

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 :

一 国際調査報告 (条約第21条(3))

values which, as index values relating to the structure of the observation target, include a first index value that can be acquired under a first imaging condition, and a second index value that cannot be acquired under the first imaging condition but that can be acquired under a second imaging condition. The imaging condition extraction unit refers to the index value and imaging condition storage unit and extracts a second imaging condition. The guidance display unit displays guidance indicating that the second index value can be acquired under the extracted second imaging condition.

(57) 要約 : 現在の撮影条件で取得不可能な指標値を取得できるようにガイダンスすることができる内視鏡システム及びその作動方法を提供する。内視鏡システムは、撮影条件取得部と、指標値及び撮影条件記憶部と、撮影条件抽出部と、ガイダンス表示部と、を備える。撮影条件取得部は、内視鏡によって観察対象の撮影を行う撮影条件として、第1撮影条件を取得する。指標値及び撮影条件記憶部は、観察対象の構造に関する指標値として、第1撮影条件で取得可能な第1指標値と第1撮影条件では取得不可能であり第2撮影条件では取得可能な第2指標値とを含む複数の指標値と、撮影条件との対応関係を記憶している。撮影条件抽出部は、指標値及び撮影条件記憶部を参照して、第2撮影条件を抽出する。ガイダンス表示部は、抽出された第2撮影条件により第2指標値が取得可能であることをガイダンス表示する。

明 細 書

発明の名称：内視鏡システム及びその作動方法

技術分野

[0001] 本発明は、内視鏡システム及びその作動方法に関する。

背景技術

[0002] 医療分野においては、光源装置、内視鏡、及びプロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断が広く行われている。内視鏡システムは、光源装置が発する照明光を、内視鏡を介して観察対象に照射し、その照明光で照明中の観察対象を撮像して得た画像信号に基づいて、プロセッサ装置が観察対象の画像を生成する。この画像をモニタに表示することにより、医師は、モニタ上の画像を見ながら診断を行うことができる。

[0003] また、近年の内視鏡診断においては、診断目的などその他の各種条件に合わせて、光源の光源バランスなど撮影条件を変更することが行われつつあり（特許文献1～4）、また、各種条件に適したガイダンス表示をすることも行われつつある（特許文献5）。例えば、特許文献1、2に示すように、観察部位や観察倍率に応じて、光源波長のバランスを切り替えて、可視化することも行われつつある。これら特許文献1、2では、拡大観察時には表層血管を観察し、非拡大観察時には白色光の色味で全体的な観察を行うために、拡大観察時には短波の光で照明し、非拡大観察時には白色光で照明している。

[0004] また、特許文献3では、酸素飽和度などの吸光成分濃度の算出精度を高めるために、プレ撮影にて血管領域とその他の領域の吸光成分濃度の差分を元に、光源の波長セットを切り替えている。また、特許文献4では、内視鏡の観察部位や機種名に応じて、撮影光源の光源バランスを調整している。また、特許文献5では、観察条件に適した光源バランスのモードを、モニタ上にガイダンス表示することを行っている。

[0005] 更に、近年の内視鏡診断においては、特許文献6に示すように、医師間の

スキル差を埋めるために、観察対象を撮影した画像から病変部の特徴を抽出し、指標化して表示する診断支援システムも導入されつつある。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：国際公開2010/116902

特許文献2：特開2011-036361号

特許文献3：特開2013-017769号

特許文献4：特開2015-061618号

特許文献5：特開2012-152332号

特許文献6：特開2016-087370号

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 内視鏡診断で取り扱う対象疾患、診断用途、検査する疾患の病期ステージは、多種多様であり、これら対象疾患等は、光源や観察距離など撮影条件によって、観察可能な構造や特徴が異なっている。したがって、内視鏡によって疾患の診断を行う際には、観察したい構造や特徴に適した撮影条件に設定することが必要である。更には、構造や特徴を数値などで指標化した指標値を用いて診断することが行われていることもあり、疾患の診断に必要な指標値を取得できるように、撮影条件を設定することも必要である。更には、疾患の診断に必要な指標値の中で、現在の撮影条件で取得できない指標値が存在する場合、そのような取得不可能な指標値であっても取得できるようにすることが求められていた。

[0008] 本発明は、現在の撮影条件で取得不可能な指標値を取得できるようにガイドランスすることができる内視鏡システム及びその作動方法を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0009] 本発明の内視鏡システムは、内視鏡によって観察対象の撮影を行う撮影条

件として、第1撮影条件を取得する撮影条件取得部と、観察対象の構造に関する指標値として、第1撮影条件で取得可能な第1指標値と第1撮影条件では取得不可能であり第2撮影条件では取得可能な第2指標値とを含む複数の指標値と、撮影条件との対応関係を記憶した指標値及び撮影条件記憶部と、指標値及び撮影条件記憶部を参照して、第2撮影条件を抽出する撮影条件抽出部と、抽出された第2撮影条件により第2指標値が取得可能であることをガイダンス表示するガイダンス表示部と、を備える。

[0010] 診断目的を取得する診断目的取得部を備え、撮影条件抽出部は、第1撮影条件では取得不可能であり、かつ、取得された診断目的で用いられる第2指標値を用いて、第2撮影条件を抽出することが好ましい。

[0011] 診断目的には、スクリーニングと精査とを含む第1の診断目的と、疾患の種類に関する第2の診断目的と、病期ステージに関する第3の診断目的とが含まれ、撮影条件抽出部は、第1から第3の診断目的のうち少なくとも1つの診断目的に従って第2撮影条件を抽出することが好ましい。

[0012] 取得された第1撮影条件を用いて、指標値及び撮影条件記憶部を参照して、第1指標値を選択する指標値選択部を備え、ガイダンス表示部は、取得された第1撮影条件により第1指標値が取得可能であることをさらにガイダンス表示することが好ましい。

[0013] 診断目的を取得する診断目的取得部を備え、指標値選択部は、第1撮影条件では取得可能であり、かつ、取得された診断目的で用いる指標値を、第1指標値として選択することが好ましい。

[0014] 撮影を行って得た内視鏡画像を取得する画像取得部と、選択された第1指標値を内視鏡画像から算出する指標値算出部と、内視鏡画像と、算出された指標値とを用いて、構造を強調した第1構造強調画像を生成する第1の強調画像生成部とを備えることが好ましい。

[0015] 算出された第1指標値を重み付けして演算することにより、構造の構造パラメータを算出する構造パラメータ算出部を備えることが好ましい。

[0016] 内視鏡画像と、算出された構造パラメータとを用いて、構造を強調した第

2 構造強調画像を生成する第2の強調画像生成部を備えることが好ましい。

[0017] ガイダンス表示部は、取得された第1撮影条件を表示することが好ましい。

[0018] 本発明の内視鏡システムの作動方法は、撮影条件取得部が、内視鏡によって観察対象の撮影を行う撮影条件として、第1撮影条件を取得するステップと、撮影条件抽出部が、観察対象の構造に関する指標値として、第1撮影条件で取得可能な第1指標値と第1撮影条件では取得不可能であり第2撮影条件では取得可能な第2指標値とを含む複数の指標値と、撮影条件との対応関係を記憶した指標値及び撮影条件記憶部を参照して、第2撮影条件を抽出するステップと、ガイダンス表示部が、抽出された第2撮影条件により第2指標値が取得可能であることをガイダンス表示するステップと、を備える。

[0019] 本発明の内視鏡システムは、内視鏡によって観察対象の撮影を行って得た内視鏡画像を取得する画像取得部と、撮影を行う撮影条件として、第1撮影条件を取得する撮影条件取得部と、観察対象の構造に関する指標値として、第1撮影条件で取得可能な第1指標値と第1撮影条件では取得不可能であり第2撮影条件では取得可能な第2指標値とを含む複数の指標値と、撮影条件との対応関係を記憶した指標値及び撮影条件記憶部と、取得された第1撮影条件を用いて、指標値及び撮影条件記憶部を参照して、第1指標値を選択する指標値選択部と、選択された第1指標値を内視鏡画像から算出する指標値算出部と、内視鏡画像と、算出された指標値とを用いて、構造を強調した第1構造強調画像を生成する第1の強調画像生成部と、指標値及び撮影条件記憶部を参照して、第2撮影条件を抽出する撮影条件抽出部と、第1構造強調画像を表示し、かつ、抽出された第2撮影条件により第2指標値が取得可能であることをガイダンス表示するガイダンス表示部と、を備える。

発明の効果

[0020] 本発明の内視鏡システム及びその作動方法によれば、現在の撮影条件で取得不可能な指標値を取得することができる。

図面の簡単な説明

- [0021] [図1]第1実施形態の内視鏡システムの外観図である。
- [図2]内視鏡システムの機能を示すブロック図である。
- [図3]通常観察モードの照明光の光強度スペクトルを示す図である。
- [図4]特殊観察モードの照明光の光強度スペクトルを示す図である。
- [図5]画像処理部を説明するブロック図である。
- [図6]指標値及び撮影条件記憶部を説明する図である。
- [図7]指標値選択部を説明する図である。
- [図8]撮影条件抽出部を説明する図である。
- [図9]表示部の表示画面を示す図である。
- [図10]内視鏡システムの好適対象観察モードにおける作用を説明するフローチャートである。
- [図11]表示部の別の表示画面を示す図である。
- [図12]第2実施形態のプロセッサ装置を説明するブロック図である。
- [図13]診断目的及び指標値記憶部を説明する図である。
- [図14]第2実施形態の撮影条件抽出部を説明する図である。
- [図15]操作入力部からの診断目的の取得について説明する図である。
- [図16]第3実施形態のプロセッサ装置を説明するブロック図である。
- [図17]第4実施形態の診断目的及び指標値記憶部を説明する図である。
- [図18]第4実施形態の画像処理部を説明するブロック図である。
- [図19]構造パラメータを用いて強調表示した構造強調画像を示す図である。

