

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-29880

(P2018-29880A)

(43) 公開日 平成30年3月1日(2018.3.1)

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

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 16 頁)

|           |                              |          |                                |
|-----------|------------------------------|----------|--------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2016-165659 (P2016-165659) | (71) 出願人 | 594164542                      |
| (22) 出願日  | 平成28年8月26日 (2016.8.26)       |          | キヤノンメディカルシステムズ株式会社             |
|           |                              | (74) 代理人 | 110001380                      |
|           |                              |          | 特許業務法人東京国際特許事務所                |
|           |                              | (72) 発明者 | 中野 史樹                          |
|           |                              |          | 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝            |
|           |                              |          | メディカルシステムズ株式会社内                |
|           |                              | Fターム(参考) | 4C161 CC06 HH51 HH55 JJ09 JJ17 |
|           |                              |          | NN01 NN05 QQ02 SS21 WW04       |
|           |                              |          | WW13 WW17 YY12 YY18            |

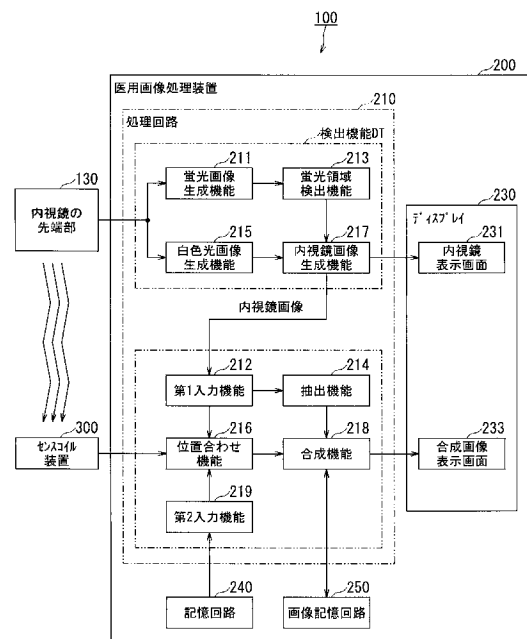
(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置および内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 蛍光試薬による蛍光状態が限られた時間であっても、癌の分布状態を把握し、切除する癌の部位の優先順位を策定することができる医用画像処理装置および内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 実施形態に係る医用画像処理装置は、複数時相について撮影された、薬剤の投与によって生体組織の蛍光領域を所定期間蛍光させた、生体組織の内視鏡画像を入力する第1入力部と、前記生体組織に対応するボリュームデータを入力する第2入力部と、前記内視鏡画像と前記ボリュームデータとの位置合わせを行って、前記複数時相それぞれにおける前記蛍光領域を、前記ボリュームデータに累積的にマッピングする合成部と、を備える。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

複数時相について撮影された、薬剤の投与によって生体組織の蛍光領域を所定期間蛍光させた、生体組織の内視鏡画像を入力する第 1 入力部と、

前記生体組織に対応するボリュームデータを入力する第 2 入力部と、

前記内視鏡画像と前記ボリュームデータとの位置合わせを行って、前記複数時相それぞれにおける前記蛍光領域を、前記ボリュームデータに累積的にマッピングする合成部と、  
を備える医用画像処理装置。

**【請求項 2】**

前記第 1 入力部は、

10

前記複数時相の複数の位置または複数の方向からの前記内視鏡画像を入力し、

前記合成部は、

前記複数時相のそれぞれに対応する前記蛍光領域を、それぞれ対応する前記ボリュームデータにマッピングする

請求項 1 に記載の医用画像処理装置。

**【請求項 3】**

前記ボリュームデータにおいてレンダリング処理が施されたボリューム画像を表示するディスプレイを、さらに備え、

前記合成部は、

前記蛍光領域が前記ボリューム画像上の他の生体組織と区別される態様で、前記ボリュームデータにマッピングする

20

請求項 1 または 2 に記載の医用画像処理装置。

**【請求項 4】**

前記内視鏡画像から、前記生体組織の蛍光領域を抽出する抽出部を、さらに備え、

前記合成部は、

抽出した前記蛍光領域を、前記ボリュームデータに累積的にマッピングする

請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

**【請求項 5】**

前記抽出部は、

前記内視鏡画像から、隣接する周囲の画素値との差分が第 1 の閾値以上の画素値の領域であって、各画素の画素値自体が第 2 の閾値以上の画素値を有する領域を、前記蛍光領域として抽出する

30

請求項 4 に記載の医用画像処理装置。

**【請求項 6】**

前記合成部は、

前記内視鏡画像を観察する視点からその内視鏡画像上の蛍光領域までのベクトルを前記ボリュームデータ上で延長し、その延長した前記ベクトルと前記ボリュームデータの組織表面と接触する位置に基づいて、前記蛍光領域をマッピングする

請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

**【請求項 7】**

40

前記合成部は、

前記蛍光領域の中心領域、または、前記蛍光領域を構成する各画素の中心画素を、前記ボリュームデータにマッピングする

請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

**【請求項 8】**

前記合成部は、

前記内視鏡画像上における中心部分は前記ボリュームデータにマッピングしない一方、前記中心部分以外の部分を前記ボリュームデータにマッピングする

請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

**【請求項 9】**

50

薬剤の投与によって生体組織の蛍光領域を所定期間蛍光させた白色光画像と、その蛍光画像とを撮影する内視鏡と、前記内視鏡で撮影された前記白色光画像と前記蛍光画像とに基づく内視鏡画像を入力する医用画像処理装置と、を備えた内視鏡装置であって、

前記医用画像処理装置は、

複数時相について撮影された前記内視鏡画像を入力する第 1 入力部と、

前記生体組織に対応するボリュームデータを入力する第 2 入力部と、

前記内視鏡画像と前記ボリュームデータとの位置合わせを行って、前記複数時相それぞれにおける前記蛍光領域を、前記ボリュームデータに累積的にマッピングする合成部と、を備える内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明の一態様としての本実施形態は、医用画像処理装置および内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、癌細胞を光らせて癌の領域を検出するスプレー式の蛍光試薬の研究が進められている。例えば、外科手術時や内視鏡手術時または腹腔鏡手術時に癌と疑われる部分に蛍光試薬をスプレーすることにより、癌の部位のみを数分間光らせることができ、癌の分布状態や癌の進行を検出することができる。

【0003】

20

例えば、蛍光試薬を用いた内視鏡癌手術では、内視鏡の先端部から蛍光試薬を広範囲に散布する。そして、癌が蛍光状態になるまで待機した後、内視鏡画像において蛍光領域を確認する。術者は、内視鏡画像における蛍光領域を癌の部位と判断し、その蛍光領域を切除する。

【0004】

一方、癌の部位が蛍光試薬によって蛍光している時間は限られている。そのため、術者は、限られた蛍光時間内に手技を行う必要があり、手技自体を優先せざるを得ない。その結果、癌の部位よりも広い範囲の分布状態を把握することが疎かになりがちである。

【0005】

また、複数の癌の部位が存在するような場合には、術者は先に発見した癌の部位の切除を先に行う傾向があり、複数の癌の部位に対する処置の優先順位の策定が疎かになってしまう。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】国際公開 2012/132790 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明が解決しようとする課題は、蛍光試薬による蛍光状態が限られた時間であっても、癌の分布状態を把握し、切除する癌の部位の優先順位を策定することができる医用画像処理装置および内視鏡装置を提供することである。

