の中から特定の内視鏡画像のみを特定することが容易な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】

【0011】

本発明の一態様によれば、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

10

20

30

40

50

前記位置情報と、を関連付けて記録する記録部と、前記被検体内における所定臓器のモデル画像に対して前記記録部に記録される位置情報に対応付ける対応付け部と、前記対応付け部により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、貼り付け画像として生成する画像生成部と、前記撮像部における撮像に関する所定のトリガ信号の発生があったか、又は前記撮像部により取得された前記被検体内画像の所定の特徴量が所定の条件を満たしたか、を判定する判定部と、前記判定部で前記所定のトリガ信号の発生があったもしくは前記所定の特徴量が前記所定の条件を満たしたと判定された被検体内画像を、前記貼り付け画像上における他の被検体内画像より前面に貼り付ける処理と、前記前面に貼り付けられた前記被検体内画像に対して、前記他の被検体内画像とは識別可能となるように画像処理を施す制御部と、を備える内視鏡システムを提供することができる。

10

【0012】

本発明の一態様によれば、被検体内に挿入する挿入部の先端側に設けられた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前記位置情報と、を関連付けて記録する記録部と、対応付け部と、画像生成部と、判定部と、制御部とを有する内視鏡システムの作動方法であって、前記対応付け部が、前記被検体内における所定臓器のモデル画像に対して前記記憶部に記録される位置情報に対応付け、前記画像生成部が、前記対応付け部により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、被検体内画像貼り付け画像として生成し、前記判定部が、前記撮像部における撮像に関する所定のトリガ信号の発生があったか、又は前記撮像部により取得された前記被検体内画像の所定の特徴量が所定の条件を満たしたか、を判定し、前記制御部が、前記判定部で前記所定のトリガ信号の発生があったもしくは前記所定の特徴量が前記所定の条件を満たしたと判定された被検体内画像を、前記貼り付け画像上における他の被検体内画像より前面に貼り付ける処理と、前記前面に貼り付けられた前記被検体内画像に対して、前記他の被検体内画像とは識別可能となるように画像処理を施す、内視鏡システムの作動方法を提供することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0013】

【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。

30

【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、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6】本発明の第1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。

40

【図8】膀胱展開図BE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、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10】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11】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12】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13】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

50

系 ($X_2 Y_2 Z_2$) の関係を説明するための図である。

【図 1 4】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 1 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 1 6】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 1 7】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 1 8】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。

10

【図 1 9】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 2 0】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 2 1】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 2 2】本発明の第 1 の実施の形態の変形例 1 に係わる、特定の内視鏡画像のみを他の内視鏡画像とは識別可能に表示する画面 G1 の例を示す図である。

20

【図 2 3】本発明の第 1 の実施の形態の変形例 2 に係わる、特定の内視鏡画像のみを他の内視鏡画像とは識別可能に表示する画面 G1 の例を示す図である。

【図 2 4】本発明の第 1 の実施の形態の変形例 3 に係わる、リリースボタンが押されたときの特定の内視鏡画像のみを表示し、他の内視鏡画像とは識別可能に表示する画面 G1 の例を示す図である。

【図 2 5】本発明の第 1 の実施の形態の変形例 3 に係る、5 軸センサの磁気センサを用いた場合の画面 G1 の例を示す図である。

【図 2 6】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、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 2 7】本発明の第 2 の実施の形態に係わる、判定処理及び識別可能表示処理の流れの例を示すフローチャートである。

30

【図 2 8】モニタ 6 の画面上に表示される表示画面において、臓器モデル画像と共に、拡大画像を併せて表示する画面の例を示す図である。

【図 2 9】モニタ 6 の画面上に表示される表示画面において、臓器モデル画像と共に、拡大画像を併せて表示する画面の例を示す図である。

【図 3 0】モニタ 6 の画面上に表示される表示画面において、臓器モデル画像と共に、拡大画像を併せて表示する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

(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】

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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 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。

【0021】

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。

40

【0022】

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。

【0023】

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

50

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 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 2 2 に記憶する。メモリ 2 2 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 2 2 に記憶された臓器モデル画像は、表示 I/F 2 3 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、CPU 2 1 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 1 1 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。

10

【0025】

画像取込部 2 4 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 2 4 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 2 4 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 2 5 は、磁場発生装置 7 を駆動する駆動回路 2 6 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 1 2 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 1 1 a 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 2 5 は、磁気センサ 1 2 からの位置情報及び方向情報を取得して、対物光学窓 1 1 a の位置情報を取得する位置情報取得部を構成する。

20

【0027】

CPU 2 1 は、画像取込部 2 4 が取り込んだ画像と、位置方向検出部 2 5 が検出した位置方向情報から算出された先端部 2 d の位置と方向の情報とを関連付けて、メモリ 2 2 に記憶する。

【0028】

CPU 2 1 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、CPU 2 1 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 2 5 からの位置方向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。

30

【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。

40

【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。

50

【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。

【0033】

（臓器モデル画像への内視鏡画像の貼り付け処理）

10

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。

【0034】

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

【0035】

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。

【0036】

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。

【0037】

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の位置情報から患者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を一致させる位置合わせ部を構成する。

40

【0038】

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。

【0039】

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

50

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。

【0040】

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。

【0041】

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。

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 θ の内視鏡画像を撮像する。

【0042】

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 $X_2Y_2Z_2$ 内に形成されている。座標系 $X_2Y_2Z_2$ は、座標系 $X_1Y_1Z_1$ 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。

【0043】

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。

【0044】

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。

【0045】

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。

【0046】

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。

【0047】

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。リリース信号は、撮像部である撮像素子11により取得された被検体内画像を記録するトリガ信号である。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。

よって、S4の処理は、撮像素子11における撮像に関する所定のトリガ信号としてのレリーズ信号の発生があったかを判定する判定部を構成する。

【0048】

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。

【0049】

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。

10

【0050】

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($X_0Y_0Z_0$)における位置方向情報を、3次元の座標系($X_2Y_2Z_2$)における位置方向情報に変換する。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。すなわち、S6の処理が、被検体内における所定臓器のモデル画像に対して、S8の記憶部であるメモリ22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。