発明を実施するための形態

[0022] [第1実施形態]

図1に示すように、内視鏡システム10は、内視鏡12と、光源装置14と、プロセッサ装置16と、表示部18と、操作入力部19とを有する。内視鏡12は、被検体として生体内の観察部位を撮像する。光源装置14は、観察部位を照明する照明光を内視鏡12に供給する。プロセッサ装置16は、撮像により得た撮像信号を用いて観察部位の表示画像を生成する。表示部18は、表示画像と表示画像に付帯する情報等を表示するモニタである。操

作入力部 19 は、キーボードとマウス等のコンソールであり、関心領域 (ROI : Region Of Interest) の指定と機能設定等の入力操作を受け付けるユーザインタフェースとして機能する。表示部 18 及び操作入力部 19 は、プロセッサ装置 16 と電氣的に接続している。

[0023] 内視鏡 12 は、光源装置 14 と光学的に接続し、かつ、プロセッサ装置 16 と電氣的に接続している。内視鏡 12 は、挿入部 12a と、操作部 12b とを有する。

[0024] 挿入部 12a は、生体の消化管内等に挿入する部分である。挿入部 12a は、先端部 21 と、湾曲部 22 と、可撓管部 23 とを有しており、先端側からこの順番に連結している。先端部 21 は、先端面に、照明窓と、観察窓と、送気・送水ノズルと、鉗子出口とを有する (いずれも図示せず)。照明窓は、照明光を観察部位に照射するためのものである。観察窓は、観察部位からの光を取り込むためのものである。送気・送水ノズルは、照明窓及び観察窓を洗浄するためのものである。鉗子出口は、鉗子と電気メス等の処置具を用いて各種処置を行うためのものである。湾曲部 22 は、複数の湾曲駒を連結して構成したものであり、上下左右方向に湾曲する。可撓管部 23 は、可撓性を有しており、食道や腸等の曲がりくねった管道に挿入可能である。

[0025] 操作部 12b は、アングルノブ 25 と、画像記憶操作部 26 と、モード切替部 27 と、ズーム操作部 28 とを有する。アングルノブ 25 は、湾曲部 22 を湾曲させ、先端部 21 が所望の方向に向ける操作に用いる。画像記憶操作部 26 は、静止画像及び又は動画像をストレージ (図示せず) に記憶させる操作に用いる。モード切替部 27 は、観察モードを切り替える操作に用いる。ズーム操作部 28 は、ズーム倍率を変更する操作に用いる。

[0026] 内視鏡システム 10 は、観察モードとして、通常観察モードと、特殊観察モードと、撮影条件ガイダンスモードとを有している。通常観察モードでは、自然な色合いの観察対象が写った画像 (以下、通常観察画像という) を取得する。特殊観察モードでは、観察対象の血管を少なくとも強調した画像 (以下、特殊観察画像という) を取得する。

[0027] 撮影条件ガイダンスモードは、詳しくは後述するが、撮影条件取得部 70 が取得した第 1 撮影条件で取得可能な第 1 指標値を用いて観察対象の構造を強調した画像（構造強調画像）を取得するとともに、第 1 撮影条件では取得不可能な第 2 指標値を取得するための第 2 撮影条件のガイダンス表示を行う。なお、本実施形態において、構造とは、血管の構造と腺管（ピットパターン）の構造とを含む。以下では、血管の構造と腺管の構造とを区別しない場合は、これらを構造と称する。

[0028] 図 2 に示すように、光源装置 14 は、照明光を発する光源 30 と、光源 30 を制御する光源制御部 32 とを備えている。光源 30 は、例えば、波長域が異なる複数色の LED（Light Emitting Diode）等の半導体光源である。

[0029] 本実施形態では、光源 30 は、例えば、V-LED（Violet Light Emitting Diode）

30a、B-LED（Blue Light Emitting Diode）30b、G-LED（Green Light Emitting Diode）30c、及び R-LED（Red Light Emitting Diode）30d の 4 色の LED を有する。V-LED 30a の発光波長は、380nm～420nm である。B-LED 30b の発光波長は、420nm～500nm である。G-LED 30c の発光波長は、480nm～600nm である。R-LED 30d の発光波長は、600nm～650nm である。なお、各色の光は、それぞれの中心波長とピーク波長とが同じであっても良いし、異なっても良い。

[0030] 光源 30 には、LED が発光した光の波長帯域を調整する光学フィルタ 30e が含まれる。本実施形態では、光学フィルタ 30e は、B-LED 30b の光路上に配されており、B-LED 30b の波長帯域のうちの短波長成分を透過させる。具体的には、B-LED 30b の波長帯域のうち、450nm 以下の光を透過させる。B-LED 30b の波長帯域のうちの長波長成分は粘膜と血管とのコントラストを低下させてしまうので、光学フィルタ 30e を用いることにより、B-LED 30b の波長帯域のうちの短波長成分を後述するライトガイド 34 に供給する。なお、光学フィルタ 30e の配置

は、本実施形態ではB-LED 30bの光路上としているが、これに限るものではない。例えば光学フィルタ30eをG-LED 30cの光路上に配する等しても良い。また、光学フィルタ30eにより透過させる波長成分は、適宜設定可能である。例えば光学フィルタ30eをG-LED 30cの光路上に配した場合は、光学フィルタ30eは、G-LED 30cの波長帯域の一部を透過させる。

[0031] 光源制御部32は、各LED 30a~30dの点灯及び消灯、各LED 30a~30dの各射出光量のバランス（以下、光量比という）等を独立に制御することによって、照明光の発光タイミング、発光期間、光量、及び分光スペクトルの調節を行う。本実施形態では、光源制御部32は、各LED 30a~30dを駆動する電流と電圧とを調整することによって、各LED 30a~30dの光量比を観察モードごとに制御する。

[0032] 図3に示すように、光源制御部32は、通常観察モードの場合には、各LED 30a~30dの全てを点灯させることにより、V-LED 30aが発する紫色光LVと、B-LED 30bが発する青色光LBと、G-LED 30cが発する緑色光LGと、R-LED 30dが発する赤色光LRとを含むほぼ白色の照明光（以下、白色光という）を発生させる。本実施形態において、青色光LBは、光学フィルタ30eを透過した光、すなわち、B-LED 30bの波長帯域のうちの450nm以下の光としている。

[0033] 図4に示すように、光源制御部32は、特殊観察モードの場合には、V-LED 30aの射出光量を通常観察モードよりも大きくし、B-LED 30bとG-LED 30cとR-LED 30dとの各射出光量を通常観察モードよりも小さくした照明光を発生させる。

[0034] 撮影条件ガイダンスモードの場合は、光源制御部32は、操作入力部19により入力された光量比に従って、各LED 30a~30dの発光を制御する。例えば、光量比をV-LED 30aの射出光量：B-LED 30bの射出光量：G-LED 30cの射出光量：R-LED 30dの射出光量とするとき、操作入力部19により入力された光量比が1：0：0：0であった場

合、光源制御部32は、各LED30a~30dのうち、V-LED30aのみを点灯させることにより、紫色光LVを発光させる。紫色光LVは、粘膜表面から浅い位置にある表層血管の観察用に最適な波長帯域の光とされている。また、操作入力部19により入力された光量比が0:1:0:0であった場合、光源制御部32は、各LED30a~30dのうち、B-LED30bのみを点灯させることにより、青色光LBを発光させる。青色光LBは、表層血管よりも深い位置にある中層血管の観察用に最適な波長帯域の光とされている。本実施形態では、撮影条件ガイダンスモードにおいて、青色光LBを発光させる。

[0035] 光源30が発した照明光は、挿入部12a内に挿通したライトガイド34に入射する。ライトガイド34は、内視鏡12及びユニバーサルコードに内蔵しており、照明光を内視鏡12の先端部21まで伝搬する。ユニバーサルコードは、内視鏡12と光源装置14及びプロセッサ装置16とを接続するコードである。なお、ライトガイド34としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、ライトガイド34には、コア径105 μ m、クラッド径125 μ m、外皮となる保護層を含めた径が ϕ 0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。

[0036] 先端部21は、照明光学系36と撮像光学系38とを有している。照明光学系36は、照明レンズ40を有している。ライトガイド34を伝搬した照明光は、照明レンズ40を介して観察対象を照明する。撮像光学系38は、対物レンズ42と、ズームレンズ44と、撮像センサ46とを有している。これら対物レンズ42及びズームレンズ44を介して、観察対象からの反射光、散乱光、及び蛍光等の各種の光が撮像センサ46に入射する。これにより、撮像センサ46に観察対象の像が結像する。ズームレンズ44は、ズーム操作部28を操作することでテレ端とワイド端の間で自在に移動し、撮像センサ46に結像する観察対象を拡大又は縮小する。

