

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2016年10月6日(06.10.2016)



(10) 国際公開番号
WO 2016/157998 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) G02B 23/26 (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01) G06T 1/00 (2006.01)
G02B 23/24 (2006.01)
 - (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/053120
 - (22) 国際出願日: 2016年2月3日(03.02.2016)
 - (25) 国際出願の言語: 日本語
 - (26) 国際公開の言語: 日本語
 - (30) 優先権データ:
特願 2015-070715 2015年3月31日(31.03.2015) JP
 - (71) 出願人: 富士フイルム株式会社(FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目26番30号 Tokyo (JP).
 - (72) 発明者: 齋藤 孝明(SAITO Takaaki); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).
 - (74) 代理人: 中島 順子, 外(NAKASHIMA Junko et al.); 〒2500111 神奈川県南足柄市竹松1250番地 F F T P M O 棟 6 F Kanagawa (JP).
 - (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
 - (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: ENDOSCOPIC DIAGNOSTIC DEVICE, IMAGE PROCESSING METHOD, PROGRAM, AND RECORDING MEDIUM

(54) 発明の名称: 内視鏡診断装置、画像処理方法、プログラムおよび記録媒体

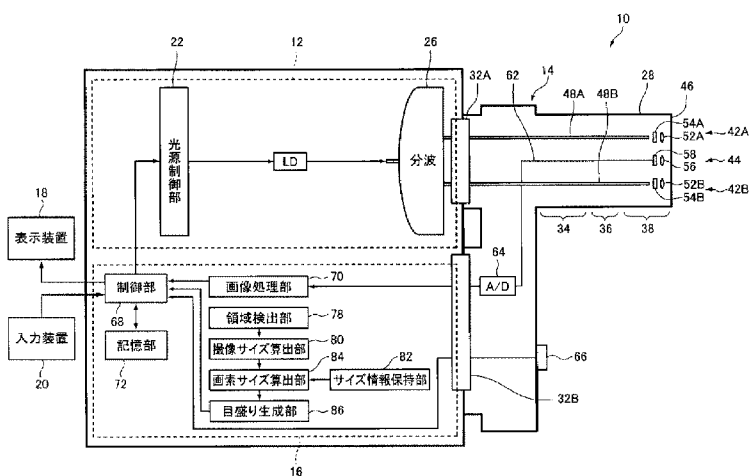


FIG. 2
 18 Display device
 20 Input device
 22 Light source control unit
 26 Spectral separation
 64 A/D
 68 Control unit
 70 Image processing unit
 72 Storage unit
 78 Region detection unit
 80 Imaging size calculation unit
 82 Size information storage unit
 84 Pixel size calculation unit
 86 Scale generation unit

(57) Abstract: Provided are: an endoscopic diagnostic device capable of easily measuring the size of a lesion or the like from an endoscopic image captured through a normal operation not requiring a special operation; an image processing method; a program; and a recording medium. A region detection unit detects a region having a periodic structure in biological tissue from a location on an endoscopic image, according to an instruction specifying the location. An imaging size calculation unit calculates the imaging size on the endoscopic image, in number of pixel units, of the period in the periodic structure in the region exhibiting the periodic structure. A pixel size calculation unit calculates the actual size corresponding to one pixel of the endoscopic image, on the basis of the imaging size and information expressing the actual size of the period in the periodic structure stored by a size information storage unit. A scale generation unit generates a scale expressing the actual size of the imaging subject on the endoscopic image, on the basis of the actual size corresponding to one pixel, and the control unit synthesizes the endoscopic image and the scale and displays the same on a display unit.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2016/157998 A1



特別な操作を行うことなく、通常の操作で撮影された内視鏡画像から病変部等のサイズを容易に計測することができる内視鏡診断装置、画像処理方法、プログラムおよび記録媒体を提供する。領域検出部が、位置を指定する指示に応じて、内視鏡画像上の位置から、生体組織の周期的構造物を有する領域を検出する。撮像サイズ算出部が、周期的構造物を有する領域に対し、その周期的構造物における周期の内視鏡画像上での撮像サイズを画素数単位で算出する。画素サイズ算出部が、撮像サイズと、サイズ情報保持部に保持された周期的構造物における周期の現実のサイズを表す情報とに基づいて、内視鏡画像の1画素に対応する現実のサイズを算出する。目盛り生成部が、1画素に対応する現実のサイズに基づいて、内視鏡画像上での被検体の現実のサイズを表す目盛りを生成し、制御部が、内視鏡画像と目盛りとを合成して表示部に表示させる。

明 細 書

発明の名称：

内視鏡診断装置、画像処理方法、プログラムおよび記録媒体

技術分野

[0001] 本発明は、被検体内に内視鏡スコープを挿入して観察を行う場合に、病変部等のサイズを計測する機能を備える内視鏡診断装置、画像処理方法、プログラムおよび記録媒体に関するものである。

背景技術

[0002] 被検体内を観察するために、内視鏡診断装置が用いられている。被検体内の観察を行う場合、内視鏡スコープが被検体の体腔内に挿入されて、その先端部から、例えば、白色光が被観察領域に照射され、その反射光を受光して内視鏡画像が撮像される。撮像された内視鏡画像は表示部に表示され、内視鏡診断装置の操作者により、内視鏡画像の観察が行われる。

[0003] また、被検体内で撮像された内視鏡画像を見て、腫瘍等の病変部の有無を確認するだけでなく、あるサイズ（大きさ）を超える腫瘍は切除し、それ以下のサイズの腫瘍は温存して様子を見るなどの目的から、病変部のサイズを計測したいという要求がある。

[0004] 病変部のサイズを計測するために、メジャー鉗子等の処置具を利用する手法が知られている。この手法では、内視鏡スコープの鉗子口の入口からメジャー鉗子を挿入して先端部の鉗子口の出口から突出させる。メジャー鉗子の先端部には、サイズを計測するための目盛りが刻まれており、柔軟性のある先端部を被観察領域に押し当てて折り曲げ、先端部に刻まれた目盛りを読み取ることにより、被観察領域の腫瘍等のサイズを計測する。

[0005] また、本発明に関連性のある先行技術文献として、特許文献1、2等がある。

[0006] 特許文献1は、内視鏡装置に関するものである。同文献には、内視鏡の挿入部の先端部の2つ開口から水流を病変部に出力し、2つの水流間の距離が

2つの開口間の距離と等しいことから、病変部が処置基準値以上であるか否かを判定することが記載されている。

特許文献2は、内視鏡装置に搭載されるロボティクスアームシステムに関するものである。同文献には、処置具等の先端部を用いて、病変部の周囲に複数の測定点を設定し、測定点の座標情報に基づき、演算により病変部の大きさを求めることが記載されている。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特開2011-183000号公報

特許文献2：特開2008-245838号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] しかし、この手法では、病変部のサイズを計測するためだけに、メジャー鉗子を内視鏡スコープの鉗子口に挿入する必要があるため、その操作に時間がかかるだけでなく、作業が繁雑で面倒であった。また、メジャー鉗子の先端部を被検体の被観察領域に押し当てて折り曲げて計測するため、計測精度が低く、部位によっては、先端部を被検体の被観察領域に押し当てるのが難しいなど、計測しづらい場合があった。

[0009] 更にまた、特許文献1の内視鏡装置では、挿入部の先端部から2つの水流を出力する2つの開口を備える専用の内視鏡スコープが必要であり、この内視鏡スコープでなければ病変部のサイズを計測することができないという問題がある。