20

【0051】

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($X_2Y_2Z_2$)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。

【0052】

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、被検体内貼り付け画像として生成する画像生成部の一部を構成する。S7の貼り付け処理は、3次元の座標系($X_2Y_2Z_2$)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。

30

【0053】

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。

【0054】

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($X_0Y_0Z_0$)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。

40

【0055】

よって、CPU21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2d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。

【0056】

そして、CPU21は、貼り付けた内視鏡画像、2Dモデル画像上の位置と方向、及びレリ

50

ーズ信号の有無の各情報を、メモリ 22 へ記録する (S8)。すなわち、S8の処理は、撮像素子 11 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 25 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。

【0057】

次に、CPU 21 は、識別可能表示処理を実行する (S9)。識別可能表示処理は、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と共に、他の内視鏡画像とは区別して認識できる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、さらに、識別可能表示のために、リリースボタン 13 が押されたときの内視鏡画像に所定の枠 41 (図 10 参照) を付加することによって、一目で、リリース信号が押されたときの内視鏡画像と他の内視鏡画像と区別できるようにしている。

10

【0058】

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され、かつ先に取得されて貼り付けられた内視鏡画像とは区別して認識できるように貼り付けるように、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。

20

【0059】

CPU 21 は、識別可能表示処理が行われた 2Dモデル画像を、表示 I/F 23 を介してモニター 6 に表示する (S10)。このとき、CPU 21 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 21 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。

【0060】

以上のように、S7とS9の処理は、S4の判定部において所定のトリガ信号としてのリリース信号が発生したと判定された場合に、その所定のトリガ信号が発生したときの被検体内画像を識別可能に表示するS9の所定の処理を被検体内画像に施して、S6の対応付け部により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して表示する表示部を構成する。ここでは、S9の所定の処理は、所定のトリガ信号であるリリース信号が発生したときの被検体内画像に、枠画像 41 を付加する処理である。そして、その表示部は、S4の判定部において所定のトリガ信号であるリリース信号が発生しなかった場合、被検体内画像を識別可能に表示するS9の所定の処理を行わない。

30

【0061】

S10では、CPU 21 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。

40

【0062】

CPU 21 は、挿入部 21 の先端部 2d 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 2d 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 2d 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 21 は、先端部 2d 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。

【0063】

図 9 は、モニター 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。

50

図9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。

【0064】

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。

【0065】

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。

【0066】

図9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。

【0067】

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。

【0068】

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。

【0069】

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に出力するようにしてもよい。

【0070】

図10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10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。

【0071】

2Dモデル画像3 1 a上では、S9の識別可能表示処理により、リリースボタン1 3が押されたときの内視鏡画像には、所定の枠画像4 1が付加されている。2Dモデル画像3 1 a上に貼り付けられる内視鏡画像の色調は似通っているため、枠画像4 1が無いと、リリースボタン1 3が押されたときの内視鏡画像を判別し難い。枠画像4 1を付加することによってリリースボタン1 3が押されたときの内視鏡画像が際立って、検査者は、一目で、リリース信号が押されたときの内視鏡画像と他の内視鏡画像とを区別することができるので、小さいあるいは色調変化が乏しい病変部も容易に見つけ出すことができる。

【0072】

また、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10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10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。

10

20

30

40

50

【0073】

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。

【0074】

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。

10

【0075】

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。

【0076】

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11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。

20

【0077】

そこで、CPU21は、S3において、図11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。

【0078】

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

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

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。

30

【数3】

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

【数4】

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

40

【0079】

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。

【数 5】

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

【0080】

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。

10

【0081】

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

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12は、中間座標系($X_1Y_1Z_1$)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_1Y_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_1Z_1 平面に垂直なベクトルを X_1 とする、ことである。

【0082】

S6では、さらに、次の式(7)と式(8)に従って、中間座標系($X_1Y_1Z_1$)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($X_2Y_2Z_2$)における位置と方向ベクトルに変換される。図13は、中間座標系($X_1Y_1Z_1$)と第2の座標系($X_2Y_2Z_2$)の関係を説明するための図である。

20

【0083】

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

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

ここで、 P_1 と V_1 は、それぞれ、中間座標系($X_1Y_1Z_1$)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($X_2Y_2Z_2$)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($X_2Y_2Z_2$)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。

30

【数 9】

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

【数 10】

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

40

【0084】

よって、中間座標系($X_1Y_1Z_1$)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($X_2Y_2Z_2$)上の点(x_2, y_2, z_2)に変換される。

【数 11】

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

50

【0085】

$X_1Y_1Z_1$ 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。

【数12】

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

【数13】

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

10

【0086】

以上のように、磁場発生装置7の第1の座標系($X_0Y_0Z_0$)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($X_2Y_2Z_2$)の位置 P_2 に変換され、第1の座標系($X_0Y_0Z_0$)における方向 V_0 は、次の式(14)に従って、第2の座標系($X_2Y_2Z_2$)の方向 V_2 に変換される。

20

【0087】

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

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($X_2Y_2Z_2$)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。

【0088】

3DモデルM1は、膀胱Bの形状を、半径 R_2 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14は、第2の座標系($X_2Y_2Z_2$)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15は、先端部2dの位置と方向ベクトルから第2の座標系($X_2Y_2Z_2$)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。

30

【0089】

先端部2dの第2の座標系($X_2Y_2Z_2$)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($X_2Y_2Z_2$)における座標 P_{21} を求める。

【0090】

$$P_{21} = P_2 + kV_2 \quad \cdots \text{式(15)}$$

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

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。

【0091】

次に、第2の座標系($X_2Y_2Z_2$)における位置 P_{21} 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($0 \leq Z_2$)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。

40

【0092】

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

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

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。

50

【0093】

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

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

図16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。

【0094】

10

図17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17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。

20

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。

【0095】

図18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。そして、リリースボタン13が押されたときの内視鏡画像には、所定の枠画像41が付加されている。検査者は、図18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。