[0037] 撮像センサ46は、画素毎にR（赤）、G（緑）、又はB（青）の原色のカラーフィルタのいずれかを設けたカラー撮像センサであり、観察対象を撮

像してRGB各色の画像信号を出力する。撮像センサ46としては、CCD (Charge Coupled Device) 撮像センサやCMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 撮像センサ等を利用可能である。また、原色のカラーフィルタを設けた撮像センサ46の代わりに、C (シアン)、M (マゼンタ)、Y (イエロー) 及びG (緑) の補色フィルタを備えた補色撮像センサを用いても良い。補色撮像センサを用いる場合には、CMYGの4色の画像信号を出力する。このため、補色-原色色変換によって、CMYGの4色の画像信号をRGBの3色の画像信号に変換することにより、撮像センサ46と同様のRGB各色の画像信号を得ることができる。また、撮像センサ46の代わりに、カラーフィルタを設けていないモノクロセンサを用いても良い。

[0038] CDS (Correlated Double Sampling) / AGC (Automatic Gain Control) 回路448は、撮像センサ46が出力したアナログの画像信号に、相関二重サンプリングや自動利得制御を行う。A/D (Analog to Digital) 変換回路50は、CDS/AGC回路48を経たアナログ画像信号を、デジタルの画像信号に変換する。A/D変換回路50は、A/D変換後のデジタル画像信号を、プロセッサ装置16に入力する。

[0039] プロセッサ装置16は、コントローラ52と、DSP (Digital Signal Processor) 54と、ノイズ低減部56と、メモリ58と、画像処理部60と、表示制御部62とを備えている。

[0040] コントローラ52は、CPU (Central processing unit)、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶するROM (Read only memory)、制御プログラムをロードする作業メモリとしてのRAM (Random access memory) 等を有する。コントローラ52は、CPUが制御プログラムを実行することにより、プロセッサ装置16の各部を制御する他、光源制御部32と撮像センサ46とを制御する。また、プロセッサ装置16の各部はFPGA (Field Programmable Gate Array) などの製造後に回路構成を変更可能なプロセッサであるプログラマブルロジックデバイス (Programmable Logic Device: PLD)、ASIC (Application Specific Integrated Circuit) などの特

定の処理を実行させるために専用に設計された回路構成を有する専用電気回路などにより構成されていてもよい。内視鏡 1 2 や光源装置 1 4 の内部についても同様である。

[0041] DSP 5 4 は、内視鏡 1 2 からデジタル画像信号を取得し、取得した画像信号に対して、例えば、欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、及びデモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理は、撮像センサ 4 6 の欠陥画素の信号を補正する。オフセット処理は、欠陥補正処理した画像信号から暗電流成分を除き、正確なゼロレベルを設定する。ゲイン補正処理は、オフセット処理した画像信号に特定のゲインを乗じることにより信号レベルを整える。

[0042] リニアマトリクス処理は、ゲイン補正処理した画像信号の色再現性を高める。ガンマ変換処理は、リニアマトリクス処理した画像信号の明るさや彩度を整える。ガンマ変換処理した画像信号には、デモザイク処理（等方化処理、又は同時化処理とも言う）を施すことによって、各画素で不足した色の信号を補間によって生成する。このデモザイク処理によって、全画素が RGB 各色の信号を有するようになる。

[0043] ノイズ低減部 5 6 は、DSP 5 4 でデモザイク処理等を施した画像信号に対して、例えば、移動平均法やメディアンフィルタ法等によるノイズ低減処理を施し、ノイズを低減する。ノイズを低減した画像信号は、メモリ 5 8 に記憶する。

[0044] 画像処理部 6 0 は、メモリ 5 8 から画像信号を取得し、取得した画像信号に対して所定の画像処理を施し、観察対象が写った表示画像を生成する。画像処理部 6 0 が行う画像処理の内容は、観察モードによって異なる。

[0045] 画像処理部 6 0 は、通常観察モードの場合には、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理等の画像処理を行い、通常観察画像を生成する。色変換処理は、画像信号に対して 3×3 のマトリクス処理、階調変換処理、及び 3 次元 LUT（ルックアップテーブル）処理等により色の変換を行う処理である。色彩強調処理は、色変換処理した画像信号に対して行う。構造強調

処理は、例えば、血管や腺管等の観察対象に含まれる特定の組織や構造を強調する処理であり、色彩強調処理後の画像信号に対して行う。特殊観察モードの場合には、画像処理部60は、血管を強調する上記各種画像処理を行うことにより、特殊観察画像を生成する。特殊観察モードはV-L E D 3 0 aの射出光量が大きいため、特殊観察画像では表層血管が強調されている。

[0046] 図5に示すように、画像処理部60は、ベース画像生成部100と、構造抽出部102と、指標値算出部108と、強調画像生成部110とを有しており、撮影条件ガイダンスモードの場合は上記各部により各種画像処理を行う。

[0047] ベース画像生成部100は、メモリ58から取得した画像信号に対し、観察対象の構造を色の違いで表したベース画像を生成し、これを内視鏡画像として取得する。すなわち、ベース画像生成部100は、内視鏡によって観察対象を撮像して得た内視鏡画像を取得する。ベース画像は、設定された光量比に応じた色味で表され、通常観察画像とは色味が若干異なっている。ベース画像の例としては、設定された光量比で撮影して得た画像にて白色板が白になるようなカラーバランスにした画像、表示部18のRチャンネル、Gチャンネル、Bチャンネルのいずれかに画像信号を割り当てる（例えば、照明光の光量比のうち緑色光L Gの光量が多い場合は、Gチャンネルに画像信号を割り当てる等）ことにより得たグレーの画像、画像信号の階調バランスを変えて各チャンネルに割り当てることにより得た疑似カラーの画像等がある。ベース画像生成部100は、本発明の画像取得部に対応する。

[0048] 構造抽出部102は、ベース画像を用いて、観察対象の構造を抽出した構造抽出画像を生成する。例えば光源装置14によって異なる波長帯域の照明光で観察対象を照明した場合には、構造抽出部102は、各照明光で照明中の観察対象を撮影して得た各画像の間で差分をとることによって血管を抽出する。具体的には、紫色光L Vで照明中の観察対象を撮影して得た画像と青色光L Bで照明中の観察対象を撮影して得た画像の間で差分をとることによって、表層血管、または表層血管よりも浅い位置にある血管を抽出できる。

上記のように血管を抽出することに加え又は代えて、腺管の構造を抽出しても良い。なお、構造の抽出方法は上記の方法に限るものではない。また、本実施形態では、構造抽出部102は、ベース画像の全体から血管と腺管とを抽出するが、操作入力部19の操作によって関心領域を指定した場合は、指定した関心領域内だけで血管と腺管とを抽出しても良い。

[0049] 指標値算出部108は、構造抽出画像を用いて、観察対象の構造に関する指標値を算出する。指標値の種類は、例えば、血管の密度、血管の太さの均一度、血管の複雑度、表面構造の均一度等である。なお、指標値の種類は、上記した例のみに限定されない。血管の密度とは、単位面積中にある血管の割合である。血管の太さの均一度とは、血管の太さのばらつきに関する指標値である。血管の複雑度とは、血管の形状がどの程度複雑であることを示す指標値であり、例えば、抽出した血管の分岐点の個数（分岐数）、血管の蛇行度、抽出した血管の曲がり具合（曲率）等を組み合わせて算出する値である。表面構造の均一度とは、腺管の形状のばらつきに関する指標値である。本実施形態では、指標値算出部108は、上記複数の指標値のうち、後述する指標値選択部74が選択した指標値を算出する。

[0050] 指標値算出部108は、構造抽出画像の画素毎に指標値を算出する。例えば、指標値を算出する画素を含む予め定めた範囲（例えば指標値を算出する画素を中心とする 99×99 画素の範囲）の画素のデータを用いて1つの画素の指標値を算出する。

[0051] 指標値算出部108は、操作入力部19の操作によって構造抽出画像の一部に関心領域を設定した場合には、設定した関心領域内で指標値を算出する。関心領域を設定していない場合や、構造抽出画像の全部に関心領域に設定している場合には、指標値算出部108は、構造抽出画像の全体に対して指標値を算出する。

[0052] なお、指標値算出部108は、本実施形態では構造抽出画像を用いて指標値を算出するが、画像取得部としてのベース画像生成部100が取得した内視鏡画像を用いて指標値を算出しても良い。例えば、内視鏡画像に観察対象

の構造が明瞭に表れている場合等では、この内視鏡画像を用いて指標値が算出される。

[0053] 強調画像生成部110は、生成されたベース画像と、算出された指標値とを用いて、第1構造強調画像としての構造強調画像を生成する。強調画像生成部110は、例えば、ベース画像に対して、指標値に基づく情報をオーバーラップ処理することにより、構造強調画像を生成する。オーバーラップ処理としては、指標値に応じた色付け処理等がある。このような色付け処理をした構造強調画像では、ベース画像に対し、指標値が一定値以上の領域が疑似カラーで表示されており、観察対象の構造が強調されている。なお、ベース画像に対して、指標値の値そのものを示す情報をオーバーラップさせても良い。強調画像生成部110は、生成した構造強調画像を表示制御部62に入力する。強調画像生成部110は、本発明の第1の強調画像生成部に対応する。

[0054] 表示制御部62は、表示部18を制御し、画像処理部60が生成した表示画像を表示させる。これにより、通常観察モードでは通常観察画像が表示され、特殊観察モードでは特殊観察画像が表示される。撮影条件ガイダンスモードでは構造強調画像が表示されるとともにガイダンス表示が行われる。