加えて、特許文献2の内視鏡装置では、病変部のサイズを計測するために、ロボットアームが必要であり、さらに、煩雑なロボットアームを操作して病変部の周囲に複数の測定点を設定しなければならないという問題がある。

[0010] 本発明の目的は、従来技術の問題点を解消し、特別な操作を行うことなく、通常の操作で撮影された内視鏡画像から病変部等のサイズを容易に計測す

ることができる内視鏡診断装置、画像処理方法、プログラムおよび記録媒体を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0011] 上記目的を達成するために、本発明は、内視鏡スコープの先端部から被検体の内視鏡画像を撮像する複数の画素を有する撮像部と、

内視鏡画像を表示する表示部と、

操作者から入力された内視鏡画像上の位置を指定する指示を受け取る入力部と、

位置を指定する指示に応じて、内視鏡画像上の位置から、被検体の生体組織の周期的構造物を有する領域を検出する領域検出部と、

生体組織の周期的構造物を有する領域に対し、生体組織の周期的構造物における周期の内視鏡画像上での撮像サイズを画素数単位で算出する撮像サイズ算出部と、

生体組織の周期的構造物における周期の現実のサイズを表す情報を保持するサイズ情報保持部と、

撮像サイズと現実のサイズを表す情報とに基づいて、内視鏡画像の1画素に対応する現実のサイズを算出する画素サイズ算出部と、

内視鏡画像の1画素に対応する現実のサイズに基づいて、内視鏡画像上での被検体の現実のサイズを表す目盛りを生成する目盛り生成部と、

内視鏡画像と目盛りとを合成して表示部に表示させる制御部とを備えることを特徴とする内視鏡診断装置を提供するものである。

[0012] ここで、撮像サイズ算出部は、内視鏡画像の異なる色成分の分光画像における各画素の画素値の比率に基づいて、撮像サイズを算出することが好ましい。

[0013] また、撮像サイズ算出部は、生体組織の周期的構造物を有する領域内における各画素の画素値の分布の周波数特性に基づいて、撮像サイズを算出することが好ましい。

[0014] また、周波数特性がパワースペクトルであることが好ましい。

- [0015] また、入力部は、内視鏡画像上の2点の位置を指定する指示を受け取り、領域検出部は、2点の位置を指定する指示に応じて、内視鏡画像上の2点の位置の間の領域を、生体組織の周期的構造物を有する領域として検出することが好ましい。
- [0016] また、撮像サイズ算出部は、内視鏡画像の2つの色成分の分光画像における各画素の画素値の比率を算出し、2点の位置の間の領域に線領域を設定し、線領域上の各画素の画素値の比率のパワースペクトルを算出し、パワースペクトルの中から周波数のピークを検出し、周波数のピークの間隔に応じて、撮像サイズを算出することが好ましい。
- [0017] また、撮像サイズ算出部は、線領域上における複数の周波数のピークの間隔の平均値を算出し、平均値を撮像サイズとすることが好ましい。
- [0018] また、撮像サイズ算出部は、2点の位置の間の領域に複数の線領域を設定し、線領域毎に、線領域上における複数の周波数のピークの間隔の平均値を算出し、さらに、複数の線領域における周波数のピークの間隔の平均値の平均値を算出し、平均値の平均値を撮像サイズとすることが好ましい。
- [0019] 入力部は、さらに、位置を指定する指示を受け取る前および後に、それぞれ、生体組織の周期的構造物を有する領域の検出を開始および終了する指示を受け取り、
- 領域検出部は、領域の検出を開始する指示に応じて、領域の検出を開始し、領域の検出を終了する指示に応じて、領域の検出を終了することが好ましい。
- [0020] 入力部は、さらに、位置を指定する指示を受け取る前に、生体組織の周期的構造物を有する領域の検出を開始する指示を受け取り、
- 領域検出部は、領域の検出を開始する指示に応じて、領域の検出を開始し、内視鏡画像と目盛りとが合成されて表示部に表示されてから一定時間が経過した後に、領域の検出を終了することが好ましい。
- [0021] また、生体組織の周期的構造物は、大腸の腺管構造の微細血管網であり、生体組織の周期的構造物における周期は、大腸の腺管構造の微細血管網にお

ける微細血管同士の間隔であることが好ましい。

[0022] また、生体組織の周期的構造物は、食道の粘膜最表層に存在する微細血管網であり、生体組織の周期的構造物における周期は、食道の粘膜最表層に存在する微細血管網における微細血管同士の間隔であることが好ましい。

[0023] また、本発明は、サイズ情報保持部が、被検体の生体組織の周期的構造物における周期の現実のサイズを表す情報を保持するステップと、

制御部が、複数の画素を有する撮像部により内視鏡スコープの先端部から撮像された被検体の内視鏡画像を表示部に表示させるステップと、

入力部が、操作者から入力された内視鏡画像上の位置を指定する指示を受け取るステップと、

領域検出部が、位置を指定する指示に応じて、内視鏡画像上の位置から、生体組織の周期的構造物を有する領域を検出するステップと、

撮像サイズ算出部が、生体組織の周期的構造物を有する領域に対し、生体組織の周期的構造物における周期の内視鏡画像上での撮像サイズを画素数単位で算出するステップと、

画素サイズ算出部が、撮像サイズと現実のサイズを表す情報とに基づいて、内視鏡画像の1画素に対応する現実のサイズを算出するステップと、

目盛り生成部が、内視鏡画像の1画素に対応する現実のサイズに基づいて、内視鏡画像上での被検体の現実のサイズを表す目盛りを生成するステップと、

制御部が、内視鏡画像と目盛りとを合成して表示部に表示させるステップとを含むことを特徴とする画像処理方法を提供する。

[0024] ここで、撮像サイズ算出部は、内視鏡画像の異なる色成分の分光画像における各画素の画素値の比率に基づいて、撮像サイズを算出することが好ましい。

[0025] また、撮像サイズ算出部は、生体組織の周期的構造物を有する領域内における各画素の画素値の分布の周波数特性に基づいて、撮像サイズを算出することが好ましい。

- [0026] また、周波数特性がパワースペクトルであることが好ましい。
- [0027] また、入力部は、内視鏡画像上の2点の位置を指定する指示を受け取り、領域検出部は、2点の位置を指定する指示に応じて、内視鏡画像上の2点の位置の間の領域を、生体組織の周期的構造物を有する領域として検出することが好ましい。
- [0028] また、撮像サイズ算出部は、内視鏡画像の2つの色成分の分光画像における各画素の画素値の比率を算出し、2点の位置の間の領域に線領域を設定し、線領域上の各画素の画素値の比率のパワースペクトルを算出し、パワースペクトルの中から周波数のピークを検出し、周波数のピークの間隔に応じて、撮像サイズを算出することが好ましい。
- [0029] また、撮像サイズ算出部は、線領域上における複数の周波数のピークの間隔の平均値を算出し、平均値を撮像サイズとすることが好ましい。
- [0030] また、撮像サイズ算出部は、2点の位置の間の領域に複数の線領域を設定し、線領域毎に、線領域上における複数の周波数のピークの間隔の平均値を算出し、さらに、複数の線領域における周波数のピークの間隔の平均値の平均値を算出し、平均値の平均値を撮像サイズとすることが好ましい。
- [0031] また、本発明は、上記に記載の画像処理方法の各々のステップをコンピュータに実行させるためのプログラムを提供する。
- [0032] また、本発明は、上記に記載の画像処理方法の各々のステップをコンピュータに実行させるためのプログラムが記録されたコンピュータ読み取り可能な記録媒体を提供する。