30

【0096】

さらになお、図10の表示状態と図18の表示状態を、切り換えられるようにしてもよい。

【0097】

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。

【0098】

図19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20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19は、図10に対応し、図20は、図18に対応する。図19及び図20においても、リリースボタン13が押されたときの内視鏡画像には、所定の枠画像41が付加されている。

40

【0099】

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19及び図20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。

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。

【0100】

50

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。

【0101】

この場合は、上述した図10、図18から図20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。

【0102】

図21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21において、図10、図18から図20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21は、6軸センサを用いた場合の例を示す。

【0103】

図21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。図21においても、リリースボタン13が押されたときの通常光及び特殊光の内視鏡画像には、所定の枠画像41が付加されている。

【0104】

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。

【0105】

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。

【0106】

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。

【0107】

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。

【0108】

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。

【0109】

10

20

30

40

50

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、かつ複数の内視鏡画像の中からリリースボタンの押された特定の内視鏡画像のみを特定することが容易な内視鏡システムを実現することができる。

【0110】

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。

【0111】

次に、リリースボタンの押された特定の内視鏡画像のみを特定することを容易にする表示方法の変形例について説明する。

【0112】

(変形例1)

上述した実施の形態では、複数の内視鏡画像のうち、リリースボタンが押されたときの内視鏡画像を枠で囲むように、枠画像41を内視鏡画像に付加することにより、リリースボタンの押された特定の内視鏡画像のみを他の内視鏡画像とは識別可能に表示するようにしているが、リリースボタンが押されたときの内視鏡画像を指し示す矢印等のマークを表示するようにしてもよい。

【0113】

図22は、変形例1に係わる、特定の内視鏡画像のみを他の内視鏡画像とは識別可能に表示する画面G1の例を示す図である。

図22に示すように、リリースボタンが押されたときの内視鏡画像を指し示すマークとしての矢印42が、内視鏡画像と共に表示されている。検査者は、矢印42が指し示す内視鏡画像を容易に判別することができる。ここでは、S9の所定の処理は、所定のトリガ信号であるリリース信号が発生したときの被検体内画像に、所定のマーク（例えば矢印）を付加する処理である。

よって、検査者は、リリースボタンが押されたときの内視鏡画像を見つけやすい。

【0114】

(変形例2)

上述した変形例1では、リリースボタンが押されたときの内視鏡画像を指し示す矢印等のマークを表示するようにしているが、リリースボタンが押されたときの内視鏡画像と、他の内視鏡画像との色合いを異ならせるようにしてもよい。

【0115】

図23は、変形例2に係わる、特定の内視鏡画像のみを他の内視鏡画像とは識別可能に表示する画面G1の例を示す図である。

図23に示すように、複数の内視鏡画像31bの中でリリースボタンが押されたときの内視鏡画像43（斜線で示す）の色合いと、リリースボタンが押されていない他の内視鏡画像31bの色合いとを異ならせて、複数の内視鏡画像31bが表示されている。すなわち、ここでは、S9の所定の処理は、所定のトリガ信号であるリリース信号が発生したときの被検体内画像の色調と、S4の判定部において所定のトリガ信号であるリリース信号が発生しなかった場合の被検体内画像の色調と、を異ならせる処理である。

【0116】

色合いを異ならせる方法としては、例えば、リリースボタンが押されたときの内視鏡画像43（斜線で示す）は、カラーで表示し、リリースボタンが押されていない他の内視鏡画像31bは、モノクロで表示するようにして、リリースボタンが押されたときの内視鏡画像43（斜線で示す）を強調表示する、あるいは、リリースボタンが押されたときの内視鏡画像43（斜線で示す）の彩度と明度の少なくとも1つを、リリースボタンが押されていない他の内視鏡画像31bの彩度と明度の少なくとも1つよりも高くして表示するようにして、リリースボタンが押されたときの内視鏡画像43（斜線で示す）のコントラストを高くして強調表示する、などの方法がある。いずれにおいても、検査者は、色合いの

違いによって、リリースボタンが押されたときの内視鏡画像を見つけやすい。

【0117】

(変形例3)

上述した変形例2では、リリースボタンが押されたときの内視鏡画像の色合いを、識別可能とするように、他の内視鏡画像の色合いとは異ならせるようにしているが、リリースボタンが押されたときの内視鏡画像のみ表示し、リリースボタンが押されなかった内視鏡画像は、観察済みであることがわかるように、背景の膀胱展開図(シェーマ)の色とは異なる色で表示するようにしてもよい。

【0118】

図24は、変形例3に係わる、リリースボタンが押されたときの特定の内視鏡画像のみを表示し、他の内視鏡画像とは識別可能に表示する画面G1の例を示す図である。

10

図24に示すように、撮像された複数の内視鏡画像31bの中でリリースボタンが押されたときの内視鏡画像44(斜線で示す)は、最前面に表示され、リリースボタンが押されていない他の内視鏡画像の領域44aは、背景の膀胱展開図(シェーマ)の色(点線の斜線で示す)とは異なる所定の色で塗りつぶされている。すなわち、ここでは、S9の所定の処理は、所定のトリガ信号であるリリース信号が発生しなかった場合の被検体内画像の色調を、所定臓器のモデル画像の色調と異ならせる処理である。

よって、検査者は、所定の色で塗りつぶされた領域によって、観察した領域が一目で認識できると共に、リリースボタンが押されたときの内視鏡画像も容易に判別し易い。

【0119】

20

なお、図25は、本変形例3に係る、5軸センサの磁気センサを用いた場合の画面G1の例を示す図である。

以上のように、上述した各変形例によっても、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、かつ複数の内視鏡画像の中からリリースボタンの押された特定の内視鏡画像のみを特定することが容易な内視鏡システムを実現することができる。

【0120】

(第2の実施の形態)

第1の実施の形態は、リリースボタンの押されたときの内視鏡画像のみを容易に特定可能にする内視鏡システムであるが、本第2の実施の形態は、リリースボタンの操作ではなく、所定の画像処理の処理結果あるいは所定のイベントの有無の判定結果が、所定の結果であるときの内視鏡画像のみを容易に特定可能にする内視鏡システムである。