[0055] 次に、撮影条件ガイダンスモードについて詳細に説明をする。プロセッサ装置16は、撮影条件取得部70と、指標値及び撮影条件記憶部72と、指標値選択部74と、撮影条件抽出部76とをさらに有している（図2参照）。指標値及び撮影条件記憶部72はHDD (Hard disc drive) やSSD (Solid state drive)等の記録媒体によって構成されている。

[0056] 撮影条件取得部70は、内視鏡12によって観察対象の撮影を行う撮影条件として、第1撮影条件を取得する。第1撮影条件は、各LED30a~30dの光量比と、観察対象との間の観察距離と、内視鏡12のズーム倍率との少なくともいずれかを含む。光量比は、光源制御部32から取得する。観察距離は、例えば、観察距離が遠距離の非拡大観察距離と、観察距離が近距離の拡大観察距離等があり、画像から得られる露光量によって取得する。な

お、観察距離は画像の周波数解析によって取得しても良い。ズーム倍率は、例えば、非拡大観察とする非拡大と、拡大観察を可能とする低倍率～高倍率等があり、ズーム操作部28の変更操作に基づき取得する。本実施形態では、撮影条件取得部70は、光量比と観察距離とズーム倍率とを第1撮影条件として取得する。撮影条件取得部70は、取得した第1撮影条件を指標値選択部74と撮影条件抽出部76とに入力する。

[0057] 指標値及び撮影条件記憶部72は、複数の撮影条件と、各撮影条件で取得可能な指標値及び取得不可能な指標値とを対応付けて記憶している。なお、ある撮影条件で取得不可能な指標値とは、原理的に取得不可能である指標値のみならず、原理的に取得は可能ではあるものの、画像から診断目的に資する一定以上の正確さで算出できない指標値を含む。本実施形態では、指標値及び撮影条件記憶部72は、光量比と観察距離とズーム倍率とを撮影条件として記憶している。指標値及び撮影条件記憶部72に記憶されている撮影条件は、撮影条件取得部70により取得された第1撮影条件を少なくとも含む。すなわち、指標値及び撮影条件記憶部72は、第1撮影条件で取得可能な第1指標値と第1撮影条件では取得不可能であり第2撮影条件では取得可能な第2指標値とを含む複数の指標値と、撮影条件との対応関係を記憶している。なお、指標値及び撮影条件記憶部72が記憶する撮影条件は、本実施形態では光量比と観察距離とズーム倍率であるが、これらに限られない。例えば、観察モード（通常観察モードと特殊観察モード等）、光源30の発光量、表示画面の全体又は一部（関心領域等）の明るさ等が撮影条件に含まれていても良い。また、撮影条件としての光量比には、通常観察モードの光量比と特殊観察モードの光量比とが含まれていても良い。

[0058] 図6に示すように、指標値及び撮影条件記憶部72は、複数の撮影条件のうち、例えば撮影条件C11と撮影条件C12とに対し、それぞれ異なる指標値が対応付けされている。撮影条件C11は、光量比がR11であり、観察距離が拡大観察距離であり、ズーム倍率が低倍率である。この撮影条件C11で取得可能な指標値は、中層血管の密度と、中層血管の複雑度と、中層

血管の太さの均一度とされている。撮影条件C 1 1で取得不可能な指標値は、表層血管の密度と、表層血管の複雑度と、表面構造の均一度とされている。なお、光量比R 1 1は、例えば、0 : 1 : 0 : 0とされている。このため、光量比R 1 1では青色光L Bが照明光として発光される。

[0059] 撮影条件C 1 2は、光量比がR 1 2であり、観察距離が拡大観察距離であり、ズーム倍率が低倍率である。この撮影条件C 1 2で取得可能な指標値は、表層血管の密度と、表層血管の複雑度と、表面構造の均一度とされている。撮影条件C 1 2で取得不可能な指標値は、中層血管の密度と、中層血管の複雑度と、中層血管の太さの均一度とされている。なお、光量比R 1 2は、例えば、1 : 0 : 0 : 0とされている。このため、光量比R 1 2では紫色光L Vが照明光として発光される。

[0060] 指標値選択部7 4は、撮影条件取得部7 0により取得された第1撮影条件を用いて、指標値及び撮影条件記憶部7 2を参照して、第1指標値を選択する。

[0061] 図7に示すように、例えば第1撮影条件として、光量比がR 1 1であり、観察距離が拡大観察距離であり、ズーム倍率が低倍率であった場合、指標値選択部7 4は、指標値及び撮影条件記憶部7 2に記憶されている複数の撮影条件の中から、第1撮影条件と一致する撮影条件C 1 1を抽出する。指標値選択部7 4は、抽出した撮影条件C 1 1で取得可能な第1指標値として、中層血管の密度と、中層血管の複雑度と、中層血管の太さの均一度とを選択する。そして、指標値選択部7 4は、選択した第1指標値を画像処理部6 0の指標値算出部1 0 8に入力する。

[0062] 撮影条件抽出部7 6は、撮影条件取得部7 0により取得された第1撮影条件を用いて、指標値及び撮影条件記憶部7 2を参照して、第2指標値の取得が可能な第2撮影条件を抽出する。

[0063] 図8に示すように、撮影条件抽出部7 6は、まず、指標値及び撮影条件記憶部7 2に記憶されている複数の撮影条件の中から、第1撮影条件と一致する撮影条件C 1 1を抽出する。撮影条件抽出部7 6は、抽出した撮影条件C

11で取得不可能な第2指標値として、表層血管の密度と、表層血管の複雑度と、表面構造の均一度とを選択する。撮影条件抽出部76は、複数の撮影条件の中から、選択した第2指標値の取得が可能な撮影条件C12（光量比；R12 観察距離；拡大観察距離 ズーム倍率；低倍率）を、第2撮影条件として抽出する。そして、撮影条件抽出部76は、抽出した第2撮影条件を表示制御部62に入力する。表示制御部62は、撮影条件ガイダンスモードでは、表示部18を制御し、撮影条件抽出部76が抽出した第2撮影条件により第2指標値が取得可能であることをガイダンス表示させる。したがって、表示部18は、本発明のガイダンス表示部に対応する。

[0064] 図9に示すように、例えば、表示制御部62は、表示部18を制御し、構造強調画像112と、現在の第1撮影条件で取得不可能な第2指標値を示す情報114と、第2指標値を取得するための第2撮影条件を示す情報116とを表示させる。構造強調画像112は、表示部18の左領域に表示されている。第1撮影条件では取得不可能な第2指標値を示す情報114は、表示部18の右上領域に表示されている。第2指標値を取得するための第2撮影条件を示す情報116は、表示部18の右下領域に表示されている。

[0065] 構造強調画像112は、例えば中層血管の複雑度が一定値以上の領域118が疑似カラーで表示される。この領域118は、例えば赤系の色とする。このように、構造強調画像112は、領域118が強調表示されていることにより、中層血管の複雑度等がより確認し易くされている。

[0066] 構造強調画像112は、照明光として青色光LBを用いた画像であるから、中層血管が明瞭に写っている一方で、表層血管119は中層血管と比較すると不明瞭である。したがって、第1撮影条件で得られた構造強調画像112からは、中層血管に関する指標値は正確に取得できるが、表層血管119に関する指標値を正確に取得することは難しい。さらに、腺管の形状が明瞭に写っていないため、表面構造の均一度を取得することも難しい。このように、第1撮影条件では取得不可能な第2指標値を示す情報114として、「表層血管の密度 表層血管の複雑度 表面構造の均一度」を表示する。さら

に、これら第2指標値を取得するための第2撮影条件を示す情報116として、「光量比；R12 観察距離；拡大観察距離 ズーム倍率；低倍率」を表示する。

[0067] 次に、撮影条件ガイダンスモードの作用について、図10のフローチャートに沿って説明する。

[0068] 撮影条件ガイダンスモードでは、操作入力部19により入力された光量比に従って、照明光が発光される。具体的には、各LED30a~30dのうち、B-LED30bのみを点灯することにより、青色光LBを発光させる。この照明光により照明中の観察対象が撮像センサ46により撮影される。ベース画像生成部100は、撮像センサ46が出力した画像信号からベース画像を生成し、これを内視鏡画像として取得する(S11)。構造抽出部102は、ベース画像から観察対象の構造を抽出した構造抽出画像を生成する。

[0069] 撮影条件取得部70は、上記撮影を行う撮影条件として、第1撮影条件を取得する(S12)。撮影条件取得部70が取得する第1撮影条件は、各LED30a~30dの光量比と、観察対象との間の観察距離と、内視鏡12のズーム倍率とされている。撮影条件取得部70は、取得した第1撮影条件を指標値選択部74と撮影条件抽出部76とに入力する。

[0070] 指標値選択部74は、指標値及び撮影条件記憶部72を参照し、撮影条件取得部70により取得された第1撮影条件で取得可能な第1指標値を選択する(S13)。指標値及び撮影条件記憶部72には、第1撮影条件で取得可能な第1指標値と第1撮影条件では取得不可能であり第2撮影条件で取得可能な第2指標値とを含む複数の指標値と、撮影条件との対応関係が記憶されている。この指標値及び撮影条件記憶部72から、指標値選択部74は、取得された第1撮影条件と一致する撮影条件を抽出する。そして、指標値選択部74は、抽出した撮影条件と対応付けされた第1指標値を選択する。指標値選択部74は、選択した第1指標値を指標値算出部108に入力する。