発明の効果

- [0033] 本発明によれば、病変部等のサイズの計測を行うために撮影された内視鏡画像ではなく、通常の操作で撮影された内視鏡画像を用いて、病変部等のサイズを容易に計測することができる。

図面の簡単な説明

- [0034] [図1]本発明の内視鏡診断装置の構成を表す一実施形態の外観図である。
[図2]図1に示す内視鏡診断装置の内部構成を表すブロック図である。

[図3]内視鏡スコープの先端部の構成を表す概念図である。

[図4]青色レーザ光源からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体により波長変換された発光スペクトルを示すグラフである。

[図5]大腸の内視鏡画像を表す概念図である。

[図6]大腸の腺管構造の微細血管網の様子を表す概念図である。

[図7]微細血管網の領域を指定する様子を表す概念図である。

[図8]微細血管網の領域に設定された線領域上の各画素の画素値の比率のパワースペクトルを表すグラフである。

[図9]食道の粘膜最表層に存在する微細血管網の内視鏡画像を表す概念図である。

発明を実施するための形態

[0035] 以下に、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて、本発明の内視鏡診断装置、画像処理方法、プログラムおよび記録媒体を詳細に説明する。

[0036] 図1は、本発明の内視鏡診断装置の構成を表す一実施形態の外観図、図2は、その内部構成を表すブロック図である。これらの図に示す内視鏡診断装置10は、光源装置12と、光源装置12から発せられる光を用いて被検体の被観察領域の内視鏡画像を撮像する内視鏡スコープ14と、内視鏡スコープ14で撮像された内視鏡画像を画像処理するプロセッサ装置16と、プロセッサ装置16から出力される画像処理後の内視鏡画像を表示する表示装置18と、入力操作を受け付ける入力装置20とによって構成されている。

[0037] まず、光源装置12は、光源制御部22と、レーザ光源LDと、カップラ（分波器）26とによって構成されている。

[0038] 本実施形態において、レーザ光源LDからは、中心波長が445nmである、青色の一定の波長範囲（例えば、中心波長±10nm）の狭帯域光が発せられる。レーザ光源LDは、照明光として、後述する蛍光体から白色光（疑似白色光）を発生させるための励起光を発する光源であって、後述するプロセッサ装置16の制御部によって制御される光源制御部22によりオンオフ（点灯消灯）制御および光量制御が行われる。

- [0039] レーザ光源LDとしては、ブロードエリア型のInGa_nN系レーザダイオードが利用でき、また、InGa_nAs系レーザダイオードやGa_nAs系レーザダイオード等を用いることもできる。
- [0040] なお、白色光を発生するための白色光光源は、励起光および蛍光体の組合せに限定されず、白色光を発するものであればよく、例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ、白色LED（発光ダイオード）などを利用することもできる。また、レーザ光源LDから発せられるレーザ光の波長は上記例に限定されず、同様の役割を果たす波長のレーザ光を適宜選択することができる。
- [0041] レーザ光源LDから発せられるレーザ光は、集光レンズ（図示略）を介して光ファイバに入力され、カップラ26により2系統の光に分波されてコネクタ部32Aに伝送される。カップラ26は、ハーフミラー、反射ミラー等によって構成される。
- [0042] 続いて、内視鏡スコープ14は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部の先端面から2系統（2灯）の照明光を出射する照明光学系と、被観察領域の内視鏡画像を撮像する1系統（1眼）の撮像光学系とを有する、電子内視鏡である。内視鏡スコープ14は、内視鏡挿入部28と、内視鏡挿入部28の先端の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部30と、内視鏡スコープ14を光源装置12およびプロセッサ装置16に着脱自在に接続するコネクタ部32A、32Bとを備えている。
- [0043] 内視鏡挿入部28は、可撓性を持つ軟性部34と、湾曲部36と、先端部（以降、内視鏡先端部とも呼称する）38とから構成されている。
- [0044] 湾曲部36は、軟性部34と先端部38との間に設けられ、操作部30に配置されたアングルノブ40の回動操作により湾曲自在に構成されている。この湾曲部36は、内視鏡スコープ14が使用される被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲でき、内視鏡先端部38を、所望の観察部位に向けることができる。
- [0045] 図3に示すように、内視鏡挿入部28の先端面46には、被観察領域へ光

を照射する２系統の照明窓４２Ａ、４２Ｂ、被観察領域からの反射光を撮像する１系統の観察窓４４、内視鏡挿入部２８の内部に設けられている鉗子チャンネルに挿入される、処置具等の出口となる鉗子口７４、同じく送気・送水チャンネルの出口となる送気・送水口７６等が配置されている。

[0046] 観察窓４４、鉗子口７４、送気・送水口７６は、先端面４６の中央部に配置されている。照明窓４２Ａ、４２Ｂは、観察窓４４を挟んでその両脇側に配置されている。

[0047] 照明窓４２Ａの奥には、光ファイバ４８Ａが収納されている。光ファイバ４８Ａは、光源装置１２からコネクタ部３２Ａを介して内視鏡先端部３８まで敷設されている。光ファイバ４８Ａの先端部（照明窓４２Ａ側）の先には蛍光体５４Ａが配置され、さらに蛍光体５４Ａの先にレンズ５２Ａ等の光学系が取り付けられている。同様に、照明窓４２Ｂの奥には、先端部に蛍光体５４Ｂおよびレンズ５２Ｂ等の光学系を有する光ファイバ４８Ｂが収納されている。

[0048] 蛍光体５４Ａ、５４Ｂは、レーザ光源ＬＤからの青色レーザ光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光物質（例えばＹＡＧ系蛍光物質、或いはＢＡＭ（ $BaMgAl_{10}O_{17}$ ）等の蛍光物質）を含んで構成される。白色光観察用の励起光が蛍光体５４Ａ、５４Ｂに照射されると、蛍光体５４Ａ、５４Ｂから発せられる緑色～黄色の励起発光光（蛍光）と、蛍光体５４Ａ、５４Ｂにより吸収されず透過した青色レーザ光とが合わされて、白色光（疑似白色光）が生成される。

[0049] 図４は、青色レーザ光源からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体により波長変換された発光スペクトルを示すグラフである。レーザ光源ＬＤから発せられる青色レーザ光は、中心波長４４５ｎｍの輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体５４Ａ、５４Ｂからの励起発光光は、概ね４５０ｎｍ～７００ｎｍの波長範囲で発光強度が増大する分光強度分布となる。この励起発光光と青色レーザ光との合波光によって、上述した疑似白色光が形成される。

- [0050] ここで、本発明でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば、上述した疑似白色光を始めとして、基準色であるR（赤）、G（緑）、B（青）等、特定の波長帯の光を含むものであればよい。つまり、本発明のいう白色光には、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含まれるものとする。
- [0051] 照明窓42A側および照明窓42B側の照明光学系は同等の構成および作用のものであって、照明窓42A、42Bからは、基本的に同時に同等の照明光が照射される。なお、照明窓42A、42Bからそれぞれ異なる照明光を照射させることもできる。また、2系統の照明光を出射する照明光学系を有することは必須ではなく、例えば、1系統や4系統の照明光を出射する照明光学系でも同等の機能を実現することができる。
- [0052] 観察窓44の奥には、被検体の被観察領域の像光を取り込むための対物レンズユニット56等の光学系が取り付けられ、さらに対物レンズユニット56の奥には、被観察領域の画像情報を取得するCCD(Charge Coupled Device)イメージセンサやCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)イメージセンサ等の撮像素子58（第1撮像素子）が取り付けられている。撮像素子58は、内視鏡スコープ14の先端部から被検体の内視鏡画像を撮像する複数の画素を有する本発明の撮像部に相当する。
- [0053] 撮像素子58は、対物レンズユニット56からの光を撮像面（受光面）で受光し、受光した光を光電変換して撮像信号（アナログ信号）を出力する。撮像素子58の撮像面には、可視光の約370～720nmの波長範囲を3分割する分光透過率を有する、R色（約580nm～760nm）、G色（約450nm～630nm）、B色（約380nm～510nm）のカラーフィルタが設けられ、R画素、G画素、B画素の3色の画素を1組として、複数組の画素がマトリクス状に配列されている。
- [0054] 光源装置12から光ファイバ48A、48Bによって導光された光は、内視鏡先端部38から被検体の被観察領域に向けて照射される。そして、照明