30

【0121】

本第2の実施の形態の内視鏡システムの構成は、第1の実施の形態の内視鏡システムと同様であるので、同じ構成については同じ符号で説明し、異なる構成についてのみ説明する。

【0122】

本実施の形態の内視鏡システムは、図1と図2に示す構成を有する。本実施の形態の内視鏡システムにおける臓器モデル画像への内視鏡画像の貼り付け処理は、第1の実施の形態の臓器モデル画像への内視鏡画像の貼り付け処理と異なっている。

【0123】

40

図26は、本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26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。

【0124】

図26では、CPU21は、基準決定(S3)の後に、内視鏡画像の取得を行う(S5)。その後、CPU21は、先端部2dの位置と方向の情報の取得(S6)と内視鏡画像の貼り付け処理(S7)を実行する。

【0125】

S7に続いて、CPU21は、内視鏡画像情報、及び位置と方向の情報の記録処理を行う(S21)。そして、CPU21は、S21の処理を実行した後に、判定処理及び識別可能表示処理を

50

実行する (S22)。S22の判定処理は、所定の判定結果が得られた内視鏡画像を、他の内視鏡画像に対して識別可能に表示するための判定処理である。

【0126】

図27は、判定処理及び識別可能表示処理の流れの例を示すフローチャートである。CPU21は、判定情報を取得する (S31)。

S31において取得される判定情報は、判定方法によって異なる。

【0127】

判定方法には、画像処理による方法と、イベント検出による方法の2つがある。画像処理による方法の場合、判定対象には、a) 画像中の所定の大きさ (高さ) を有する凹凸部分の有無、b) 画像中の色調が周囲と異なる部分の有無、c) 画像中のテクスチャが周囲と異なる部分の有無、がある。イベント検出による方法の場合、d) 所定の操作の有無、e) モード切替操作の有無、がある。

【0128】

ここでは、画像処理による方法のa) の場合を、例に説明する。

a) の場合、S31において取得される判定情報は、画像中の凹凸の大きさ (すなわち高さ) の情報である。

【0129】

この画像中の凹凸の大きさは、ステレオ計測機能を利用して、2枚の画像の所定の複数の点の位置情報、すなわち撮像素子11から各点までの距離情報から算出される。具体的には、画像中の所定の複数の点について、撮像素子11から隣り合う2点のうちの一方までの距離と、撮像素子11からその2点のうちの他方までの距離の差から、被検体の部位の凹凸の大きさ (すなわち高さ) が算出して得られる。例えば、膀胱B内の病変部が腫れて盛り上がってあれば、その盛り上がった部分は、周辺の粘膜表面よりも高い凸部となっている。この被検体内画像における被検体表面の凸部の高さが、所定の特徴量を構成する。

【0130】

よって、CPU21は、撮像素子11から内視鏡画像中の所定の複数の点までの複数の距離情報から得られた、隣接する2点の差についての複数の情報を、判定情報として取得する。

CPU21は、取得した判定情報から、所定の判定条件が満たしているか否かを判定する (S32)。

【0131】

a) の場合、判定条件は、上記の複数の差情報の中に、所定の閾値 (TH1) 以上のものがあるか否かが判定される。複数の差情報の中に、所定の閾値 (TH1) 以上のものがあるときは、例えば腫瘍があると考えられるので、所定の判定条件を満たしていると判定される。

【0132】

複数の差情報の中に所定の閾値 (TH1) 以上のものがある場合 (S32:YES)、CPU21は、識別可能表示処理を実行する (S9)。複数の差情報の中に所定の閾値 (TH1) 以上のものがない場合 (S32:NO)、CPU21は、S9の処理を実行しない。

その後、CPU21は、表示処理を実行し (S10)、膀胱B内から挿入部2bが抜去されるまで、S5からS10の処理を繰り返す。

【0133】

よって、画像処理により所定の大きさの凸部があると判定されると、その凸部があると判定された内視鏡画像にのみ、枠画像41が自動的に付加されて、他の内視鏡画像とは識別可能に表示されるので、検査者は、凸部があると判定された内視鏡画像のみを容易に特定することができる。

以上の例は、a) の場合であるが、b) ~ e) の場合は、判定情報と判定条件が異なる。

【0134】

b) の場合、判定情報は、内視鏡画像中の各画素の色情報から算出された所定の算出値である。算出値は、例えば、RGBのチャンネル毎に算出された画素値の平均値、分散、画素毎に算出されたRGBの画素値の比（例えばG/R）、である。この被検体内画像の色調が、所定の特徴量を構成する。

【0135】

判定条件は、色情報から得られた所定の算出値と、他の画像あるいは過去の画像における算出値との差が所定の値以上あるか否かである。内視鏡画像から算出された所定の算出値と他の画像などにおける算出値との差が所定の値以上である場合、判定条件を満たしているとは判定される。

【0136】

c) の場合、判定情報は、内視鏡画像中のテクスチャ情報である。テクスチャ情報は、画像処理によって内視鏡画像から抽出した特徴量（例えば、エッジ要素）の情報から生成される。この被検体内画像のテクスチャが、所定の特徴量を構成する。判定条件は、得られたテクスチャ情報と、他の画像あるいは過去の画像におけるテクスチャ情報との差が所定の値以上あるか否かである。例えば、エッジ要素が他の画像あるいは過去の画像におけるエッジ要素が多い場合に、判定条件を満たしているとは判定される。

【0137】

d) の場合、判定情報は、挿入部2bの先端部2dの位置と方向の少なくとも1つの情報の変化量である。先端部2dの位置と方向の情報は、磁気センサ12の位置方向情報から得られる情報であり、変化量は、位置と方向の少なくとも1つの差に関する情報である。

【0138】

例えば、検査者が所定の動作としては、挿入部2bを軸周りに素早く捻る所定の操作（挿入部2bを右回りに捻った後に素早く逆方向（左回り）に捻る操作）をすると、先端部2dの方向が所定の時間内に大きく変化するので、CPU21は、その変化量を算出することができる。このような撮像部である撮像素子11が設けられた内視鏡の挿入部2bに対する所定の操作を示す操作信号が、所定のトリガ信号を構成する。