40

【課題を解決するための手段】

【0008】

実施形態の医用画像処理装置は、上述した課題を解決するために、複数時相について撮影された、薬剤の投与によって生体組織の蛍光領域を所定期間蛍光させた、生体組織の内視鏡画像を入力する第 1 入力部と、前記生体組織に対応するボリュームデータを入力する第 2 入力部と、前記内視鏡画像と前記ボリュームデータとの位置合わせを行って、前記複数時相それぞれにおける前記蛍光領域を、前記ボリュームデータに累積的にマッピングする合成部と、を備える。

50

**【図面の簡単な説明】****【 0 0 0 9 】**

【図 1】実施形態の内視鏡装置を示す構成例を示す図。

【図 2】処理回路がプログラムを実行することにより実現する各機能を、より詳細に示した機能ブロック図。

【図 3】実施形態の内視鏡装置の動作を示すフローチャート。

【図 4】術者が位置合わせの操作を行う際、ディスプレイに表示される内視鏡表示画面と、合成画像表示画面とを示した説明図。

【図 5】処理回路が、内視鏡画像の蛍光領域を、同一被検体のボリウムデータに累積的にマッピングして、ボリウム画像を表示させる概念を示した説明図。

【図 6】内視鏡の先端部が移動して内視鏡画像が変化する場合でも、ボリウム画像が内視鏡画像の変化にリアルタイムで追従する概念を示した説明図。

【図 7】蛍光領域をボリウムデータにマッピングする際に、考えられるマッピングの具体例を示した説明図。

【図 8】視線方向に対して平行に近い視線ベクトルは、誤差を生じる可能性があることを示した説明図。

【図 9】内視鏡範囲を構成する内視鏡画像の中心部分に、マッピングをしない範囲を示すマスク領域を設定する概念を示した説明図。

**【発明を実施するための形態】****【 0 0 1 0 】**

実施形態に係る医用画像処理装置について、添付図面を参照して説明する。

**【 0 0 1 1 】**

なお、実施形態の医用画像処理装置は、内視鏡装置の構成に含まれるため、以下では、内視鏡装置について説明する。

**【 0 0 1 2 】**

図 1 は、実施形態の内視鏡装置 1 0 0 を示す構成例を示す図である。

**【 0 0 1 3 】**

内視鏡装置 1 0 0 は、内視鏡 1 1 0、医用画像管理装置 2 0 0 およびセンスコイル装置 3 0 0 を備えている。

**【 0 0 1 4 】**

内視鏡 1 1 0 は、挿入部 1 2 0 と先端部 1 3 0 とを備えている。挿入部 1 2 0 は、被検体の体内に挿入される細長い部材である。先端部 1 3 0 は、挿入部 1 2 0 の先端に設けられた部材であって、観察対象の生体組織の画像情報を取得するための各種の撮影光学系部材が設けられている。

**【 0 0 1 5 】**

先端部 1 3 0 は、例えば、ライトガイド照明窓 1 3 1、鉗子口 1 3 3、ライトガイド照明窓 1 3 5、対物レンズ 1 3 7 および内蔵するソースコイル 1 3 9 を備えている。

**【 0 0 1 6 】**

ライトガイド照明窓 1 3 1 とライトガイド照明窓 1 3 5 は、被検体の体内を照らす照明を構成する。ライトガイド照明窓 1 3 1 とライトガイド照明窓 1 3 5 は、挿入部 1 2 0 にそれぞれライトガイドを有し、図示しない光源から各種レンズやフィルタを介して白色光や励起光が入射され、それぞれ被検体の体内の観察対象に対して照射する。

**【 0 0 1 7 】**

鉗子口 1 3 3 は、例えば、癌の部位を切除するための鉗子を出し入れするための開口部である。鉗子口 1 3 3 は、被検体の体内の生体組織の採取や異物回収の際に鉗子を出し入れするだけでなく、粘液などの吸引を行うこともできる。また、本実施形態では、鉗子口 1 3 3 は、被検体の癌と疑われる領域に、蛍光試薬をスプレーするようになっている。

**【 0 0 1 8 】**

対物レンズ 1 3 7 は、被検体の体内の臓器の状態をカラー映像で集光するようになっている。先端部 1 3 0 は、対物レンズ 1 3 7 によって集光された光のうち、白色光と蛍光と

10

20

30

40

50

に分けて、白色光による白色光画像情報と、蛍光による蛍光画像情報とを、それぞれ取得する。

【0019】

ソースコイル139とセンスコイル装置300とで位置センサを構成する。ソースコイル139は、磁場を発生する。

【0020】

一方、センスコイル装置300は、先端部139に設けられているソースコイル139から発信される磁場をアンテナで受信することによって、先端部130の位置と、先端部130の向き（即ち、方向）を検出する。センスコイル装置300で検出された先端部130の位置と方向は、医用画像処理装置200に入力される。

10

【0021】

医用画像処理装置200は、処理回路210、入力回路220、ディスプレイ230、記憶回路240、画像記憶回路250および内部バス260を備えている。

【0022】

処理回路210は、プログラムをメモリ（記憶回路240）から読み出し、実行することにより、プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。具体的には、処理回路210（プロセッサ）は、読み出したプログラムを実行することによって、検出機能DT、第1入力機能212、第2入力機能219、抽出機能214、位置合わせ機能216及び合成機能218を、実現する。

【0023】

20

なお、第1入力機能212、第2入力機能219及び抽出機能214は、特許請求の範囲の第1入力部、第2入力部、抽出部の具体例である。位置合わせ機能216及び合成機能218は、特許請求の範囲の合成部の具体例である。

【0024】

検出機能DT、第1入力機能212、第2入力機能219、抽出機能214、位置合わせ機能216及び合成機能218の各機能の詳細については、後述する。

【0025】

ここで、「プロセッサ」という文言は、例えば、専用又は汎用のCPU（Central Processing Unit）、或いは、特定用途向け集積回路（Application Specific Integrated Circuit：ASIC）、プログラマブル論理デバイス（例えば、単純プログラマブル論理デバイス（Simple Programmable Logic Device：SPLD）、複合プログラマブル論理デバイス（Complex Programmable Logic Device：CPLD）、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ（Field Programmable Gate Array：FPGA）などの回路を意味する。

30

【0026】

プロセッサは、メモリに保存された、もしくはプロセッサの回路内に直接組み込まれたプログラムを読み出し、実行することで各機能を実現する。プロセッサが複数設けられ場合、プログラムを記憶するメモリは、プロセッサごとに個別に設けられるものであっても構わないし、或いは、図1の記憶回路240が各プロセッサの機能に対応するプログラムを記憶するものであっても構わない。

【0027】

40

入力回路220は、医師や検査技師などの操作者（術者のことである。）によって操作が可能なポインティングデバイス（マウスなど）やキーボードなどの入力デバイスからの信号を入力する回路であり、ここでは入力デバイス自体も入力回路220に含まれるものとする。この場合、操作に従った入力信号が、入力回路220から処理回路210に送られる。また、入力回路210は、内視鏡110の操作部（図示せず）からの信号も入力することができるようになっている。

【0028】

ディスプレイ230は、被検体の体内の観察対象を撮影した内視鏡画像を表示する機能を備える表示装置である。ディスプレイ230は、図示しない画像合成回路、VRAM（Video Random Access Memory）および画面等を含んでいる。画像合成回路は、画像データ