光が照射された被観察領域の様子が対物レンズユニット56により撮像素子58の撮像面上に結像され、撮像素子58により光電変換されて撮像される。撮像素子58からは、撮像された被検体の被観察領域の内視鏡画像の撮像信号（アナログ信号）が出力される。

[0055] 撮像素子58から出力される内視鏡画像の撮像信号（アナログ信号）は、スコープケーブル62を通じてA/D変換器64に入力される。A/D変換器64は、撮像素子58からの撮像信号（アナログ信号）を画像信号（デジタル信号）に変換する。変換後の画像信号は、コネクタ部32Bを介してプロセッサ装置16の画像処理部に入力される。

[0056] 続いて、プロセッサ装置16は、画像処理部70と、領域検出部78と、撮像サイズ算出部80と、サイズ情報保持部82と、画素サイズ算出部84と、目盛り生成部86と、制御部68と、記憶部72とを備えている。また、制御部68には、表示装置18および入力装置20が接続されている。プロセッサ装置16は、内視鏡スコープ14の撮像スイッチ66や入力装置20から入力される指示に基づき、光源装置12の光源制御部22を制御するとともに、内視鏡スコープ14から入力される内視鏡画像の画像信号を画像処理し、画像処理後の内視鏡画像を表示装置18に出力する。

[0057] 表示装置18は、内視鏡画像を表示する本発明の表示部に相当し、入力装置20および内視鏡スコープ14の操作部30に配置されたボタン等は、操作者から入力された各種の指示を受け取る本発明の入力部に相当する。

[0058] 画像処理部70は、内視鏡スコープ14から入力される内視鏡画像の画像信号に対してあらかじめ設定された各種の画像処理を施し、画像処理後の内視鏡画像の画像信号を出力する。画像処理後の内視鏡画像の画像信号は、制御部68に送られる。

[0059] 領域検出部78は、後述する、内視鏡画像上の位置を指定する指示に応じて、内視鏡画像の画像信号に対応する内視鏡画像上の位置から、被検体の生体組織の周期的構造物を有する領域を検出するものである。

[0060] ここで、生体組織の周期的構造物とは、生体組織の正常部において、特定

の生体組織が一定の周期で並んで配置されているものである。生体組織の病変部には、病変の影響により周期的構造物は存在しないが、正常部には、特定の生体組織が一定の周期で並んで配置されている部分がある。例えば、大腸の腺管構造の微細血管網や、食道の粘膜最表層に存在する微細血管網における微細血管同士は、人によらず、また、性別や年齢等にもよらず、ほぼ一定の間隔（距離）で並んで配置されている。

[0061] なお、生体組織の周期的構造物は、上記例に限らず、生体組織の周期的構造物における周期の現実のサイズが既知で、かつ、内視鏡画像の撮像時に、被観察領域と一緒に撮像することができる生体組織の正常部の領域にあるものであれば何ら制限はない。

[0062] 続いて、撮像サイズ算出部 80 は、領域検出部 78 により検出された、生体組織の周期的構造物を有する領域に対し、生体組織の周期的構造物における周期の内視鏡画像上での撮像サイズ（距離）を画素数単位で算出するものである。

[0063] ここで、撮像サイズとは、大腸の腺管構造における微細血管網や、食道の粘膜最表層に存在する微細血管網の場合、その微細血管網における微細血管同士の間隔の内視鏡画像上での画素数である。

[0064] なお、撮像サイズ算出部 80 が、生体組織の周期的構造物を有する領域に対し、生体組織の周期的構造物における周期の内視鏡画像上での撮像サイズを算出する方法は何ら限定されない。例えば、内視鏡画像の異なる色成分の分光画像における各画素の画素値の比率や、生体組織の周期的構造物を有する領域内における各画素の画素値の分布の周波数特性、例えば、パワースペクトル等に基づいて、撮像サイズを算出することができる。

[0065] サイズ情報保持部 82 は、生体組織の周期的構造物における周期の現実のサイズ（距離）を表す情報を保持するものである。

[0066] ここで、生体組織の周期的構造物における周期の現実のサイズとは、大腸の腺管構造の微細血管網や、食道の粘膜最表層に存在する微細血管網の場合には、その微細血管網における微細血管同士の間隔の現実のサイズである。

- [0067] 画素サイズ算出部 84 は、撮像サイズ算出部 80 により算出された、画素数単位での撮像サイズと、サイズ情報保持部 82 に保持された現実のサイズを表す情報とに基づいて、内視鏡画像の 1 画素に対応する現実のサイズ（距離）を算出するものである。
- [0068] 例えば、撮像サイズが X 画素、現実のサイズが Y mm の場合、内視鏡画像の 1 画素に対応する現実のサイズは、 Y/X により算出することができる。
- [0069] 目盛り生成部 86 は、画素サイズ算出部 84 により算出された、内視鏡画像の 1 画素に対応する現実のサイズに基づいて、スケールバー等のように、内視鏡画像上での被検体の現実のサイズを表す目盛りを生成するものである。
- [0070] 最後に、制御部 68 は、画像処理後の内視鏡画像を表示装置 18 に表示させるものである。この場合、制御部 68 の制御により、内視鏡画像と、目盛り生成部 86 により生成された目盛りとを合成して表示装置 18 に表示させることができる。また、制御部 68 は、内視鏡スコープ 14 の撮像スイッチ 66 や入力装置 20 からの指示に基づいて、光源装置 12 の光源制御部 22 の動作を制御したり、例えば、1 枚（1 フレーム）の内視鏡画像を単位として記憶部 72 に記憶させたりする。
- [0071] 次に、内視鏡診断装置 10 の動作を説明する。
- まず、内視鏡画像を撮像する場合の動作を説明する。
- [0072] 内視鏡画像の撮像時には、光源制御部 22 の制御により、レーザ光源 LD があらかじめ設定された一定の発光量で点灯される。レーザ光源 LD から発せられる中心波長 445 nm のレーザ光が蛍光体 54A, 54B に照射され、蛍光体 54A, 54B から白色光が発せられる。蛍光体 54A, 54B から発せられる白色光は被検体に照射され、その反射光が撮像素子 58 で受光されて被検体の被観察領域の内視鏡画像が撮像される。
- [0073] 撮像素子 58 から出力される内視鏡画像の撮像信号（アナログ信号）は、A/D 変換器 64 により画像信号（デジタル信号）に変換され、画像処理部 70 により各種の画像処理が施され、画像処理後の内視鏡画像の画像信号が

出力される。そして、制御部 68 により、画像処理後の内視鏡画像の画像信号に対応する内視鏡画像が表示装置 18 上に表示され、必要に応じて、内視鏡画像の画像信号が記憶部 72 に記憶される。