【0139】

判定条件は、その変化量が所定の閾値以上（あるいは以下）であるか否かである。その変化量が所定の値以上（あるいは以下）である場合、判定条件を満たしているとは判定される。判定条件が満たされた場合に、枠画像41が自動的に付加される内視鏡画像は、所定の条件が満たされているとは判定される直前に、メモリ22に記憶された画像である。すなわち、メモリ22には、画像取込部24により取り込まれた複数の内視鏡画像が記憶されるので、所定の条件が満たされているとは判定された時よりも、所定時間だけあるいは所定フレーム数だけ前の内視鏡画像を選択して、その内視鏡画像に枠画像41を付加する。

なお、変化量は、所定の時間だけ位置も方向も変化のない静止状態を示す変化量であってもよい。

【0140】

e) の場合、判定情報は、切換スイッチ5aの操作信号についての情報である。切換スイッチ5aの操作信号は、画像取込部24を介してプロセッサ5より、CPU21へ供給される。このような被検体内を撮像するときの観察モードの切り換え信号が、所定のトリガ信号を構成する。

【0141】

判定条件は、操作信号に基づいて、観察モードの変更があるか否かである。観察モードの変更がある場合、判定条件を満たしているとは判定される。

ここでは、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つを有するが、光線力学的診断法（PDD）のためのPDDモードなどを有していてもよい。

【0142】

よって、S7とS22の処理は、S32の判定部において所定のトリガ信号が発生した又は所定の特徴量が所定の条件を満たすと判定された場合に、所定のトリガ信号が発生したとき又

10

20

30

40

50

は所定の特徴量が所定の条件を満たしたときの被検体内画像を識別可能に表示するS9の所定の処理を被検体内画像に施して、S6の対応付け部により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して表示する表示部を構成する。

【0143】

以上のように、b)とc)の画像処理による方法と、d)とe)のイベント検出による方法を用いても、a)の場合と同様に、所望の内視鏡画像のみに、枠画像41が自動的に付加されて、特定の内視鏡画像のみを識別可能に表示することができる。

【0144】

すなわち、S32の処理は、撮像素子11における撮像に関する所定のトリガ信号としての操作信号（所定の捻り操作の信号、モード切換信号）の発生があったか、又は被検体内画像における所定の特徴量（凹凸、色調、テクスチャ）が所定の条件を満たしたか、を判定する判定部を構成する。

10

【0145】

なお、上述したa)からe)のいずれか1つの判定方法を用いるのではなく、a)からe)の2つ以上を組み合わせ、判定条件とするようにしてもよい。

なお、第1の実施の形態で説明した3つの変形例も、本第2の実施の形態においても適用可能である。

【0146】

すなわち、S9の所定の処理は、変形例1のように、所定のトリガ信号が発生したとき又は所定の特徴量が所定の条件を満たしたときの被検体内画像に、所定のマークを付加したり、変形例2のように、所定のトリガ信号が発生したとき又は所定の特徴量が所定の条件を満たしたときの被検体内画像の色調と、S32の判定部において所定のトリガ信号が発生しなかった場合又は所定の特徴量が所定の条件を満たしていなかった場合の被検体内画像の色調と、を異ならせたり、変形例3のように、S32の判定部において所定のトリガ信号が発生しなかった場合又は所定の特徴量が所定の条件を満たしていなかった場合の被検体内画像の色調を、所定臓器のモデル画像の色調と異ならせるようにしてもよい。

20

【0147】

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り、かつ複数の内視鏡画像の中から特定の内視鏡画像のみを特定することが容易なように、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。

30

【0148】

なお、上述した各実施の形態では、臓器モデル画像上に貼り付けられた内視鏡画像に枠画像を付加するなどして、特定の内視鏡画像を識別可能に表示するが、そのような識別可能に内視鏡画像を表示することに加えて、特定の内視鏡画像の拡大画像を併せて表示するようにしてもよい。

【0149】

図28～図30は、モニタ6の画面上に表示される表示画面において、臓器モデル画像と共に、拡大画像を併せて表示する画面の例を示す図である。

40

図28では、例えばリリースボタンが押された時の内視鏡画像31bに枠画像41が付加されると共に、枠画像41が付加された内視鏡画像31bの拡大画像を表示する拡大表示部51が、画面G2上に表示されている。拡大表示部51に表示された内視鏡画像を見ることにより、検査者は、リリースボタンを押した時の内視鏡画像の確認、例えば病変部が適切に撮像されているかの確認、を容易にすることができる。

【0150】

図29は、例えばリリースボタンが複数回（図29では2回）押された時の内視鏡画像31bに枠画像41が付加されると共に、枠画像41が付加された2枚の内視鏡画像31bの拡大画像を表示する拡大表示部52が、画面G2上に表示されている。

【0151】

50

図30は、例えばリリースボタンが複数回（図28では2回）押された時の内視鏡画像31bに枠画像41が付加されると共に、枠画像41が付加された2枚の内視鏡画像31bの拡大画像を、枠画像41が付加された内視鏡画像の対応番号と共に表示する拡大表示部52aが、画面G2上に表示されている。図30に示すように、2枚の内視鏡画像に、丸で囲んだ識別用の数字が付加され、拡大表示部52aの拡大画像にもその丸で囲んだ識別用の数字が付加されている。

【0152】

なお、図29と図30では、複数の拡大画像を表示するために、3Dモデル画像表示部32は表示されていない。

よって、検査者は、拡大表示部52aに拡大表示された各内視鏡画像が、2Dモデル画像表示部31に示された枠画像が付加された内視鏡画像のどれに対応するかを、容易に把握することができる。図30では、番号により膀胱展開図（シェーマ）上の内視鏡画像と、拡大画像との対応関係を示しているが、数字に代えて、文字、記号などでもよく、さらに、図30において点線53で示すような、内視鏡画像と拡大画像とを結ぶ線図により、膀胱展開図（シェーマ）上の内視鏡画像と、拡大画像との対応関係を示すようにしてもよい。

【0153】

なお、図28から図30では、全ての拡大画像は、検査時に常に表示されるが、検査者が指定した任意のタイミングで、例えば検査者が所定のボタンを押したときだけ、全ての拡大画像を表示するようにしてもよい。