50

に種々のパラメータの文字データ等を合成した合成データを生成する。VRAMは、合成データをディスプレイに展開する。ディスプレイ230は、液晶ディスプレイやCRT (Cathode Ray Tube) 等によって構成され、例えば、検出機能DTで生成された内視鏡画像や、被検体のポリウムデータにおいてレンダリング処理が施されたレンダリング画像 (以下、これをポリウム画像ともいう。) を表示することができる。

#### 【0029】

記憶回路240は、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory) 及びHDD (Hard Disk Drive) 等を含む記憶装置により構成されている。記憶回路240は、IPL (Initial Program Loading)、BIOS (Basic Input/Output System) 及びデータを記憶したり、処理回路210のワークメモリとして使用されたり、または、データを一時的に記憶する場合に用いられる。HDDは、医用画像処理装置200にインストールされたプログラム (アプリケーションプログラムの他、OS (Operating System) 等も含まれる。) やデータを記憶する記憶装置である。また、医師や検査技師などの操作者に対するディスプレイ230への情報の表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を入力回路220によって行なうことができるGUI (Graphical User Interface) を、OSに提供することもできる。また、記憶回路240は、被検体のポリウムデータを記憶する。

10

#### 【0030】

画像記憶回路250は、例えば、被検体のポリウムデータに蛍光領域をマッピングした合成ポリウムデータを記憶するようになっている。画像記憶回路250は、例えば、ROM、RAM及びHDD等を含む記憶回路によって構成される。画像記憶回路250は、被検体の合成ポリウムデータを3次元データとして記憶する。そして、例えば、合成ポリウムデータにおいてレンダリング処理が施された被検体の観察対象の3次元画像 (上述したポリウム画像のことである。) が、ディスプレイ230に表示される。

20

#### 【0031】

内部バス260は、処理回路210によって医用画像処理装置200が統括制御されるように、各構成要素に接続されている。内部バス260は、例えば、医用画像処理装置200内で、データや信号を伝達するための回路により構成される。

#### 【0032】

図2は、処理回路210がプログラムを実行することにより実現する各機能を、より詳細に示した機能ブロック図である。以下、図2を用いて、各機能を順に説明する。

30

#### 【0033】

図2に示すように、検出機能DTは、蛍光画像生成機能211、蛍光領域検出機能213、白色画像生成機能215および内視鏡画像生成機能217を備えている。

#### 【0034】

蛍光画像生成機能211は、内視鏡110から入力される画像信号から蛍光画像を生成する。撮影対象部位に癌の部位が存在する場合、蛍光試薬の散布により、所定の期間だけ、癌の部位から蛍光が発光される。したがって、蛍光画像には、所定の期間だけ癌の部位が抽出されることになる。

40

#### 【0035】

蛍光領域検出機能213は、蛍光画像生成機能211において生成された蛍光画像から、所定の処理条件により蛍光領域を検出し、検出画像を生成する。検出画像は、蛍光画像の画素値に対して所定の閾値判定を行い、画素値が所定の閾値以上となる領域を、蛍光領域 (即ち、癌の部位の領域) として検出した2値化画像である。

#### 【0036】

白色画像生成機能215は、内視鏡110から入力される画像信号から白色光画像を生成する。内視鏡画像生成機能217は、白色画像生成機能215によって生成された白色光画像に、蛍光領域検出機能213によって生成された検出画像を重畳して、内視鏡画像を生成する。内視鏡画像は、白色光画像のみで構成することもできるが、以下の説明では、白色光画像と検出画像とが重畳された画像を、内視鏡画像と呼ぶものとする。

50

## 【 0 0 3 7 】

なお、白色光画像とは、薬剤の投与によって生体組織の蛍光領域を所定期間蛍光させた白色光の画像のことであり、また、白色光とは、可視光線の全ての波長の光が均等に混ざった光であって、色合いの感覚を与えない光のことである。

## 【 0 0 3 8 】

内視鏡画像生成機能 2 1 7 は、生成した内視鏡画像をディスプレイ 2 3 0 の内視鏡表示画面 2 3 1 に表示させるとともに、その生成した内視鏡画像を入力機能 2 1 2 に出力する。

## 【 0 0 3 9 】

第 1 入力機能 2 1 2 は、複数時相について撮影された、薬剤の投与によって生体組織の蛍光領域を所定期間蛍光させた、生体組織の内視鏡画像を入力する。即ち、第 1 入力機能 2 1 2 は、内視鏡画像生成機能 2 1 7 から入力された内視鏡画像を、抽出機能 2 1 4 と位置合わせ機能 2 1 6 とに出力する。なお、第 1 入力機能 2 1 2 は、検出画像と白色画像とが重畳された内視鏡画像に換えて、検出画像と白色光画像とをそれぞれ別個に入力することもできる。この場合、第 1 入力機能 2 1 2 は、検出画像を抽出機能 2 1 4 に出力する一方、白色光画像を位置合わせ機能 2 1 6 に出力する。

## 【 0 0 4 0 】

抽出機能 2 1 4 は、入力された内視鏡画像内（或いは検出画像内）の蛍光領域を抽出する。

## 【 0 0 4 1 】

第 2 入力機能 2 1 9 は、生体組織に対応するボリュームデータを入力する。例えば、第 2 入力機能 2 1 9 は、記憶回路 2 4 0 からボリュームデータを取得して、そのボリュームデータを位置合わせ機能 2 1 6 に出力する。

## 【 0 0 4 2 】

位置合わせ機能 2 1 6 は、第 1 入力機能 2 1 2 から入力された内視鏡画像と、第 2 入力機能 2 1 9 から入力されたボリュームデータとの位置合わせを行う。より具体的には、内視鏡画像と、ボリュームレンダリングしたボリューム画像との位置合わせを行う。

## 【 0 0 4 3 】

例えば、術者は、内視鏡表示画面 2 3 1 に表示された内視鏡画像と、ボリュームデータのボリューム画像とを見比べて、手動で位置合わせを行うことができる。例えば、位置合わせ機能 2 1 6 は、術者の操作によって設定されるボリュームデータのレンダリング情報（例えば、レンダリング処理のために視点位置や視線方向に関する情報）に基づいて、ボリューム画像を生成する。術者は、このボリューム画像と内視鏡画像とが合致するように、レンダリング情報を手動で設定する。

## 【 0 0 4 4 】

一方、位置合わせ機能 2 1 6 は、内視鏡 1 1 0 の先端部 1 3 0 の位置情報と方向情報とをセンスコイル装置 3 0 0 から取得することができる。したがって、一旦、位置合わせが完了すると、その後は、内視鏡 1 1 0 の先端部 1 3 0 が移動しても、内視鏡 1 1 0 の先端部 1 3 0 の位置と方向の変化に応じて、レンダリング情報を更新することにより、内視鏡画像とボリューム画像とを連動させることができる。また、内視鏡 1 1 0 の先端部 1 3 0 が移動しても、ボリュームデータと内視鏡 1 1 0 の先端部 1 3 0 との空間的な位置関係を継続的に特定することができる。

## 【 0 0 4 5 】

なお、被検体のボリュームデータ中の管状構造物の 3 次元的な構造と、内視鏡 1 1 0 の先端部 1 3 0 の通過軌跡のマッチングにより自動的に画像の位置合わせを設定することができる場合には、手動ではなく自動でボリューム画像の位置合わせを設定するようにしてもよい。