[0071] 指標値算出部108は、構造抽出画像を用いて、指標値選択部74により

選択された第1指標値を算出する(S14)。強調画像生成部110は、算出された第1指標値と、ベース画像とを用いて、構造強調画像を生成する(S15)。強調画像生成部110は、生成した構造強調画像を表示制御部62に入力する。

[0072] 一方、撮影条件抽出部76は、指標値及び撮影条件記憶部72を参照し、第1撮影条件で取得不可能な第2指標値を取得するための第2撮影条件を抽出する(S16)。具体的には、撮影条件抽出部76は、指標値及び撮影条件記憶部72から、第1撮影条件と一致する撮影条件を抽出する。撮影条件抽出部76は、抽出した撮影条件と対応付けされた第2指標値を選択する。そして、撮影条件抽出部76は、複数の撮影条件の中から、選択した第2指標値の取得が可能な撮影条件を、第2撮影条件として抽出する。撮影条件抽出部76は、抽出した第2撮影条件を表示制御部62に入力する。

[0073] 表示制御部62は、表示部18を制御し、強調画像生成部110が生成した構造強調画像を表示するとともに、撮影条件抽出部76が抽出した第2撮影条件で第2指標値が取得可能であることをガイダンス表示する(S17)。

[0074] 以上のように、現在の撮影条件で取得不可能な第2指標値を取得するための撮影条件をガイダンス表示することにより、現在の撮影条件で取得不可能な指標値を取得することができる。

[0075] なお、上記第1実施形態では、表示制御部62は、撮影条件抽出部76により抽出された第2撮影条件で第2指標値が取得できることをガイダンス表示しているが、これに加え、撮影条件取得部70により取得された第1撮影条件で第1指標値が取得できることをガイダンス表示しても良い。

[0076] 図11に示すように、表示制御部62は、表示部18を制御し、現在の第1撮影条件で取得不可能な第2指標値を示す情報114と、第2指標値を取得するための第2撮影条件を示す情報116とに加え、例えば、現在の第1撮影条件を示す情報120と、現在の第1撮影条件で取得可能な第1指標値を示す情報121とをさらに表示させる。このように、第1撮影条件と第2

指標値とを表示部 18 に表示することにより、現在の第 1 撮影条件では第 2 指標値を取得できないことのガイダンス表示が行われる。さらに、第 1 撮影条件と第 2 撮影条件とを表示部 18 に表示することにより、現在の第 1 撮影条件を第 2 撮影条件に変更するための具体的な設定のガイダンス表示が行われる。

[0077] [第 2 実施形態]

上記第 1 実施形態では、撮影条件抽出部 76 は、第 1 撮影条件で取得不可能な指標値を取得することができる第 2 撮影条件を抽出しているが、第 2 実施形態では、第 1 撮影条件で取得不可能であり、かつ診断目的に好適な第 2 指標値の取得が可能な撮影条件を抽出する。

[0078] 図 12 に示すように、第 2 実施形態では、上記第 1 実施形態のプロセッサ装置 16 の代わりに、プロセッサ装置 130 を用いる。プロセッサ装置 130 は、プロセッサ装置 16 の各部に加え、診断目的取得部 132 と、データ送受信部 134 と、診断目的及び指標値記憶部 136 とを有している。また、プロセッサ装置 130 には、撮影条件抽出部 76 の代わりに、撮影条件抽出部 138 が設けられている。

[0079] 診断目的取得部 132 は、データ送受信部 134 を介して、LAN (Local Area Network) 等のネットワークで相互に通信可能に接続した内視鏡情報管理システム 139 から診断目的を取得する。内視鏡情報管理システム 139 は、PACS (Picture Archiving and Communication System) 等の内視鏡画像をファイリングするシステムのファイルサーバである。内視鏡情報管理システム 139 は、データ記憶部 139a を有しており、内視鏡情報管理データとして、入力端末 (図示せず) から入力された診断目的を含む検査情報と患者情報等を記憶する。診断目的取得部 132 は、このデータ記憶部 139a から内視鏡情報管理データを受信し、診断目的を、内視鏡情報管理データから抽出することにより取得する。診断目的取得部 132 は、取得した診断目的を撮影条件抽出部 76 に入力する。

[0080] 診断目的及び指標値記憶部 136 は、複数の指標値を診断目的ごとに記憶

している。診断目的には、スクリーニングと精査とを含む第1の診断目的と、疾患の種類に関する第2の診断目的と、疾患の病期ステージに関する第3の診断目的とが含まれる。なお、第1の診断目的については、上記スクリーニングと精査のみに限られず多岐にわたるものであり、例えば、治療、経過観察等も含まれる。

[0081] 図13に示すように、診断目的及び指標値記憶部136は、第1から第3の指標値選択用テーブル136a~136cを有している。第1の指標値選択用テーブル136aは、第1の診断目的と、第1の診断目的で用いる指標値とを対応付けて記憶している。例えば、第1の指標値選択用テーブル136aには、大腸のスクリーニングに対し、表層血管の複雑度と中層血管の複雑度とが対応付けされ、胃のスクリーニングに対し、中層血管の複雑度と表面構造の均一度とが対応付けされ、大腸の精査に対し、表層血管の密度が対応付けされている。

[0082] 第2の指標値選択用テーブル136bは、第2の診断目的と、第2の診断目的で用いる指標値とを対応付けて記憶している。例えば、第2の指標値選択用テーブル136bは、バレット食道に対し、表層血管の密度と表層血管の複雑度と中層血管の密度と中層血管の複雑度とが対応付けされ、大腸ポリープに対し、中層血管の太さの均一度と表面構造の均一度とが対応付けされ、アンギオディスプラジアに対し、中層血管の密度が対応付けされている。

[0083] 第3の指標値選択用テーブル136cは、第3の診断目的と、第3の診断目的で用いる指標値とを対応付けて記憶している。例えば、第3の指標値選択用テーブル136cには、潰瘍性大腸炎の寛解期に対し、表層血管の複雑度と中層血管の複雑度とが対応付けされ、潰瘍性大腸炎の活動期に対し、表層血管の複雑度が対応付けされている。

[0084] なお、第1~第3の指標値選択用テーブル136a~136cに記憶されている対応関係は、例えば操作入力部19の入力操作により適宜更新可能である。また、第1~第3の指標値選択用テーブル136a~136cは、新たに対応関係を追加することが可能とされている。

[0085] 撮影条件抽出部 138 は、第 1 撮影条件では取得不可能であり、かつ、取得された診断目的で用いられる第 2 指標値を用いて、第 2 撮影条件を抽出する。具体的には、撮影条件抽出部 138 は、第 1 から第 3 の診断目的のうち少なくとも 1 つの診断目的に従って第 2 撮影条件を抽出する。より具体的には、撮影条件抽出部 138 は、第 1 の診断目的を取得した場合は指標値記憶部 104 の第 1 の指標値選択用テーブル 136 a を参照し、第 2 の診断目的を取得した場合は第 2 の指標値選択用テーブル 136 b を参照し、第 3 の診断目的を取得した場合は第 3 の指標値選択用テーブル 136 c を参照する。

[0086] 撮影条件抽出部 138 は、まず、診断目的及び指標値記憶部 136 を参照し、診断目的取得部 132 が取得した診断目的で用いる指標値を選択する。例えば、取得された第 2 の診断目的が大腸ポリープであった場合、撮影条件抽出部 138 は、第 2 の指標値選択用テーブル 136 b から、中層血管の太さの均一度と表面構造の均一度とを選択する。

[0087] 図 14 に示すように、撮影条件抽出部 138 は、上記第 1 実施形態と同様に、第 1 撮影条件と一致する撮影条件 C 21 を抽出する。図 14 において、光量比 R 21 は、1 : 0 : 0 : 0 とされている。このため、光量比 R 21 では紫色光 L V が照明光として発光される。撮影条件抽出部 138 は、抽出した撮影条件 C 21 で取得不可能な指標値の中に診断目的で用いる指標値が含まれている場合、この診断目的で用いる指標値を第 2 指標値として選択する。なお、抽出した撮影条件 C 21 で取得不可能な指標値に診断目的で用いる指標値が含まれていない場合は、撮影条件抽出部 138 は、上記第 1 実施形態と同様の処理を行う。本実施形態では、大腸ポリープの診断で用いる中層血管の太さの均一度は、撮影条件 C 21 で取得不可能な指標値とされており、表面構造の均一度は撮影条件 C 21 で取得可能とされている。このため、撮影条件抽出部 138 は、第 2 指標値として中層血管の太さの均一度を選択する。そして、撮影条件抽出部 138 は、複数の撮影条件の中から、選択した中層血管の太さの均一度の取得が可能な撮影条件 C 31 を、第 2 撮影条件として抽出する。図 14 において、光量比 R 31 は、0 : 1 : 0 : 0 とされ

ている。このため、光量比R31では青色光LBが照明光として発光される。撮影条件抽出部138は、抽出した第2撮影条件を表示制御部62に入力する。表示制御部62の表示制御は上記第1実施形態と同様である。このように、現在の撮影条件では診断目的で用いる指標値を取得不可能であることをガイダンス表示することにより、診断目的に適した指標値の取得がより確実に行われる。