【0154】

あるいは、例えば、複数の内視鏡画像に枠画像41が付加されているときに、検査者が画面上のポイントを内視鏡画像に移動させたときに、ポイントにより指示されている内視鏡画像のみ、拡大画像を表示するようにしてもよい。

以上のように、上述した各実施の形態及び各変形例において、このような拡大表示部を設けるようにしてもよい。

【0155】

また、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。

【0156】

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。

【0157】

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。

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。

【0158】

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。

【0159】

10

20

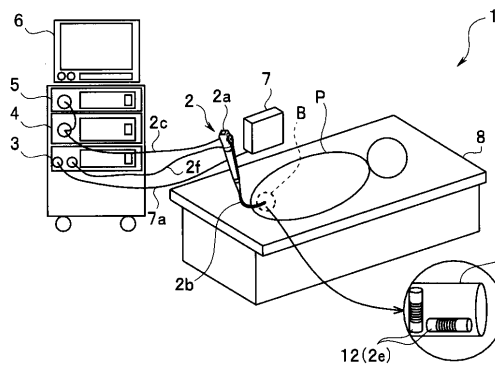
30

40

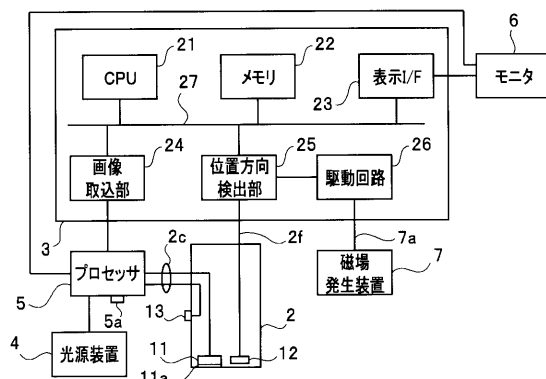
50

本出願は、2013年4月12日に日本国に出願された特願2013-84301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。