## 【 0 0 4 6 】

合成機能 2 1 8 は、複数時相それぞれにおける蛍光領域を、ボリュームデータに累積的にマッピングする。例えば、合成機能 2 1 8 は、被検体のボリュームデータに、抽出機能

10

20

30

40

50

214により抽出した蛍光領域を累積的にマッピングする。ここで、「累積的にマッピングする」とは、時間経過に伴う蛍光の消滅によって、当初あった蛍光領域が消えた場合であっても、その蛍光領域がボリュームデータ内で保持されるように蛍光領域をボリュームデータ内に配置することである。なお、以下では、蛍光領域が累積的にマッピングされたボリュームデータを、合成ボリュームデータと呼ぶ。

【0047】

また、合成機能218は、複数時相それぞれにおける蛍光領域を、ボリュームデータにマッピングする。この場合、合成機能218は、時間経過に伴う蛍光の消滅を、複数時相それぞれにおける蛍光領域として、マッピングすることができる。

【0048】

合成機能218は、合成ボリュームデータを画像記憶回路250に記憶させるとともに、その合成ボリュームデータに対してレンダリング処理を施して、合成ボリュームデータのボリューム画像を、ディスプレイ230の合成画像表示画面233に表示させることができる。

【0049】

なお、処理回路210は、検出機能DT、第1入力機能212、第2入力機能219、抽出機能214、位置合わせ機能216および合成機能218をリアルタイムに実行することができるので、内視鏡表示画面231に内視鏡画像を表示させるとともに、合成画像表示画面233に合成ボリュームデータに基づくボリューム画像を、同時に表示させることができる。

【0050】

続いて、図3に示すフローチャートを用いて、実施形態の内視鏡装置100の動作をさらに詳しく説明する。

【0051】

最初に、医用画像処理装置200の処理回路210は、センスコイル装置300から、内視鏡110の先端部130の位置情報と方向情報とを取得するとともに、検出機能DTによって生成された内視鏡画像を、第1入力機能212によって、抽出機能214と位置合わせ機能216とに入力する（ステップS001）。

【0052】

次に、処理回路210は、第2入力機能219によって、記憶回路240から被検体のボリュームデータを取得して、位置合わせ機能216に入力する（ステップS003）。なお、取得するボリュームデータは、例えば、X線CT（Computed Tomography）装置で事前に撮影された同一被検体のボリュームデータとする。

【0053】

術者は、内視鏡表示画面231に表示された内視鏡画像と、ボリュームデータをレンダリング処理が施されたボリューム画像とを見比べて、レンダリングの視点や視線方向等のレンダリング情報を変えながら、手動で位置合わせの操作を行う。処理回路210の位置合わせ機能216は、術者によって設定されたレンダリング情報に基づいて、内視鏡画像とボリュームデータのボリューム画像の位置合わせをする（ステップS005）。

【0054】

図4は、術者が位置合わせの操作を行う際、ディスプレイ230に表示される内視鏡表示画面231と、合成画像表示画面233とを示した説明図である。

【0055】

図4に示すように、図4(a)では、ディスプレイ230の内視鏡表示画面231に、内視鏡画像が表示されている。なお、術者が位置合わせの操作を行う際は、蛍光領域が表示されている必要はないため、白色画像生成機能215で生成された白色光画像を表示させてもよい。一方、図4(b)では、ディスプレイ230の合成画像表示画面233に、同一被検体のボリューム画像が表示されている。

【0056】

図4(b)の内視鏡範囲ERは、内視鏡表示画面231に表示された内視鏡画像の範囲

10

20

30

40

50

を示している。術者は、入力回路 220 を操作することにより、合成画像表示画面 233 のポリウム画像の表示される位置や方向を変更することができるので、内視鏡表示画面 231 の内視鏡画像と、ポリウム画像の位置合わせを行うことができる。

【0057】

なお、位置合わせが実行されると、処理回路 210 は、内視鏡 110 の先端部 130 の移動に伴って、合成画像表示画面 233 のポリウム画像の位置や向きを変化させることができる。つまり、処理回路 210 は、内視鏡表示画面 231 の内視鏡画像の変化に追従させて、ポリウム画像の位置や向きを変化させることができる。

【0058】

処理回路 210 の蛍光領域検出機能 213 は、蛍光画像から蛍光領域を検出して検出画像を生成する。または、処理回路 210 の抽出機能 214 は、白色光画像と検出画像とが重畳された内視鏡画像から蛍光領域を抽出する（ステップ S007）。

【0059】

なお、ステップ S007 の処理は、蛍光試薬を内視鏡 110 の先端部 130 から散布した後、所定の期間だけ待機した後に行われる。ここで、所定の期間とは、癌の部位が存在した場合、蛍光試薬によって癌の部位から蛍光が発生する（即ち、癌の部位が蛍光状態となる）までの期間である。

【0060】

処理回路 210 の蛍光領域検出機能 213 は、例えば、蛍光画像から、隣接する周囲の画素値との差分が第 1 の閾値以上の画素値の領域であって、各画素値自体が第 2 の閾値以上の画素値を有する領域を、蛍光領域として検出する。この場合、蛍光領域検出機能 213 は、画素値に対して第 1 の閾値を設けることにより、第 1 の判定を行うことができると共に、画素値に対して第 2 の閾値を設けることにより、第 2 の判定を行うことができる。また、第 1 の閾値および第 2 の閾値を設けて、第 1 の判定および第 2 の判定を行う機能は、抽出機能 214 に設け、内視鏡画像から蛍光領域を抽出するようにしてもよい。

【0061】

処理回路 210 の合成機能 218 は、抽出機能 214 によって抽出した蛍光領域を、被検体のポリウムデータに累積的にマッピングする（ステップ S009）。これにより、処理回路 210 は、合成ポリウムデータのポリウム画像を、合成画像表示画面 233 に表示させることができる。

【0062】

図 5 は、処理回路 210 が、内視鏡画像の蛍光領域を、同一被検体のポリウムデータに累積的にマッピングして、ポリウム画像を表示させる概念を示した説明図である。

【0063】

図 5 に示すように、図 5（a）では、ディスプレイ 230 の内視鏡表示画面 231 に、検出された蛍光領域 FE1、FE3 と、白色光画像とが重畳された内視鏡画像が表示されている。図 5（a）は、蛍光領域 FE1、FE3 が、内視鏡 110 の視野内に在る状態、即ち、蛍光領域 FE1、FE3 がフレームインの状態を示す図である。

【0064】

図 5（b）は、抽出した蛍光領域 FE1、FE3 などの蛍光領域を合成機能 218 によりポリウムデータに累積的にマッピングし、レンダリング処理が施されたポリウム画像を示している。ここで、図 5（b）において、蛍光領域 FE1、FE3 は、図 5（a）と同一の蛍光領域を示している。

【0065】

一方、蛍光領域 FE4 は、内視鏡 110 の先端部 130 の移動に伴い、内視鏡範囲 ER からフレームアウトした蛍光領域を示している。即ち、蛍光領域 FE4 は、過去のある時点では、内視鏡 110 の視野内にあったものの、現時点では内視鏡 110 の視野外になってしまった蛍光領域である。本実施形態では、蛍光領域が累積的にポリウムデータにマッピングされる。したがって、本実施形態では、内視鏡範囲 ER からフレームアウトした場合でも、蛍光領域 FE4 をポリウムデータに継続的にマッピングすることができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 6 6 】