[0088] なお、上記第2実施形態では、診断目的取得部132は、ネットワークを介して内視鏡情報管理システム139から診断目的を取得しているが、図15に示すように、内視鏡情報管理システム139から診断目的を取得することに加え、診断目的入力部としての操作入力部19により入力された診断目的を取得しても良い。この場合は、撮影条件抽出部138は、例えば、操作入力部19により入力された診断目的を優先的に用いる。これにより、診断中に、内視鏡情報管理システム139から取得した診断目的とは異なる診断目的に切り替えて検査を継続することが可能となる。

[0089] また、診断目的取得部132は、内視鏡情報管理システム139から診断目的を取得することに代えて、操作入力部19により入力された診断目的を取得しても良い。この場合は、内視鏡情報管理システム139とネットワークを介して接続されていない場合であっても診断目的の取得が可能である。

[0090] [第3実施形態]

上記第2実施形態では、第2撮影条件を抽出する際に診断目的を用いているが、第3実施形態では、第1指標値を選択する際に診断目的を用いる。図16に示すように、第3実施形態では、診断目的取得部132は、取得した診断目的を指標値選択部74に入力する。

[0091] 指標値選択部74は、診断目的及び指標値記憶部136を参照し、第1撮影条件では取得可能であり、かつ、取得された診断目的で用いられる指標値を、第1指標値として選択する。指標値選択部74は、選択した第1指標値を指標値算出部108に入力する。以降の処理は、第1実施形態と同様なので説明を省略する。第3実施形態において、強調画像生成部110が生成す

る構造強調画像は、診断目的で用いる第1指標値により強調表示が行われている。また、表示制御部62により、現在の第1撮影条件において、診断目的で用いられる第1指標値が取得可能であることをガイダンス表示しても良い。

[0092] [第4実施形態]

上記第3実施形態では、診断目的で用いる第1指標値により強調表示を行っているが、第4実施形態では、指標値を用いて構造パラメータを算出し、この構造パラメータを用いた強調表示を行う。

[0093] 図17に示すように、第4実施形態では、診断目的及び指標値記憶部136の代わりに、診断目的及び指標値記憶部142を有する。診断目的及び指標値記憶部142は、診断目的と指標値とに加え、さらに、後述する構造パラメータ算出部146で用いる重み付け係数を対応付けて記憶している。診断目的及び指標値記憶部142は、第1から第3の指標値選択用テーブル142a~142cを有している。第1から第3の指標値選択用テーブル142a~142cについて、診断目的と指標値との関係は診断目的及び指標値記憶部136と同じなので説明を省略し、以下では、重み付け係数（以下、係数と称する）との関係について説明をする。

[0094] 第1の指標値選択用テーブル142aは、第1の診断目的と、第1の診断目的で用いる指標値と、指標値ごとの係数とを対応付けて記憶している。例えば、大腸のスクリーニングについては、表層血管の複雑度に対する係数は0.5とされ、中層血管の複雑度に対する係数は1とされている。胃のスクリーニングについては、中層血管の複雑度に対する係数は1とされ、表面構造の均一度に対する係数は1とされている。大腸の精査については、表層血管の密度に対する係数は1とされている。

[0095] 第2の指標値選択用テーブル142bは、第2の診断目的と、第2の診断目的で用いる指標値と、指標値ごとの係数とを対応付けて記憶している。例えば、バレット食道については、表層血管の密度と表層血管の複雑度と中層血管の密度と中層血管の複雑度とに対する係数は、それぞれ1とされている

。大腸ポリープについては、中層血管の太さの均一度に対する係数は1とされ、表面構造の均一度に対する係数は0.5とされている。アンギオディスプラジアについては、中層血管の密度に対する係数は1とされている。

[0096] 第3の指標値選択用テーブル142cは、第3の診断目的と、第3の診断目的で用いる指標値と、指標値ごとの係数とを対応付けて記憶している。例えば、潰瘍性大腸炎の寛解期については、表層血管の複雑度と中層血管の複雑度とに対する係数は、それぞれ1とされている。潰瘍性大腸炎の活動期については、表層血管の複雑度に対する係数は1とされている。

[0097] 第1～第3の指標値選択用テーブル142a～142cに記憶されている対応関係は、例えば操作入力部19の入力操作により適宜更新可能である。また、第1～第3の指標値選択用テーブル142a～142cは、新たに対応関係を追加することが可能とされている。

[0098] 本実施形態では診断目的取得部132により第1～第3の診断目的のうちのいずれか1つを取得するが、第1の診断目的と第2の診断目的など複数の診断目的を複合した複合目的を取得する場合もある。このような場合に備え、診断目的及び指標値記憶部142に複合目的用のテーブルを設けても良い。複合目的用のテーブルは、複合目的と、複合目的で用いる指標値と、指標値ごとの係数とを対応付けて記憶している。複合目的で用いる指標値は、複合目的を構成する各診断目的で用いる指標値である。複合目的用のテーブルに記憶されている係数は、例えば、複合目的を構成する各診断目的で用いる指標値のうち、重複する数が多い指標値ほど、大きい値に設定される。

[0099] 指標値選択部74は、診断目的及び指標値記憶部142を参照し、第1撮影条件では取得可能であり、かつ、取得された診断目的で用いられる指標値を、第1指標値として選択する。指標値選択部74は、選択した第1指標値を指標値算出部108に入力する。指標値算出部108は、上記第1実施形態と同様に、指標値選択部74が選択した第1指標値を算出する。

[0100] また、第4実施形態では、第3実施形態の画像処理部60の代わりに、図18に示す画像処理部144を備える。画像処理部144は、第3実施形態

の画像処理部 60 の各構成に加え、構造パラメータ算出部 146 を有し、強調画像生成部 110 の代わりに強調画像生成部 148 を有する。

[0101] 構造パラメータ算出部 146 は、指標値算出部 108 が算出した第 1 指標値を用いて構造パラメータを算出する。具体的には、構造パラメータ算出部 146 は、診断目的によって定められた係数（重み付け係数）により複数の第 1 指標値を重み付けして演算することにより、構造パラメータを算出する。構造パラメータ算出部 146 は、構造パラメータの算出に際し、診断目的及び指標値記憶部 142 を参照し、指標値算出部 108 が算出した第 1 指標値と対応付けされた係数を用いる。

[0102] 構造パラメータは、指標値を総合的に考慮して診断を行う医師の視点を模して、指標値を用いて算出した数値である。構造パラメータは、例えば互いに次元（単位）が異なる指標値を加算等の演算により算出するので、構造パラメータには物理的な意味は無いが、診断の指標として機能する。すなわち、構造パラメータは、物理的な意味がない値であることが指標値との違いである。

[0103] 例えば、診断目的取得部 132 により取得された第 2 の診断目的がバレット食道であった場合、構造パラメータ算出部 146 は、表層血管の密度と表層血管の複雑度と中層血管の密度と中層血管の複雑度とのそれぞれに 1 を乗算して加算をすることにより、構造パラメータを算出する。なお、本実施形態では、構造パラメータ算出部 146 は、複数の指標値を用いて 1 つの構造パラメータを算出するが、これに限られず、2 以上の構造パラメータを算出しても良い。また、構造パラメータの算出方法は任意である。例えば、上記のように複数の指標値の重み付け和を構造パラメータとして算出するだけでなく、加減乗除が混在する演算をして構造パラメータを算出しても良いし、その他の関数を用いて構造パラメータを算出しても良い。さらに、構造パラメータ算出部 146 は、1 つの指標値に重み付け係数を乗算することにより構造パラメータを算出しても良い。

[0104] 強調画像生成部 148 は、生成されたベース画像と、算出された構造パラ

メータとを用いて、第2構造強調画像としての構造強調画像を生成する。強調画像生成部148は、例えば、ベース画像に対して、構造パラメータに基づく情報をオーバーラップ処理することにより、構造強調画像を生成する。強調画像生成部148は、本発明の第2の強調画像生成部に対応する。

[0105] 例えば、図19に示す構造強調画像150において、領域151~153は、構造パラメータに応じて異なる色で表示される。例えば、領域151~153のうち、領域151は、構造パラメータが最も小さく、青系の色とされている。領域152は、領域151よりも構造パラメータが大きく、黄系の色とされている。領域153は、領域152よりも構造パラメータが大きく、赤系の色とされている。なお、ベース画像に対して、構造パラメータの値そのものを示す情報をオーバーラップさせても良い。これにより、診断目的に好適な構造をより強調することができる。

[0106] なお、構造パラメータの算出に用いる複数の指標値のうちの一部の指標値が、現在の撮影条件で取得できない場合もある。このような場合には、現在の撮影条件で取得できる第1指標値に対し特定の係数を乗算等することにより、この第1指標値のみを用いて構造パラメータを算出しても良い。特定の係数は、例えば、機械学習によって予め定められ、診断目的及び指標値記憶部142に記憶されている。

[0107] なお、上記各実施形態では、表示部18に第2撮影条件をガイダンス表示させる場合に、文字情報として表示させているが、これに加えて又は代えて、第2撮影条件で第2指標値が取得可能であることを識別可能なアイコン表示としても良い。例えば、第2撮影条件として光量比を表示させる場合には、光源の色をカラーバー等で表示させる。また、第2撮影条件としてズーム倍率を表示させる場合には、虫眼鏡等を表示させる。また、第2撮影条件として観察距離を表示させる場合には、内視鏡を観察対象に近づける又は遠ざけるアニメーション等を表示させる。さらに、表示部18へのガイダンス表示に加えて又は代えて、スピーカからの音声ガイドにより、第2撮影条件で第2指標値が取得可能であることを報知しても良い。