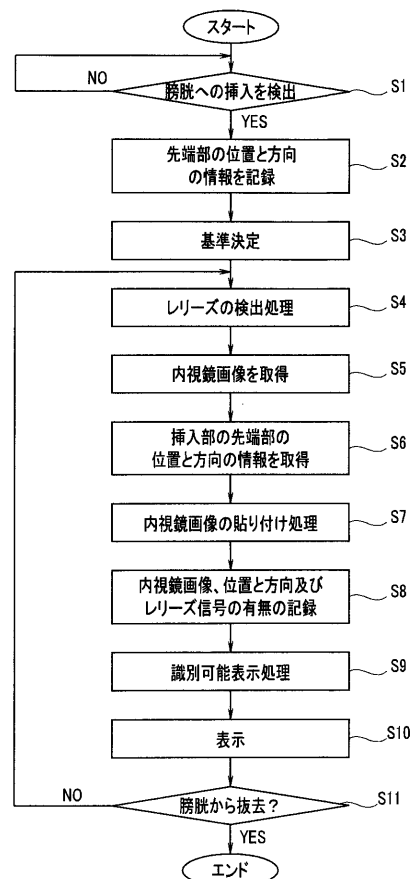
【図1】



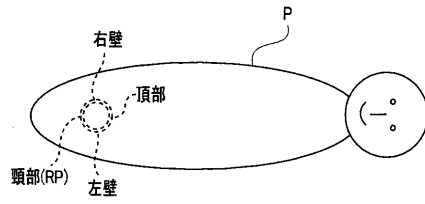
【図2】



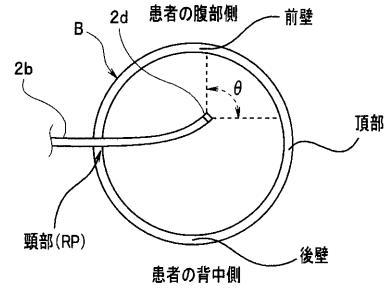
【図3】



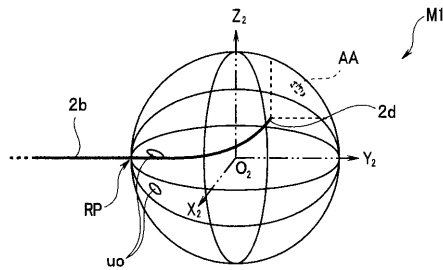
【図 4】



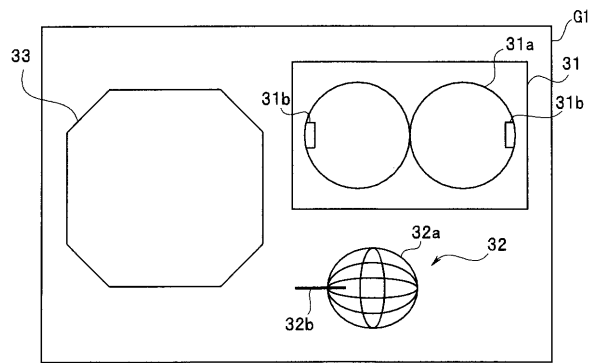
【図 5】



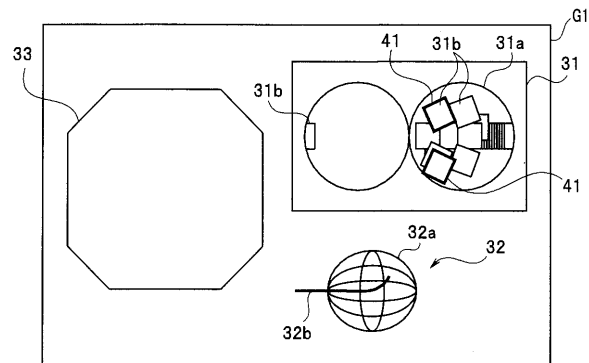
【図 6】



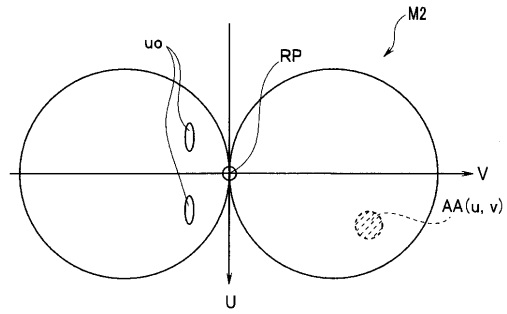
【図 9】



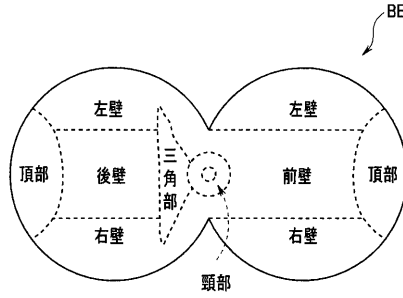
【図 10】



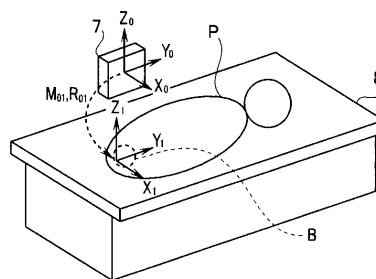
【図 7】



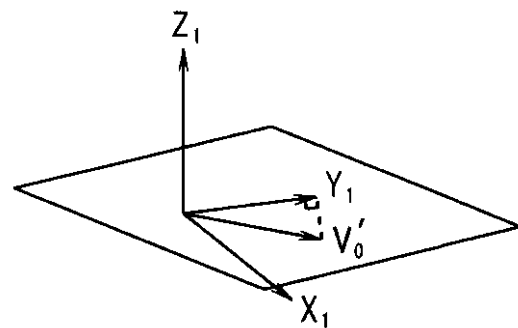
【図 8】



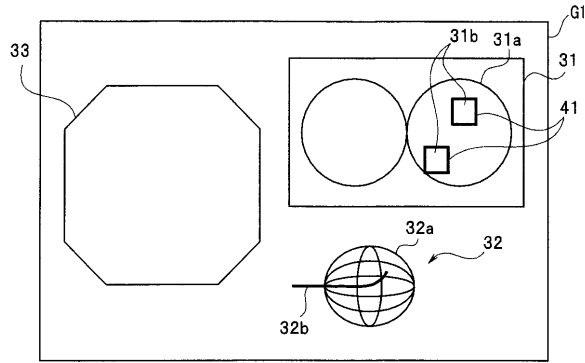
【図 11】



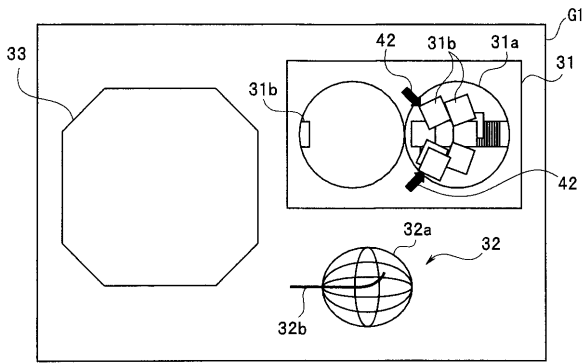
【図 12】



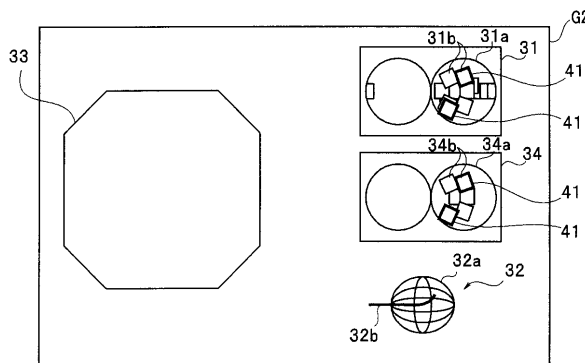
【図 20】



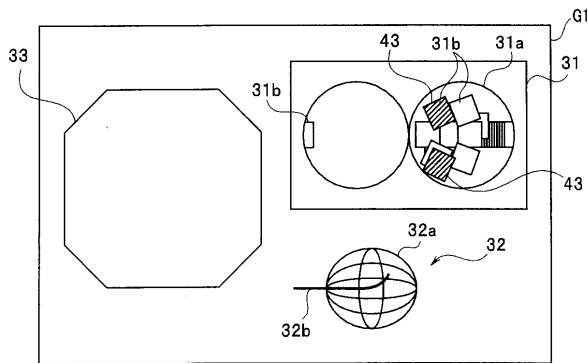
【図 22】



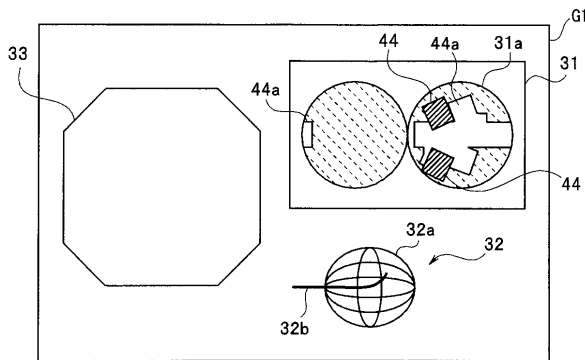
【図 21】



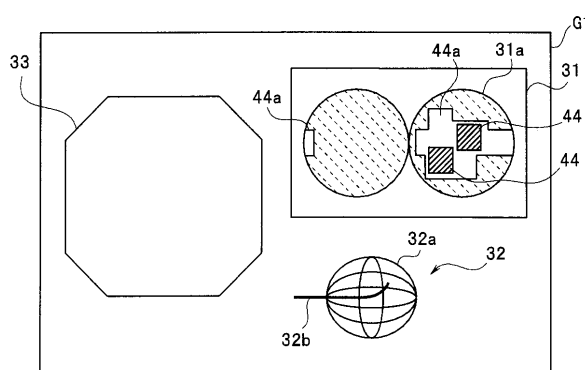
【図 23】



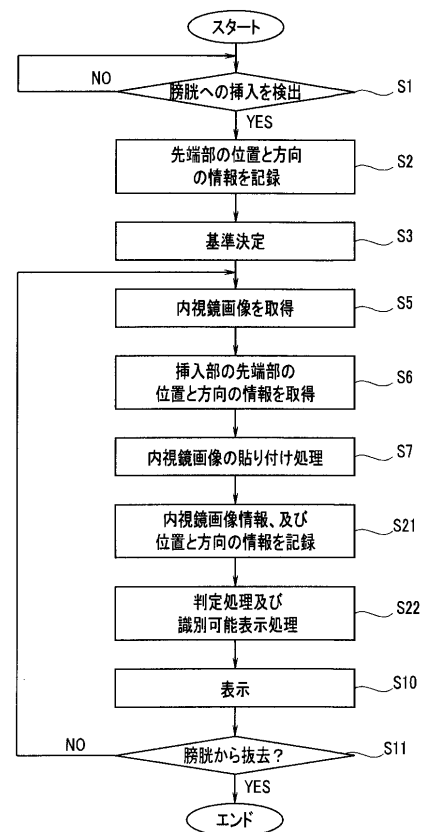
【図 24】

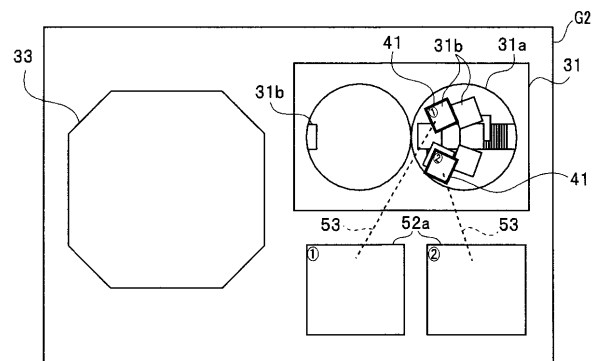


【図 25】



【図 26】





フロントページの続き

(51)Int.Cl.			F I		
<i>H 0 4 N</i>	<i>5/225</i>	<i>(2006.01)</i>	<i>G 0 3 B</i>	<i>17/24</i>	
<i>H 0 4 N</i>	<i>5/232</i>	<i>(2006.01)</i>	<i>H 0 4 N</i>	<i>5/225</i>	<i>F</i>
<i>H 0 4 N</i>	<i>5/91</i>	<i>(2006.01)</i>	<i>H 0 4 N</i>	<i>5/225</i>	<i>C</i>
<i>G 0 2 B</i>	<i>23/24</i>	<i>(2006.01)</i>	<i>H 0 4 N</i>	<i>5/232</i>	<i>Z</i>
			<i>H 0 4 N</i>	<i>5/91</i>	<i>J</i>
			<i>H 0 4 N</i>	<i>5/91</i>	<i>Z</i>
			<i>G 0 2 B</i>	<i>23/24</i>	<i>B</i>

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特開平11-104072 (JP, A)
 特開2010-240000 (JP, A)
 国際公開第2012/157338 (WO, A1)
 特開2010-099171 (JP, A)
 特開2011-177419 (JP, A)
 特表2010-508047 (JP, A)
 ナインゴラン, トゥア ナモラ, 双胎間輸血症候群における胎盤表面のマッピング・システムの開発, [online], 東京大学, 2007年 3月22日, [検索日 2014.06.16], インターネット
 <URL:http://repository.dl.itc.u-tokyo.ac.jp/dspace/bitstream/226, URL, http://hdl.handle.net/2261/20154
 新井康平, ファイバーカメラによる3次元物体の再構成表示, [online], 佐賀大学, 2007年 12月 1日, [検索日 2014.06.16], インターネット<URL:http://portal.dl.saga-u.ac.jp/bitstream/123456789/55466/1/Z, URL, http://portal.dl.saga-u.ac.jp/bitstream/123456789/55466/1/ZR00006124.pdf