また、蛍光領域 F E 5 は、現在の内視鏡範囲 E R では死角になっているため、内視鏡表示画面 2 3 1 の内視鏡画像には映っていないが、過去に内視鏡範囲 E R に存在していた蛍光領域である。そのため、本実施形態では、現在の内視鏡範囲 E R では死角として見えなくなっている蛍光領域 F E 5 であっても、ポリウムデータ上に継続的にマッピングすることができる。

## 【 0 0 6 7 】

また、蛍光領域 F E 6 は、薬剤の投与による蛍光は有限時間であるため、時間の経過によりすでに発光しなくなった領域である。本実施形態では、蛍光状態が終了した蛍光領域 F E 6 であっても、ポリウムデータ上に継続的にマッピングすることができる。

10

## 【 0 0 6 8 】

なお、処理回路 2 1 0 の蛍光領域検出機能 2 1 3 や抽出機能 2 1 4 は、2 値化画像である検出画像から蛍光領域を抽出するため、蛍光領域 F E 6 がポリウム画像上の他の生体組織と区別される態様で、ポリウムデータにマッピングすることができる。

## 【 0 0 6 9 】

本実施形態では、処理回路 2 1 0 は、抽出した蛍光領域をマッピングするとともに、内視鏡 1 1 0 の先端部 1 3 0 の移動に伴い、内視鏡表示画面 2 3 1 の内視鏡画像の変化に追従しながらマッピングすることができるので、合成画像表示画面 2 3 3 のポリウム画像の位置や向きを変化させることができる。即ち、処理回路 2 1 0 は、複数時相それぞれにおける蛍光領域を、ポリウムデータにマッピングすることができる。

20

## 【 0 0 7 0 】

図 6 は、内視鏡 1 1 0 の先端部 1 3 0 が移動して内視鏡画像が変化する場合でも、ポリウム画像が内視鏡画像の変化にリアルタイムで追従する概念を示した説明図である。

## 【 0 0 7 1 】

図 6 ( a ) は、内視鏡 1 1 0 の先端部 1 3 0 の移動に伴って、図 5 ( a ) で示した蛍光領域 F E 1、F E 3 の位置が変化すると共に、内視鏡画像に蛍光領域 F E 2 が新たに表示されてくる様子を示している。蛍光領域 F E 2 は、内視鏡 1 1 0 の先端部 1 3 0 の移動により現れた蛍光領域であり、例えば、組織の裏側や内壁の段差などによって現れ、処理回路 2 1 0 は、蛍光領域を 3 次元的に抽出することができる。

## 【 0 0 7 2 】

30

図 6 ( b ) では、図 5 ( b ) で示した蛍光領域 F E 1、F E 2、F E 3 や領域 F E 6 が、内視鏡 1 1 0 の先端部 1 3 0 の移動に伴って、ポリウム画像がリアルタイムに追従する概念を示している。図 6 ( b ) においても、処理回路 2 1 0 は、抽出した蛍光領域 F E 1、F E 2、F E 3 などの蛍光領域を、合成機能 2 1 8 によりポリウムデータに累積的にマッピングすることを示している。

## 【 0 0 7 3 】

内視鏡装置 1 0 0 は、内視鏡 1 1 0 の検査を終了するか否かを待ち受けており ( ステップ S 0 1 1 )、終了しない場合には ( ステップ S 0 1 1 の NO )、内視鏡 1 1 0 の先端部 1 3 0 の移動に伴って、内視鏡画像から蛍光領域を継続的に抽出する ( ステップ S 0 0 7 )。

40

## 【 0 0 7 4 】

この場合、処理回路 2 1 0 は、複数時相の複数の位置または複数の方向から撮影した、内視鏡 1 1 0 の先端部 1 3 0 による内視鏡画像が入力され、その複数の内視鏡画像から、複数時相のそれぞれに対応する蛍光領域を抽出して、複数時相のそれぞれに対応する蛍光領域を、それぞれ対応するポリウムデータにマッピングする。

## 【 0 0 7 5 】

これにより、処理回路 2 1 0 は、内視鏡画像における蛍光領域を、相対的な位置関係を保持しつつ、3 次元的に抽出することができる。

## 【 0 0 7 6 】

一方、内視鏡装置 1 0 0 は、内視鏡 1 1 0 の検査を終了する場合は ( ステップ S 0 1 1

50

のYES)、処理回路210は、内視鏡画像の蛍光領域をポリウムデータにマッピングする処理を中止し、蛍光領域自動マッピング処理を終了する。

【0077】

以上説明したように、実施形態の内視鏡装置100は、複数時相について撮影された、薬剤の投与によって生体組織の蛍光領域を所定期間蛍光させた、生体組織の内視鏡画像を入力するとともに、生体組織に対応するポリウムデータを入力する。内視鏡装置100は、内視鏡画像とポリウムデータとの位置合わせを行って、複数時相それぞれにおける蛍光領域を、ポリウムデータに累積的にマッピングする。

【0078】

これにより、内視鏡装置100の医用画像処理装置200は、内視鏡110の先端部130の移動に伴って、内視鏡画像の蛍光領域を抽出して、累積的にマッピングするとともに、リアルタイムに追従したポリウム画像を表示することができる。

【0079】

本実施形態では、合成画像表示画面233を表示するディスプレイ230を備えているため、処理回路210の合成機能218は、マッピングした蛍光領域が、ポリウム画像上で継続的に蛍光するように、ディスプレイ230に表示させることができる。

【0080】

これにより、本実施形態は、蛍光試薬による蛍光状態が限られた時間であっても、癌の分布状態を把握し、切除する癌の部位の優先順位を策定することができる。

【0081】

また、本実施形態の内視鏡装置100を、術前だけでなく術後にも適用することにより、切除すべき癌の部位が適切に処置されたか否かを確認することができる。例えば、術後において、被検体における切除すべき癌の部位に蛍光試薬をスプレーし、合成ポリウムデータのポリウム画像に蛍光領域が存在する場合には、癌の未切除や転移が考えられ、再手術の検討を行うことができる。

【0082】

また、実施形態では、処理回路210の合成機能218は、抽出機能214によって抽出した蛍光領域を、ポリウムデータにマッピングするようになっていた。

【0083】

この場合、例えば、処理回路210の合成機能218は、内視鏡画像を観察する視点からその内視鏡画像上の蛍光領域までのベクトルをポリウムデータ上で延長し、その延長したベクトルとポリウムデータの組織表面と接触する位置に基づいて、蛍光領域をマッピングすることができる。

【0084】

図7は、蛍光領域をポリウムデータにマッピングする際に、考えられるマッピングの具体例を示した説明図である。

【0085】

図7に示すように、例えば、2種類のマッピング方法が考えられる。図7(a)では、抽出した蛍光領域FE7の中心領域CEを、ポリウムデータ上の壁面にマッピングする例を示している。また、図7(b)では、蛍光領域FE7を構成する全ての画素において、各画素の中心画素のそれぞれを、ポリウムデータ上の壁面にマッピングする例を示している。なお、ポリウムデータ上の壁面とは、ポリウムデータ上の組織表面のことである。