符号の説明

- [0108] 1 0 内視鏡システム
- 1 2 内視鏡
- 1 2 a 挿入部
- 1 2 b 操作部
- 1 4 光源装置
- 1 6 プロセッサ装置
- 1 8 表示部
- 1 9 操作入力部
- 2 1 先端部
- 2 2 湾曲部
- 2 3 可撓管部
- 2 5 アングルノブ
- 2 6 画像記憶操作部
- 2 7 モード切替部
- 2 8 ズーム操作部
- 3 0 光源
- 3 0 a V-LED
- 3 0 b B-LED
- 3 0 c G-LED
- 3 0 d R-LED
- 3 0 e 光学フィルタ
- 3 2 光源制御部
- 3 4 ライトガイド
- 3 6 照明光学系
- 3 8 撮像光学系
- 4 0 照明レンズ
- 4 2 対物レンズ

- 4 4 ズームレンズ
- 4 6 撮像センサ
- 4 8 C D S / A G C 回路
- 5 0 A / D 変換回路
- 5 2 コントローラ
- 5 4 D S P
- 5 6 ノイズ低減部
- 5 8 メモリ
- 6 0 画像処理部
- 6 2 表示制御部
- 7 0 撮影条件取得部
- 7 2 指標値及び撮影条件記憶部
- 7 4 指標値選択部
- 7 6 撮影条件抽出部
- 1 0 0 ベース画像生成部
- 1 0 2 構造抽出部
- 1 0 4 指標値記憶部
- 1 0 8 指標値算出部
- 1 1 0 強調画像生成部
- 1 1 2 構造強調画像
- 1 1 4 情報
- 1 1 6 情報
- 1 1 8 領域
- 1 1 9 表層血管
- 1 2 0 情報
- 1 2 1 情報
- 1 3 0 プロセッサ装置
- 1 3 2 診断目的取得部

- 1 3 4 データ送受信部
- 1 3 6 診断目的及び指標値記憶部
 - 1 3 6 a 第1の指標値選択用テーブル
 - 1 3 6 b 第2の指標値選択用テーブル
 - 1 3 6 c 第3の指標値選択用テーブル
- 1 3 8 撮影条件抽出部
- 1 3 9 内視鏡情報管理システム
 - 1 3 9 a データ記憶部
- 1 4 2 診断目的及び指標値記憶部
 - 1 4 2 a 第1の指標値選択用テーブル
 - 1 4 2 b 第2の指標値選択用テーブル
 - 1 4 2 c 第3の指標値選択用テーブル
- 1 4 4 画像処理部
- 1 4 6 構造パラメータ算出部
- 1 4 8 強調画像生成部
- 1 5 0 示す構造強調画像
- 1 5 1 領域
- 1 5 2 領域
- 1 5 3 領域

請求の範囲

- [請求項1] 内視鏡によって観察対象の撮影を行う撮影条件として、第1撮影条件を取得する撮影条件取得部と、
- 前記観察対象の構造に関する指標値として、前記第1撮影条件で取得可能な第1指標値と前記第1撮影条件では取得不可能であり第2撮影条件では取得可能な第2指標値とを含む複数の指標値と、前記撮影条件との対応関係を記憶した指標値及び撮影条件記憶部と、
- 前記指標値及び撮影条件記憶部を参照して、前記第2撮影条件を抽出する撮影条件抽出部と、
- 抽出された前記第2撮影条件により前記第2指標値が取得可能であることをガイダンス表示するガイダンス表示部と、
- を備える内視鏡システム。
- [請求項2] 診断目的を取得する診断目的取得部を備え、
- 前記撮影条件抽出部は、前記第1撮影条件では取得不可能であり、かつ、取得された前記診断目的で用いられる前記第2指標値を用いて、前記第2撮影条件を抽出する請求項1に記載の内視鏡システム。
- [請求項3] 前記診断目的には、スクリーニングと精査とを含む第1の診断目的と、疾患の種類に関する第2の診断目的と、病期ステージに関する第3の診断目的とが含まれ、
- 前記撮影条件抽出部は、前記第1から第3の診断目的のうち少なくとも1つの診断目的に従って前記第2撮影条件を抽出する請求項2に記載の内視鏡システム。
- [請求項4] 取得された前記第1撮影条件を用いて、前記指標値及び撮影条件記憶部を参照して、前記第1指標値を選択する指標値選択部を備え、
- 前記ガイダンス表示部は、取得された前記第1撮影条件により前記第1指標値が取得可能であることをさらにガイダンス表示する請求項1に記載の内視鏡システム。
- [請求項5] 診断目的を取得する診断目的取得部を備え、

前記指標値選択部は、前記第1撮影条件では取得可能であり、かつ、取得された前記診断目的で用いる指標値を、前記第1指標値として選択する請求項4に記載の内視鏡システム。

[請求項6] 前記撮影を行って得た内視鏡画像を取得する画像取得部と、
選択された前記第1指標値を前記内視鏡画像から算出する指標値算出部と、

前記内視鏡画像と、算出された前記指標値とを用いて、前記構造を強調した第1構造強調画像を生成する第1の強調画像生成部とを備える請求項4または5に記載の内視鏡システム。

[請求項7] 算出された前記第1指標値を重み付けして演算することにより、前記構造の構造パラメータを算出する構造パラメータ算出部を備える請求項6に記載の内視鏡システム。

[請求項8] 前記内視鏡画像と、算出された前記構造パラメータとを用いて、前記構造を強調した第2構造強調画像を生成する第2の強調画像生成部を備える請求項7に記載の内視鏡システム。

[請求項9] 前記ガイダンス表示部は、取得された前記第1撮影条件を表示する請求項1から8のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

[請求項10] 撮影条件取得部が、内視鏡によって観察対象の撮影を行う撮影条件として、第1撮影条件を取得するステップと、

撮影条件抽出部が、前記観察対象の構造に関する指標値として、前記第1撮影条件で取得可能な第1指標値と前記第1撮影条件では取得不可能であり第2撮影条件では取得可能な第2指標値とを含む複数の指標値と、前記撮影条件との対応関係を記憶した指標値及び撮影条件記憶部を参照して、前記第2撮影条件を抽出するステップと、

ガイダンス表示部が、抽出された前記第2撮影条件により前記第2指標値が取得可能であることをガイダンス表示するステップと、
を備える内視鏡システムの作動方法。

[請求項11] 内視鏡によって観察対象の撮影を行って得た内視鏡画像を取得する

画像取得部と、

前記撮影を行う撮影条件として、第1撮影条件を取得する撮影条件取得部と、

前記観察対象の構造に関する指標値として、前記第1撮影条件で取得可能な第1指標値と前記第1撮影条件では取得不可能であり第2撮影条件では取得可能な第2指標値とを含む複数の指標値と、前記撮影条件との対応関係を記憶した指標値及び撮影条件記憶部と、

取得された前記第1撮影条件を用いて、前記指標値及び撮影条件記憶部を参照して、前記第1指標値を選択する指標値選択部と、

選択された前記第1指標値を前記内視鏡画像から算出する指標値算出部と、

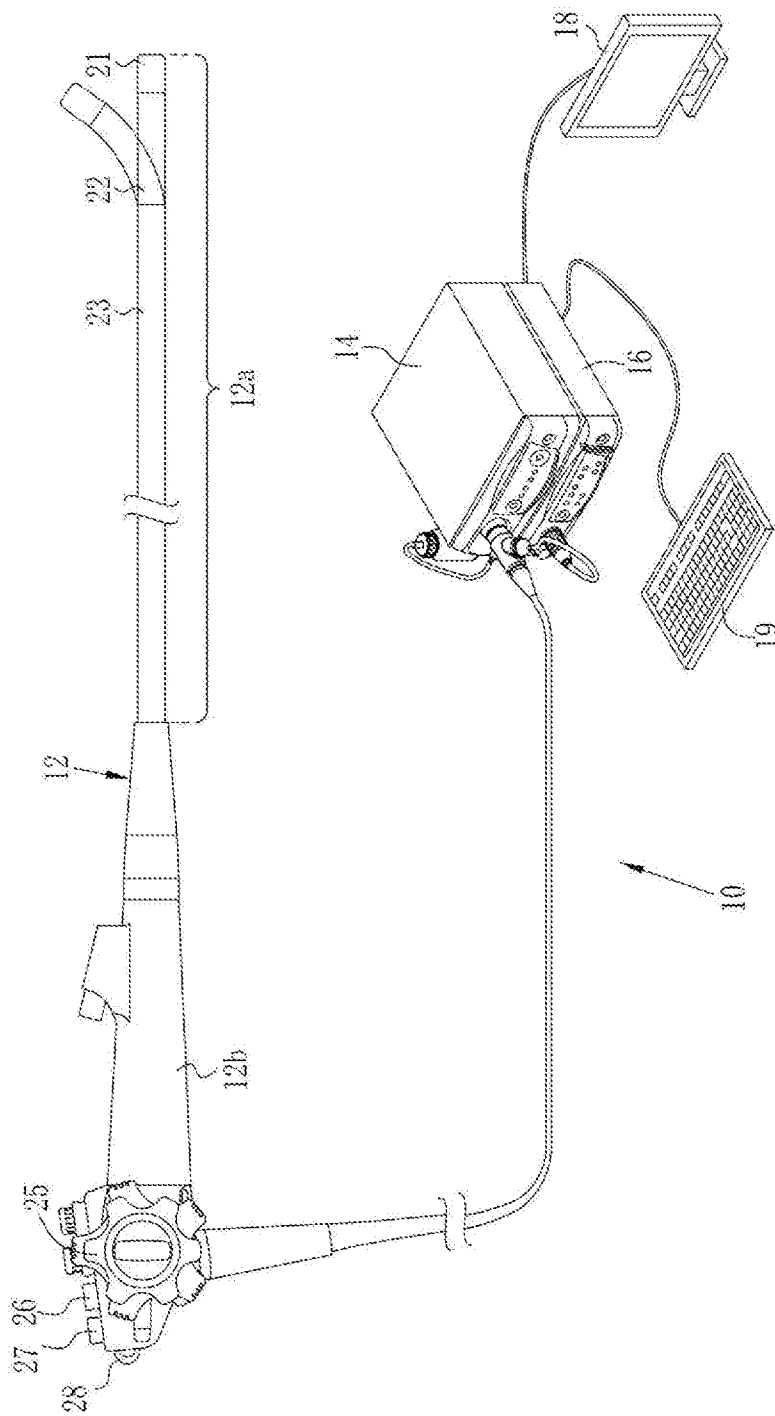
前記内視鏡画像と、算出された前記指標値とを用いて、前記構造を強調した第1構造強調画像を生成する第1の強調画像生成部と、