[0074] 続いて、被検体の被観察領域の現実のサイズを計測する場合の動作を説明する。

まず、第 1 の実施例として、大腸の腺管構造の微細血管網を利用して、内視鏡画像上での被検体の現実のサイズを計測する場合について説明する。

[0075] まず、内視鏡診断装置 10 の操作者により、大腸の腺管構造の微細血管網における微細血管同士の間隔の現実のサイズを表す情報が入力装置 20 を介して入力される。この微細血管同士の間隔の現実のサイズを表す情報はサイズ情報保持部 82 に保持される。

[0076] 続いて、操作者により、内視鏡スコープ 14 が被検体内に挿入され、表示装置 18 に表示された内視鏡画像を確認しながら、内視鏡スコープ 14 の先端部が、大腸の被観察領域まで移動される。

[0077] ここで、操作者は、大腸観察時に、例えば、図 5 に点線で囲んで示すように、被観察領域に腫瘍等の病変部が発見された場合、この病変部とその周辺の正常部における大腸の腺管構造の微細血管網が内視鏡画像に含まれるように観察を行う。図 6 に示すように、正常部の大腸の腺管構造の微細血管網における微細血管同士は、 $20\ \mu\text{m}$ ~ $30\ \mu\text{m}$ の間隔で並んで配置されている。

[0078] 内視鏡スコープ 14 の先端部が被観察領域まで移動されると、操作者により、内視鏡スコープ 14 の操作部 30 に配置されたボタン等を押すことにより、生体組織の周期的構造物を有する領域の検出を開始する指示が入力される。

[0079] 領域の検出を開始する指示が入力された後、さらに、大腸の腺管構造の微細血管網の領域を指定するために、図 7 に示すように、操作者により、表示装置 18 に表示された内視鏡画像上の、大腸の腺管構造の微細血管網を挟むように、2 点の位置 88、90 を指定する指示が入力装置 20 を介して入力

される。

[0080] 内視鏡画像上の2点の位置88、90を指定する指示が入力されると、領域検出部78により、内視鏡画像上の2点の位置88、90からの、大腸の腺管構造の微細血管網の領域の検出が開始される。

この場合、領域検出部78は、この2点の位置88、90を指定する指示に応じて、図7に点線で囲んで示す、内視鏡画像上の2点の位置の間の領域92を、大腸の腺管構造の微細血管網の領域として検出する。

[0081] 続いて、領域検出部78により検出された大腸の腺管構造の微細血管網の領域に対し、撮像サイズ算出部80により、その微細血管網における微細血管同士の間隔の内視鏡画像上での撮像サイズが画素数単位で算出される。

[0082] 撮像サイズ算出部80は、例えば、以下のようにして、大腸の腺管構造の微細血管網における微細血管同士の間隔の内視鏡画像上での撮像サイズを算出することができる。

[0083] まず、内視鏡画像の2つの色成分の分光画像における各画素の画素値の比率を算出する。

例えば、内視鏡画像のG（緑）およびB（青）の分光画像における各画素の画素値の比率 G/B を算出する。これにより、生体組織の特徴的な構造、本実施例の場合には、大腸の腺管構造の微細血管網を浮き出させて抽出することができる。

[0084] なお、分光画像は、白色光を用いて撮像された白色光画像の各色成分の分光画像に限らず、BLI（Blue Laser Imaging）の短波長レーザ光のような特殊光を用いて撮像された特殊光画像も同様に使用することができる。

[0085] 続いて、図7に示すように、内視鏡画像上の2点の位置88、90を指定する指示に応じて、領域検出部78により検出された内視鏡画像上の2点の位置88、90の間の領域92、つまり、大腸の腺管構造の微細血管網の領域に線領域94を設定する。

[0086] 続いて、大腸の腺管構造の微細血管網の領域に設定された線領域94上の各画素の画素値の比率のパワースペクトルを算出する。

図8に示すように、線領域94上の位置を横軸、2つの色成分の分光画像における各画素の画素値の比率 G/B を縦軸にとると、血管の位置において、B成分が小さくなるため、比率 G/B の値が大きくなり、ほぼ一定の周期で上向きの周波数のピークが現れる。

[0087] 続いて、パワースペクトルの中から周波数のピークを検出し、周波数のピークの間隔に応じて、大腸の腺管構造の微細血管網における微細血管同士の間隔の内視鏡画像上での撮像サイズを算出する。

[0088] 例えば、線領域94上における複数の周波数のピークの間隔の平均値を算出し、この平均値を、大腸の腺管構造の微細血管網における微細血管同士の間隔の内視鏡画像上での撮像サイズとすることができる。これにより、撮像サイズを正確に算出することができる。

[0089] また、2点の位置88、90の間の領域92に複数の線領域94を設定し、線領域94毎に、線領域94上における複数の周波数のピークの間隔の平均値を算出し、さらに、複数の線領域94における周波数のピークの間隔の平均値の平均値を算出する。そして、この平均値の平均値を、大腸の腺管構造の微細血管網における微細血管同士の間隔の内視鏡画像上での撮像サイズとしてもよい。これにより、撮像サイズをさらに正確に算出することができる。

[0090] 続いて、画素サイズ算出部84により、撮像サイズ算出部80により算出された、大腸の腺管構造の微細血管網における微細血管同士の間隔の画素数単位での撮像サイズと、サイズ情報保持部82に保持された大腸の腺管構造の微細血管網における微細血管同士の間隔の現実のサイズを表す情報とに基づいて、内視鏡画像の1画素に対応する現実のサイズが算出される。

[0091] 続いて、目盛り生成部86により、内視鏡画像の1画素に対応する現実のサイズに基づいて、内視鏡画像上での被検体の現実のサイズを表す目盛りが生成される。

[0092] 続いて、制御部68の制御により、内視鏡画像と目盛りとが合成されて表示装置18に表示される。目盛りとして、例えば、図5に示すように、1m

mの長さが分かるようなスケールバーが表示装置18の画面に表示される。

[0093] 続いて、操作者により、内視鏡スコープ14の操作部30に配置されたボタン等を押すことにより、生体組織の周期的構造物を有する領域の検出を終了する指示が内視鏡診断装置10に入力される。

[0094] 領域の検出を終了する指示が入力されると、領域検出部78により、内視鏡画像の2点の位置からの、大腸の腺管構造の微細血管網の領域の検出が終了される。これにより、目盛りの表示が表示装置18から消える。

[0095] なお、終了の指示を入力する代わりに、内視鏡画像と目盛りとが合成されて表示装置18に表示されてから一定時間が経過した後に、領域検出部78により、内視鏡画像の2点の位置からの、大腸の腺管構造の微細血管網の領域の検出が終了されるようにしてもよい。

[0096] 次に、第2の実施例として、食道の粘膜最表層に存在する微細血管網を利用して、内視鏡画像上での被検体の現実のサイズを計測する場合について説明する。

[0097] 第1の実施例の場合と同様に、まず、操作者により、食道の粘膜最表層に存在する微細血管網における微細血管同士の間隔の現実のサイズを表す情報が入力装置20を介して入力され、サイズ情報保持部82に保持される。

[0098] 続いて、操作者により、内視鏡スコープ14が被検体内に挿入され、表示装置18に表示された内視鏡画像を確認しながら、内視鏡スコープ14の先端部が、食道の被観察領域まで移動される。

[0099] ここで、操作者は、食道観察時に、同様に、被観察領域に腫瘍等の病変部が発見された場合、この病変部とその周辺の正常部の食道の粘膜最表層に存在する微細血管網が内視鏡画像に含まれるように観察を行う。図9に示すように、正常部の食道の粘膜最表層に存在する微細血管網における微細血管同士は、 $100\mu\text{m}$ ~ $200\mu\text{m}$ の間隔で並んで配置されている。