【0086】

図7(a)において、ポリウムデータにおける内視鏡範囲ERは、内視鏡画像に相当する。また、内視鏡110の先端部130の中心を視点とした場合、内視鏡範囲ERの中心方向を視線方向と定義する。この場合、例えば、視点から内視鏡範囲ER上の所定の点までを視線ベクトルとして、視点から蛍光領域FE7の中心領域CEまでのベクトルを視線ベクトルLS1とする。

【0087】

10

20

30

40

50

処理回路 210 は、内視鏡画像における蛍光領域 FE7 を、内視鏡範囲 ER の蛍光領域 FE7 と判定し、視点から中心領域 CE までの視線ベクトル LS1 をボリュームデータ上でボリュームデータの壁面にぶつかるまで投影パス P1 として延長して、蛍光領域 FE7 の中心領域 CE のみをボリュームデータ上にマッピングしている。

【0088】

また、図 7 (b) では、内視鏡画像における蛍光領域 FE7 において、蛍光領域 FE7 を構成する全ての画素について、それぞれ中心画素の視線ベクトルを延長して、各画素の中心画素をその画素ごとにボリュームデータの壁面にぶつかる投影パス P2、P3、P4 を算出する。これにより、処理回路 210 は、中心画素ごとにそれぞれボリュームデータにマッピングすることができる。

10

【0089】

図 7 (a)、図 7 (b) のいずれのマッピング方法であっても、処理回路 210 の合成機能 218 は、内視鏡 110 の先端部 130 が移動する度に、蛍光領域をリアルタイムにマッピングすることができるので、隣合う画素を補完しながら蛍光領域をマッピングすることができる。

【0090】

なお、図 7 において、視線方向に対して平行に近い視線ベクトルは、ボリュームデータ上で投影パスを生成した際に、マッピングする領域が拡大されてしまい、投影パスに誤差を生じる可能性がある。

【0091】

20

図 8 は、視線方向に対して平行に近い視線ベクトルは、誤差を生じる可能性があることを示した説明図である。

【0092】

図 8 に示すように、図 8 (a) では、視線ベクトルをボリュームデータの壁面にぶつかるまで延長した投影パス P1 の周辺壁面において、視線方向と壁面の角度によっては誤差を生じる可能性があることを示している。また、図 8 (b) では、内視鏡 110 の先端部 130 の視点から遠い位置にある領域は、誤差を生じる可能性があることを示している。

【0093】

図 8 (a) の領域 FE8 について、例えば、壁面と視線方向のなす角を角度  $\theta A$  とする。図 8 (a) では、この角度  $\theta A$  が小さいほど、視線ベクトルが視線方向に近づき、視線方向に対して平行に近い状態になる。この場合、角度  $\theta A$  が小さいほど、領域 FE8 は、誤差を生じる可能性が高くなること示している。

30

【0094】

そこで、例えば、角度  $\theta A$  が所定の角度  $\theta 1$  より小さい場合には、処理回路 210 は、ボリュームデータ上に蛍光領域をマッピングしないようにしてもよい。

【0095】

一方、図 8 (b) の領域 FE9 について、例えば、壁面と視線方向のなす角を角度  $\theta B$  とする。図 8 (b) では、この角度  $\theta B$  が小さいほど、領域 FE9 は、視点から遠い位置になる。また、視線ベクトルは視線方向に近づき、投影パスは、視線方向に対して平行に近い状態になる。この場合、角度  $\theta B$  が小さいほど、領域 FE9 は、誤差を生じる可能性が高くなること示している。

40

【0096】

そこで、例えば、角度  $\theta B$  が所定の角度  $\theta 2$  より小さい場合には、処理回路 210 は、内視鏡範囲 ER において、ボリュームデータ上に蛍光領域をマッピングしないようにマスク領域 MK を設定することができる。

【0097】

図 9 は、内視鏡範囲 ER を構成する内視鏡画像の中心部分に、マッピングをしない範囲を示すマスク領域 MK を設定する概念を示した説明図である。

【0098】

図 9 に示すように、図 9 (a) では、内視鏡範囲 ER にマッピングをしない範囲を示す

50

マスク領域 M K を設定し、処理回路 2 1 0 は、内視鏡画像においてマスク領域 M K 以外の領域をボリュームデータ上にマッピングすることを示している。

【 0 0 9 9 】

処理回路 2 1 0 の合成機能 2 1 8 は、マスク領域 M K を設定することによりマッピング対象領域 T A を設定することができ、内視鏡範囲 E R の中心部分は、ボリュームデータにおいてマッピングをしない一方、内視鏡範囲 E R の中心部分以外の部分を、ボリュームデータにおいてマッピングすることができる。

【 0 1 0 0 】

これにより、処理回路 2 1 0 は、誤差を生じやすい蛍光領域 F E 9 のマッピングを回避して、ボリュームデータ上でのマッピング精度を高めることができる。

10

【 0 1 0 1 】

図 9 ( b ) は、マスク領域 M K 以外の領域をボリュームデータにマッピングする概念を示している。

【 0 1 0 2 】

図 9 ( b ) に示すように、処理回路 2 1 0 の合成機能 2 1 8 は、マスク領域 M K を設定したことによって、誤差を生じる可能性のある領域 F E 1 0 へのマッピングを回避して、マッピング領域 M A のみにマッピングすることを示している。

【 0 1 0 3 】

特に、図 9 ( b ) では、領域 F E 1 0 が、内視鏡 1 1 0 の先端部 1 3 0 の視点から遠い位置にあり、また、領域 F E 1 0 の壁面の形状も段差を生じていることが多い。領域 F E 1 0 の壁面の形状に段差が含まれる場合には、蛍光領域をマッピングすると誤差の範囲がより大きくなりやすい。

20

【 0 1 0 4 】

そのため、内視鏡範囲 E R を構成する内視鏡画像の中心部分にマッピングをしない範囲を示すマスク領域 M K を設定することにより、合成ボリュームデータ上の誤差を取り除くことができるため、マッピング精度を高めることができる。

【 0 1 0 5 】

また、内視鏡 1 1 0 の先端部 1 3 0 は、被検体の体内で観察対象を移動して撮影することができるので、視線方向の中心部分をマスクしても、蛍光領域のマッピングは補完することができる。

30

【 0 1 0 6 】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、蛍光試薬による蛍光状態が限られた時間であっても、癌の分布状態を把握し、切除する癌の部位の優先順位を策定することができる。

【 0 1 0 7 】

以上、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の省略、置き換え、変更を行なうことができる。これらの実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

40

【 符号の説明 】

【 0 1 0 8 】

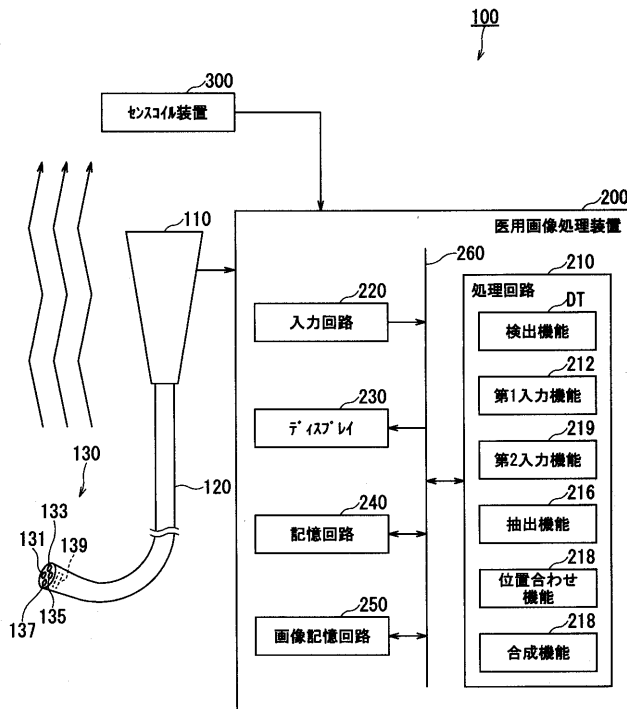
- 1 0 0 ... 内視鏡装置
- 1 1 0 ... 内視鏡
- 1 3 0 ... 先端部
- 1 3 1、1 3 5 ... ライトガイド照明窓
- 1 3 9 ... ソースコイル
- 2 0 0 ... 医用画像処理装置
- 2 1 0 ... 処理回路