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1/00-1/32
 G 0 2 B 23/24-23/26
 G 0 3 B 15/00
 G 0 3 B 17/02
 G 0 3 B 17/24
 H 0 4 N 5/222-5/257
 H 0 4 N 5/91

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	JP5771757B2	公开(公告)日	2015-09-02
申请号	JP2014550583	申请日	2014-04-08
[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	秋本俊也 長谷川潤		
发明人	秋本 俊也 長谷川 潤		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G03B15/00 G03B17/02 G03B17/24 H04N5/225 H04N5/232 H04N5/91 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/045 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/0002 A61B1/00039 A61B1/00055 A61B1/00096 A61B1/00147 A61B1/04 A61B1/06 A61B1/307		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/00.320.Z G03B15/00.T G03B17/02 G03B17/24 H04N5/225.F H04N5/225.C H04N5/232.Z H04N5/91.J H04N5/91.Z G02B23/24.B		
代理人(译)	伊藤 进 長谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2013084301 2013-04-12 JP		
其他公开文献	JPWO2014168128A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统1包括：图像拾取装置11，其插入到对象中并且拾取对象内部的图像;以及存储器22，其记录由图像拾取装置11获取的对象内图像和图像拾取装置的位置信息。11彼此相关联。内窥镜系统1包括图像生成部分，该图像生成部分在确定释放信号被生成为预定触发信号时应用于对象内图像，用于在对象时可区别地显示对象内图像的预定处理。生成释放信号并生成通过将对象内图像粘贴到预定器官的模型图像上而获得的图像。

(21) 出願番号	特願2014-550583 (P2014-550583)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成26年4月8日 (2014. 4. 8)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2014/060141		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(87) 国際公開番号	W02014/168128	(74) 代理人	100076233
(87) 国際公開日	平成26年10月16日 (2014. 10. 16)		弁理士 伊藤 進
審査請求日	平成26年10月15日 (2014. 10. 15)	(74) 代理人	100101661
(31) 優先権主張番号	特願2013-84301 (P2013-84301)		弁理士 長谷川 靖
(32) 優先日	平成25年4月12日 (2013. 4. 12)	(74) 代理人	100135932
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 篠浦 治
早期審査対象出願		(72) 発明者	秋本 俊也 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

最終頁に続く