[0100] 内視鏡スコープ14の先端部が被観察領域まで移動されると、操作者により、内視鏡スコープ14の操作部30に配置されたボタン等を押すことにより、生体組織の周期的構造物を有する領域の検出を開始する指示が入力され

る。

[0101] 領域の検出を開始する指示が入力された後、さらに、食道の粘膜最表層に存在する微細血管網の領域を指定するために、同様に、図7に示すように、操作者により、表示装置18に表示された内視鏡画像上の、食道の粘膜最表層に存在する微細血管網を挟むように、2点の位置88、90を指定する指示が入力装置20を介して入力される。

[0102] 内視鏡画像上の2点の位置88、90を指定する指示が入力されると、領域検出部78により、内視鏡画像の2点の位置88、90からの、食道の粘膜最表層に存在する微細血管網の領域の検出が開始される。

この場合、領域検出部78は、この2点の位置88、90を指定する指示に応じて、図7に点線で囲んで示す、内視鏡画像上の2点の位置の間の領域92を、食道の粘膜最表層に存在する微細血管網の領域として検出する。

[0103] 続いて、領域検出部78により検出された食道の粘膜最表層に存在する微細血管網の領域に対し、撮像サイズ算出部80により、その微細血管網における微細血管同士の間隔の内視鏡画像上での撮像サイズが画素数単位で算出される。

[0104] 続いて、画素サイズ算出部84により、撮像サイズ算出部80により算出された、食道の粘膜最表層に存在する微細血管網における微細血管同士の間隔の画素数単位での撮像サイズと、サイズ情報保持部82に保持された食道の粘膜最表層に存在する微細血管網における微細血管同士の間隔の現実のサイズを表す情報とに基づいて、内視鏡画像の1画素に対応する現実のサイズが算出される。

[0105] これ以後の動作は、第1の実施例の場合と同様であり、制御部68の制御により、内視鏡画像と目盛りとが合成されて、例えば、図9に示すように、1mmの長さが分かるようなスケールバーが表示装置18の画面に表示される。

[0106] このように、内視鏡診断装置10では、病変部等のサイズの計測を行うために撮影された内視鏡画像ではなく、通常のコピーで撮影された内視鏡画像を

用いて、病変部等のサイズを容易に計測することができる。

[0107] 本発明の装置は、装置が備える各々の構成要素を専用のハードウェアで構成してもよいし、各々の構成要素をプログラムされたコンピュータで構成してもよい。

本発明の方法は、上記のように、その各々のステップをコンピュータに実行させるためのプログラムにより実施することができる。また、このプログラムが記録されたコンピュータ読み取り可能な記録媒体を提供することもできる。

[0108] 本発明は、基本的に以上のようなものである。

以上、本発明について詳細に説明したが、本発明は上記実施形態に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしてもよいのはもちろんである。

符号の説明

- [0109]
- 1 0 内視鏡診断装置
 - 1 2 光源装置
 - 1 4 内視鏡スコープ
 - 1 6 プロセッサ装置
 - 1 8 表示装置
 - 2 0 入力装置
 - 2 2 光源制御部
 - 2 6 カプラ（分波器）
 - 2 8 内視鏡挿入部
 - 3 0 操作部
 - 3 2 A、3 2 B コネクタ部
 - 3 4 軟性部
 - 3 6 湾曲部
 - 3 8 先端部
 - 4 0 アンクルノブ

- 4 2 A、4 2 B 照明窓
- 4 4 観察窓
- 4 6 先端面
- 4 8 A、4 8 B 光ファイバ
- 5 2 A、5 2 B レンズ
- 5 4 A、5 4 B 蛍光体
- 5 6 対物レンズユニット
- 5 8 撮像素子
- 6 2 スコープケーブル
- 6 4 A/D変換器
- 6 6 撮像スイッチ
- 6 8 制御部
- 7 0 画像処理部
- 7 2 記憶部
- 7 4 鉗子口
- 7 6 送気・送水口
- 7 8 領域検出部
- 8 0 撮像サイズ算出部
- 8 2 サイズ情報保持部
- 8 4 画素サイズ算出部
- 8 6 目盛り生成部
- 8 8、9 0 位置
- 9 2 領域
- 9 4 線領域
- L D レーザ光源

請求の範囲

- [請求項1] 内視鏡スコープの先端部から被検体の内視鏡画像を撮像する複数の画素を有する撮像部と、
前記内視鏡画像を表示する表示部と、
操作者から入力された前記内視鏡画像上の位置を指定する指示を受け取る入力部と、
前記位置を指定する指示に応じて、前記内視鏡画像上の位置から、前記被検体の生体組織の周期的構造物を有する領域を検出する領域検出部と、
前記生体組織の周期的構造物を有する領域に対し、前記生体組織の周期的構造物における周期の前記内視鏡画像上での撮像サイズを画素数単位で算出する撮像サイズ算出部と、
前記生体組織の周期的構造物における周期の現実のサイズを表す情報を保持するサイズ情報保持部と、
前記撮像サイズと前記現実のサイズを表す情報とに基づいて、前記内視鏡画像の1画素に対応する現実のサイズを算出する画素サイズ算出部と、
前記内視鏡画像の1画素に対応する現実のサイズに基づいて、前記内視鏡画像上での前記被検体の現実のサイズを表す目盛りを生成する目盛り生成部と、
前記内視鏡画像と前記目盛りとを合成して前記表示部に表示させる制御部とを備えることを特徴とする内視鏡診断装置。
- [請求項2] 前記撮像サイズ算出部は、前記内視鏡画像の異なる色成分の分光画像における各画素の画素値の比率に基づいて、前記撮像サイズを算出する請求項1に記載の内視鏡診断装置。
- [請求項3] 前記撮像サイズ算出部は、前記生体組織の周期的構造物を有する領域内における各画素の画素値の分布の周波数特性に基づいて、前記撮像サイズを算出する請求項1に記載の内視鏡診断装置。

- [請求項4] 前記周波数特性がパワースペクトルである請求項3に記載の内視鏡診断装置。
- [請求項5] 前記入力部は、前記内視鏡画像上の2点の位置を指定する指示を受け取り、
前記領域検出部は、前記2点の位置を指定する指示に応じて、前記内視鏡画像上の前記2点の位置の間の領域を、前記生体組織の周期的構造物を有する領域として検出する請求項1～4のいずれか1項に記載の内視鏡診断装置。
- [請求項6] 前記撮像サイズ算出部は、前記内視鏡画像の2つの色成分の分光画像における各画素の画素値の比率を算出し、前記2点の位置の間の領域に線領域を設定し、前記線領域上の各画素の画素値の比率のパワースペクトルを算出し、前記パワースペクトルの中から周波数のピークを検出し、前記周波数のピークの間隔に応じて、前記撮像サイズを算出する請求項5に記載の内視鏡診断装置。
- [請求項7] 前記撮像サイズ算出部は、前記線領域上における複数の前記周波数のピークの間隔の平均値を算出し、前記平均値を前記撮像サイズとする請求項6に記載の内視鏡診断装置。
- [請求項8] 前記撮像サイズ算出部は、前記2点の位置の間の領域に複数の線領域を設定し、前記線領域毎に、前記線領域上における複数の前記周波数のピークの間隔の平均値を算出し、さらに、前記複数の線領域における前記周波数のピークの間隔の平均値の平均値を算出し、前記平均値の平均値を前記撮像サイズとする請求項6に記載の内視鏡診断装置。
- [請求項9] 前記入力部は、さらに、前記位置を指定する指示を受け取る前および後に、それぞれ、前記生体組織の周期的構造物を有する領域の検出を開始および終了する指示を受け取り、
前記領域検出部は、前記領域の検出を開始する指示に応じて、前記領域の検出を開始し、前記領域の検出を終了する指示に応じて、前記