50

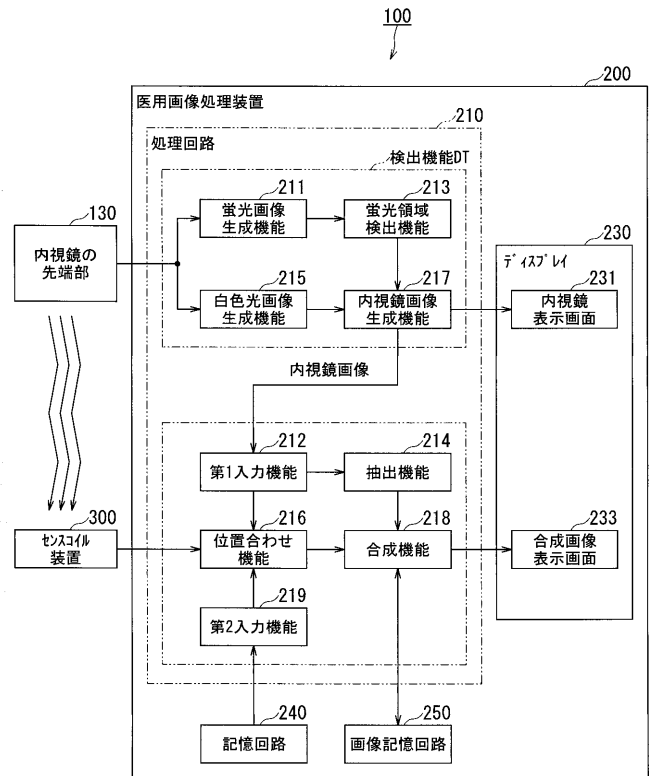
- 2 1 2 ... 第 1 入力機能  
 2 1 4 ... 抽出機能  
 2 1 6 ... 位置合わせ機能  
 2 1 8 ... 合成機能  
 2 1 9 ... 第 2 入力機能  
 2 3 0 ... ディスプレイ  
 2 3 1 ... 内視鏡表示画面  
 2 3 3 ... 合成画像表示画面  
 2 4 0 ... 記憶回路  
 2 5 0 ... 画像記憶回路  
 3 0 0 ... センスコイル装置  
 D T ... 検出機能

10

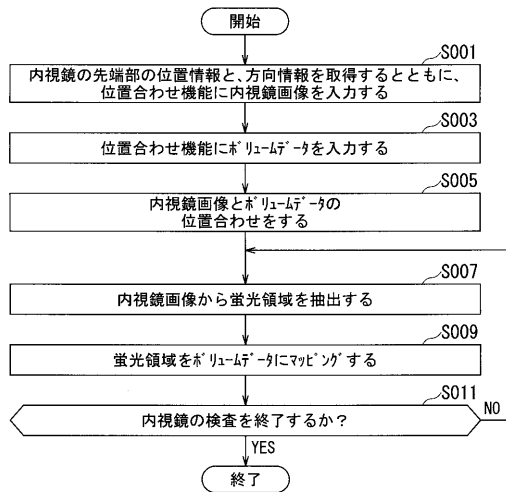
【 図 1 】



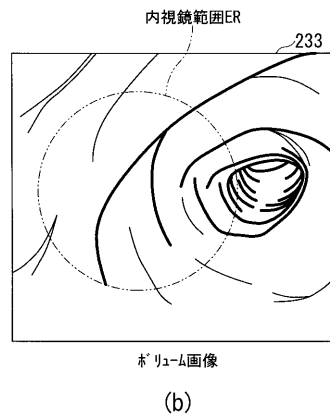
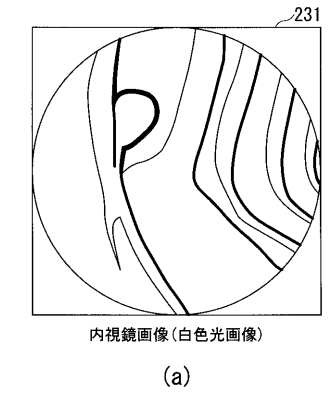
【 図 2 】



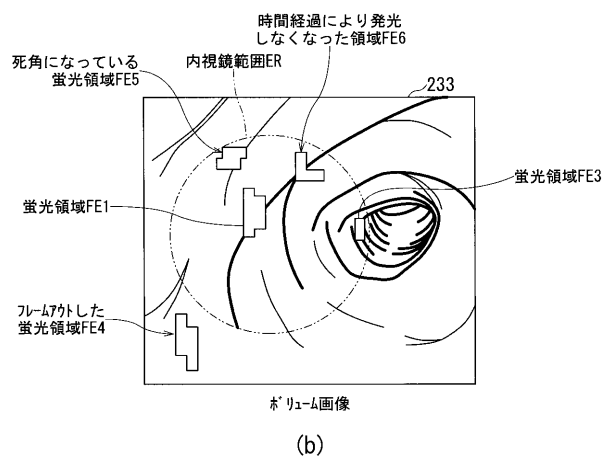
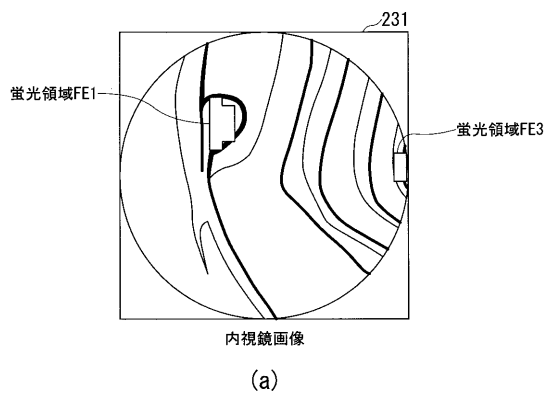
【図3】



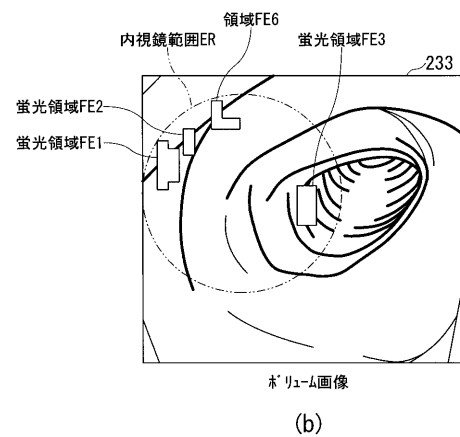
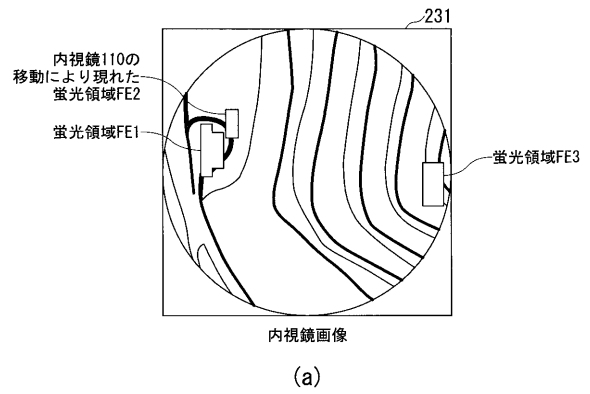
【図4】



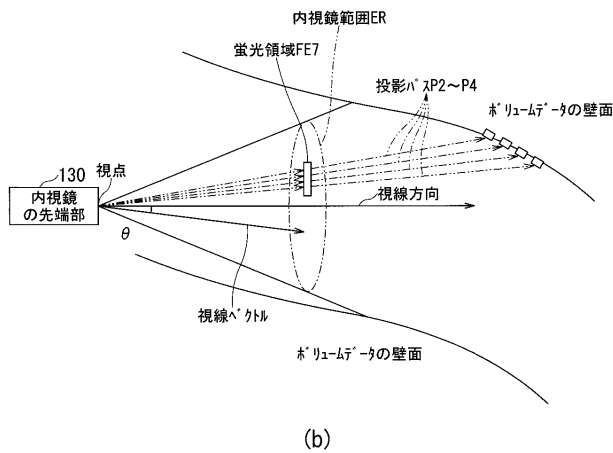
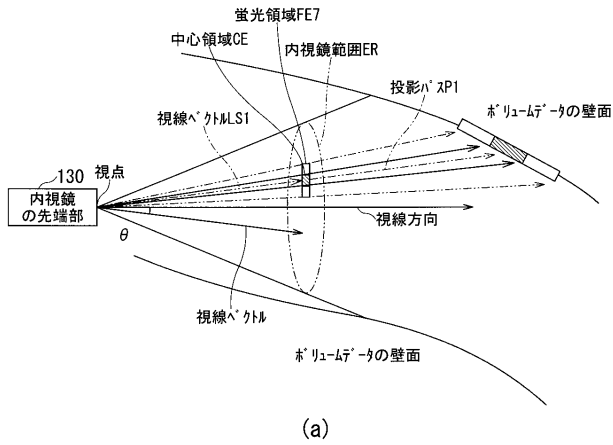
【図5】



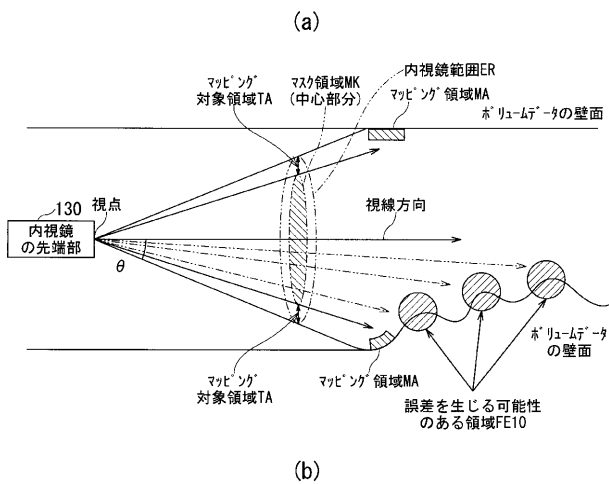
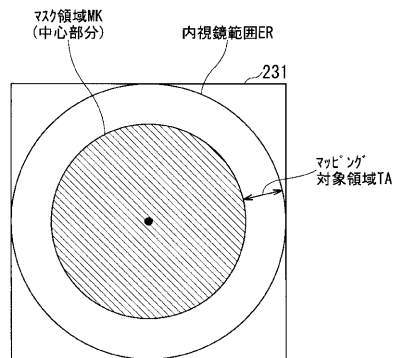
【図6】



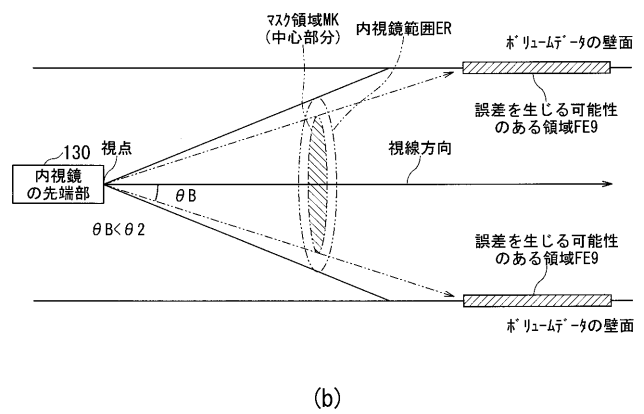
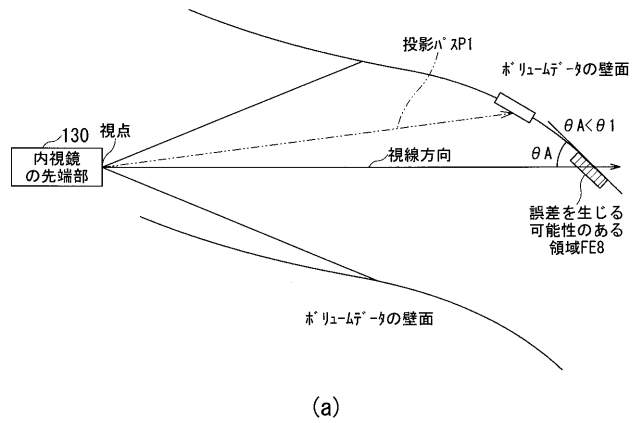
【図 7】



【図 9】



【図 8】



|           |                                                                                                                                                           |         |            |
|-----------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)   | 医学图像处理设备和内窥镜设备                                                                                                                                            |         |            |
| 公开(公告)号   | <a href="#">JP2018029880A</a>                                                                                                                             | 公开(公告)日 | 2018-03-01 |
| 申请号       | JP2016165659                                                                                                                                              | 申请日     | 2016-08-26 |
| [标]发明人    | 中野史樹                                                                                                                                                      |         |            |
| 发明人       | 中野 史樹                                                                                                                                                     |         |            |
| IPC分类号    | A61B1/04 A61B1/00                                                                                                                                         |         |            |
| FI分类号     | A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/00.320.Z A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/01 A61B1/04 A61B1/045.620 A61B1/045.622                                        |         |            |
| F-TERM分类号 | 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ09 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW13 4C161/WW17 4C161/YY12 4C161/YY18 |         |            |
| 外部链接      | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                 |         |            |

# 摘要(译)

A为时间的荧光状态由荧光剂的限制，把握癌，医用图像处理装置，并且能够显影的优先位点癌症切除的内窥镜装置的分布状态提供。解决方案：根据该实施例的医学图像处理设备是医学图像处理设备，其中通过施用针对多个时间段拍摄的的药物，活组织的荧光区域发荧光预定时间段，第一用于输入对应于活组织的体数据的第二输入单元，以及用于对准内窥镜图像和体数据的定位单元，以及将多个时相中的每一个中的荧光区域累积地映射到体数据的组合单元。发明背景