領域の検出を終了する請求項 1～8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡診断装置。

[請求項10] 前記入力部は、さらに、前記位置を指定する指示を受け取る前に、前記生体組織の周期的構造物を有する領域の検出を開始する指示を受け取り、

前記領域検出部は、前記領域の検出を開始する指示に応じて、前記領域の検出を開始し、前記内視鏡画像と前記目盛りとが合成されて前記表示部に表示されてから一定時間が経過した後に、前記領域の検出を終了する請求項 1～8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡診断装置。

[請求項11] 前記生体組織の周期的構造物は、大腸の腺管構造の微細血管網であり、前記生体組織の周期的構造物における周期は、前記大腸の腺管構造の微細血管網における微細血管同士の間隔である請求項 1～10 のいずれか 1 項に記載の内視鏡診断装置。

[請求項12] 前記生体組織の周期的構造物は、食道の粘膜最表層に存在する微細血管網であり、前記生体組織の周期的構造物における周期は、前記食道の粘膜最表層に存在する微細血管網における微細血管同士の間隔である請求項 1～10 のいずれか 1 項に記載の内視鏡診断装置。

[請求項13] サイズ情報保持部が、被検体の生体組織の周期的構造物における周期の現実のサイズを表す情報を保持するステップと、

制御部が、複数の画素を有する撮像部により内視鏡スコープの先端部から撮像された前記被検体の内視鏡画像を表示部に表示させるステップと、

入力部が、操作者から入力された前記内視鏡画像上の位置を指定する指示を受け取るステップと、

領域検出部が、前記位置を指定する指示に応じて、前記内視鏡画像上の位置から、前記生体組織の周期的構造物を有する領域を検出するステップと、

撮像サイズ算出部が、前記生体組織の周期的構造物を有する領域に

対し、前記生体組織の周期的構造物における周期の前記内視鏡画像上での撮像サイズを画素数単位で算出するステップと、

画素サイズ算出部が、前記撮像サイズと前記現実のサイズを表す情報とに基づいて、前記内視鏡画像の1画素に対応する現実のサイズを算出するステップと、

目盛り生成部が、前記内視鏡画像の1画素に対応する現実のサイズに基づいて、前記内視鏡画像上での前記被検体の現実のサイズを表す目盛りを生成するステップと、

前記制御部が、前記内視鏡画像と前記目盛りとを合成して前記表示部に表示させるステップとを含むことを特徴とする画像処理方法。

[請求項14] 前記撮像サイズ算出部は、前記内視鏡画像の異なる色成分の分光画像における各画素の画素値の比率に基づいて、前記撮像サイズを算出する請求項13に記載の画像処理方法。

[請求項15] 前記撮像サイズ算出部は、前記生体組織の周期的構造物を有する領域内における各画素の画素値の分布の周波数特性に基づいて、前記撮像サイズを算出する請求項13に記載の画像処理方法。

[請求項16] 前記周波数特性がパワースペクトルである請求項15に記載の画像処理方法。

[請求項17] 前記入力部は、前記内視鏡画像上の2点の位置を指定する指示を受け取り、

前記領域検出部は、前記2点の位置を指定する指示に応じて、前記内視鏡画像上の前記2点の位置の間の領域を、前記生体組織の周期的構造物を有する領域として検出する請求項13～16のいずれか1項に記載の画像処理方法。

[請求項18] 前記撮像サイズ算出部は、前記内視鏡画像の2つの色成分の分光画像における各画素の画素値の比率を算出し、前記2点の位置の間の領域に線領域を設定し、前記線領域上の各画素の画素値の比率のパワースペクトルを算出し、前記パワースペクトルの中から周波数のピーク

を検出し、前記周波数のピークの間隔に応じて、前記撮像サイズを算出する請求項17に記載の画像処理方法。

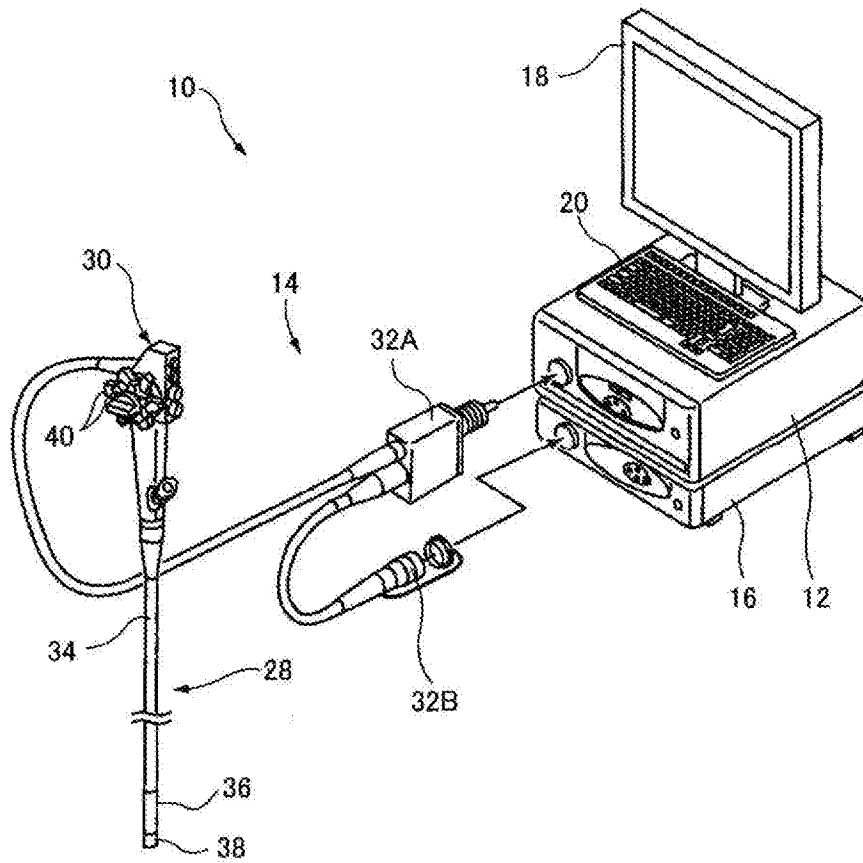
[請求項19] 前記撮像サイズ算出部は、前記線領域上における複数の前記周波数のピークの間隔の平均値を算出し、前記平均値を前記撮像サイズとする請求項18に記載の画像処理方法。

[請求項20] 前記撮像サイズ算出部は、前記2点の位置の間の領域に複数の線領域を設定し、前記線領域毎に、前記線領域上における複数の前記周波数のピークの間隔の平均値を算出し、さらに、前記複数の線領域における前記周波数のピークの間隔の平均値の平均値を算出し、前記平均値の平均値を前記撮像サイズとする請求項18に記載の画像処理方法。

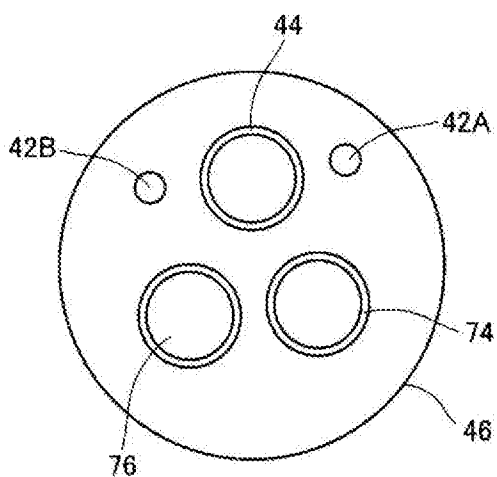
[請求項21] 請求項13～20のいずれか1項に記載の画像処理方法の各々のステップをコンピュータに実行させるためのプログラム。

[請求項22] 請求項13～20のいずれか1項に記載の画像処理方法の各々のステップをコンピュータに実行させるためのプログラムが記録されたコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

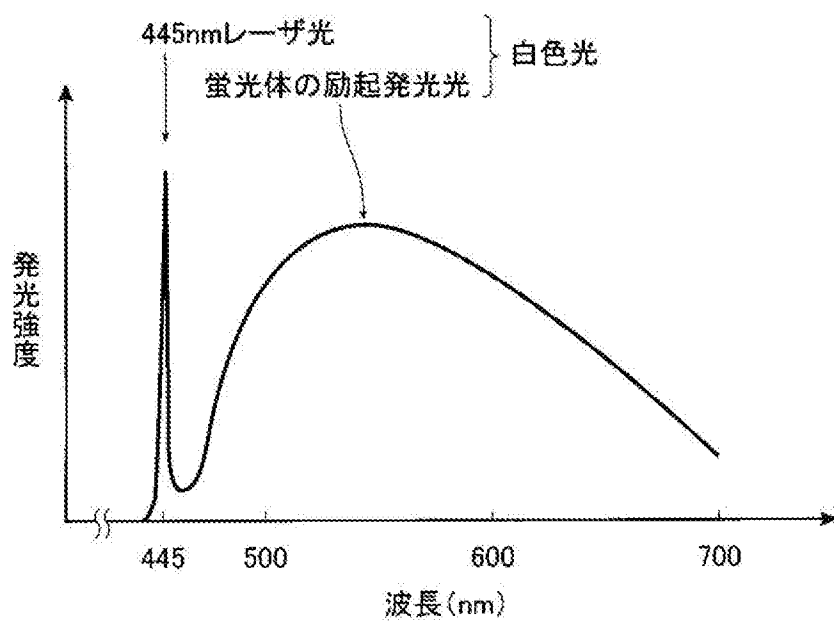
[図1]



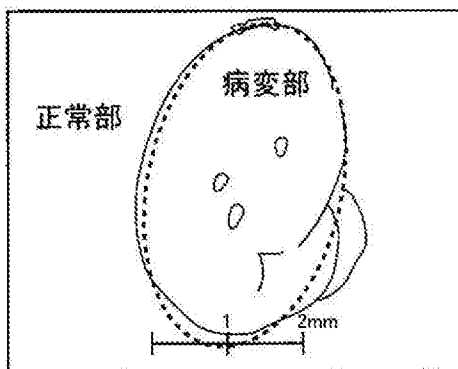
[図3]



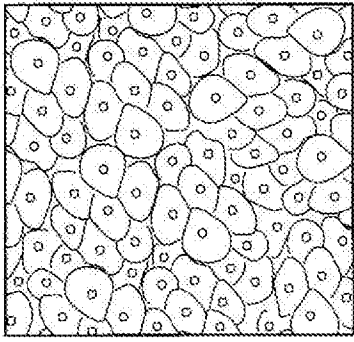
[図4]



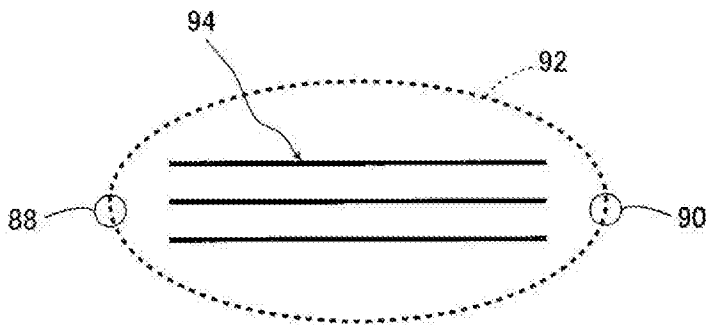
[図5]



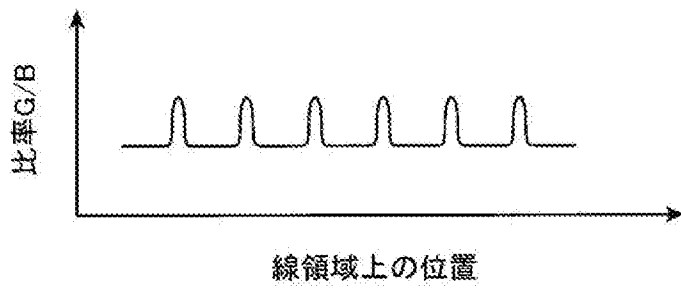
[図6]



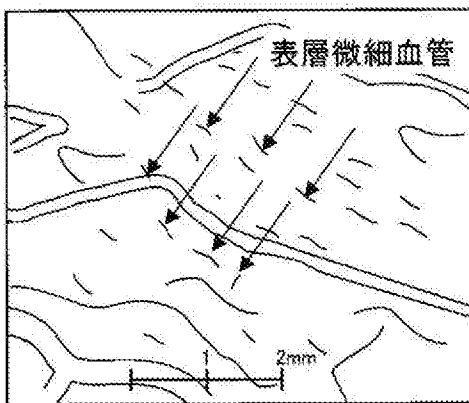
[図7]



[図8]



[図9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/053120

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B1/00, A61B1/04, G02B23/24, G02B23/26, G06T1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-194156 A (Hoya Corp.), 28 August 2008 (28.08.2008), paragraphs [0030] to [0035] (Family: none)	1-22
A	WO 2013/121610 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 22 August 2013 (22.08.2013), paragraphs [0056] to [0062] & EP 2732752 A1 paragraphs [0056] to [0062] & CN 103906458 A	1-22
A	JP 2003-111722 A (Pentax Corp.), 15 April 2003 (15.04.2003), paragraph [0018] (Family: none)	1-22

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 25 April 2016 (25.04.16)	Date of mailing of the international search report 10 May 2016 (10.05.16)
---	--

Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.
--	---

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/053120

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 61-165792 A (Toshiba Corp.), 26 July 1986 (26.07.1986), page 2, upper right column, line 4 to page 2, lower right column, line 13 (Family: none)	1-22

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04, G02B23/24, G02B23/26, G06T1/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2008-194156 A (HOYA株式会社) 2008.08.28, 【0030】 ～【0035】 (ファミリーなし)	1 - 22
A	WO 2013/121610 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.08.22, 【0056】～【0062】 & EP 2732752 A1, [0056] - [0062] & CN 103906458 A	1 - 22
A	JP 2003-111722 A (ペンタックス株式会社) 2003.04.15, 【0018】 (ファミリーなし)	1 - 22

☑ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの	「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの	「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)	「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 25.04.2016	国際調査報告の発送日 10.05.2016
--------------------------	--------------------------

国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 伊藤 昭治	2Q	4077
	電話番号 03-3581-1101 内線 3292		

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 61-165792 A (株式会社東芝) 1986.07.26, 第2頁右上欄第4行 目～第2頁右下欄第13行目 (ファミリーなし)	1 - 22