前記指標値及び撮影条件記憶部を参照して、前記第2撮影条件を抽出する撮影条件抽出部と、

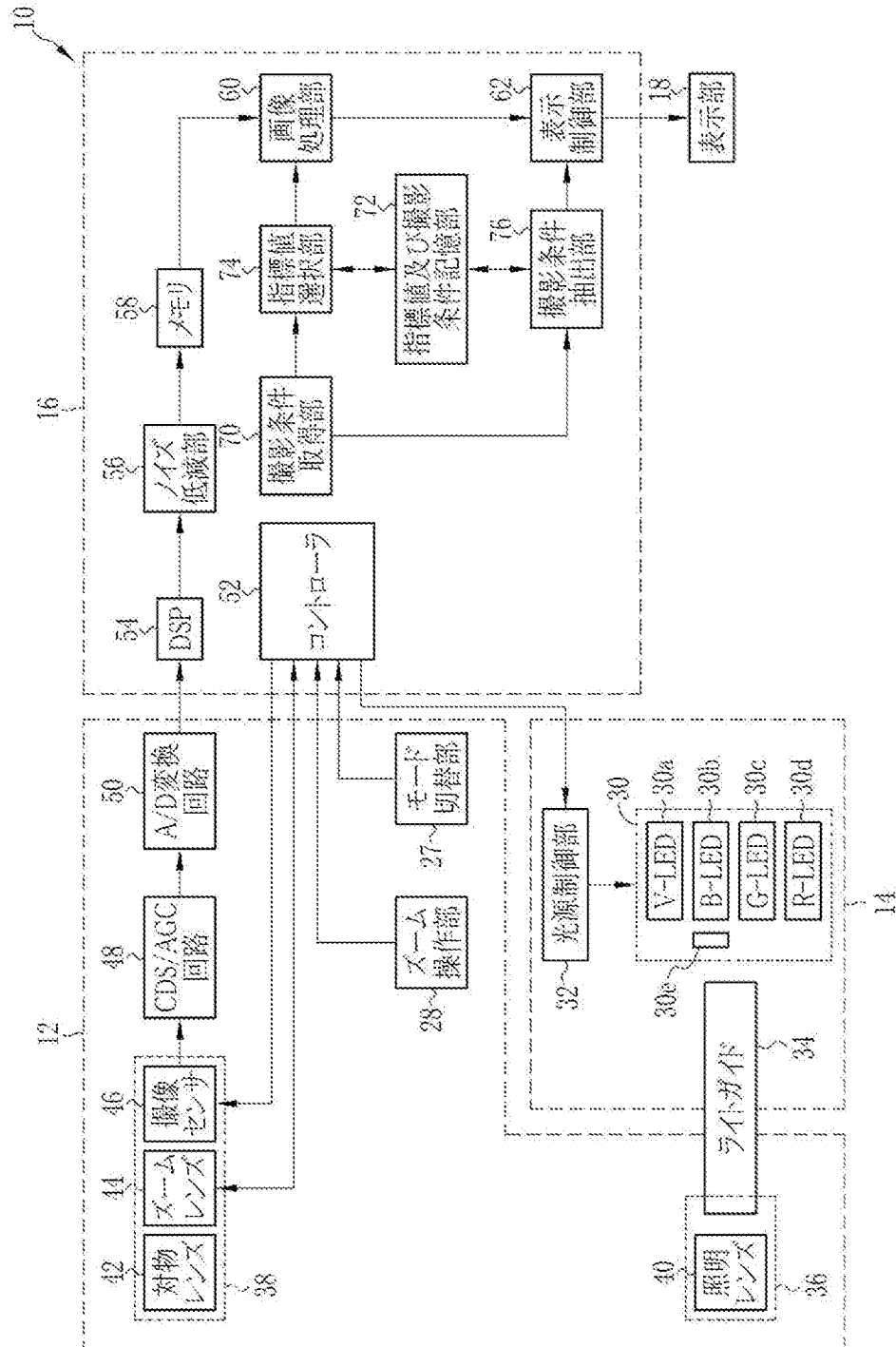
前記第1構造強調画像を表示し、かつ、抽出された前記第2撮影条件により前記第2指標値が取得可能であることをガイダンス表示するガイダンス表示部と、

を備える内視鏡システム。

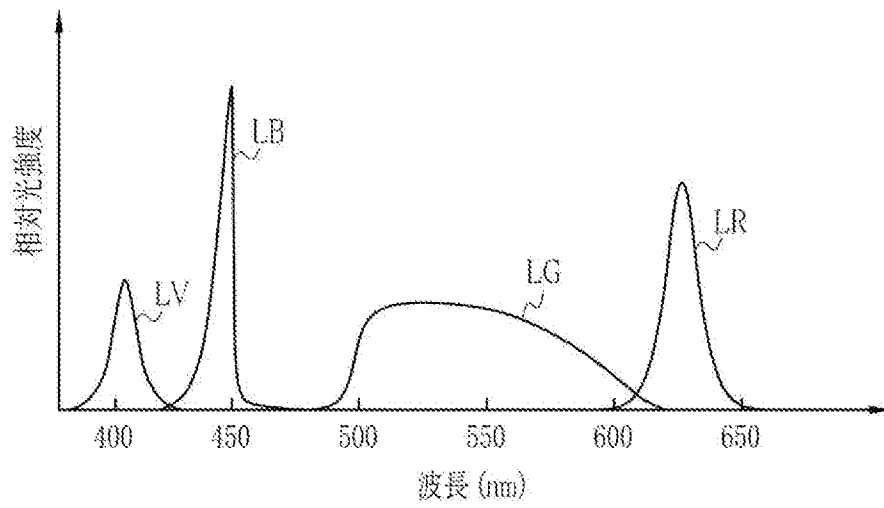
[図1]



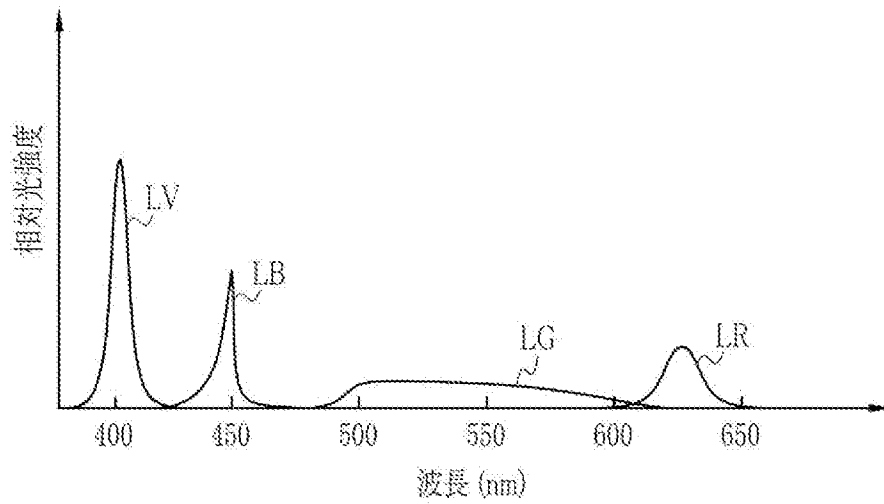
[図2]



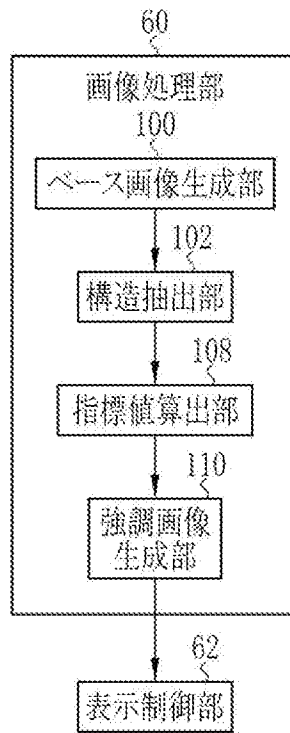
[図3]



[図4]



[図5]

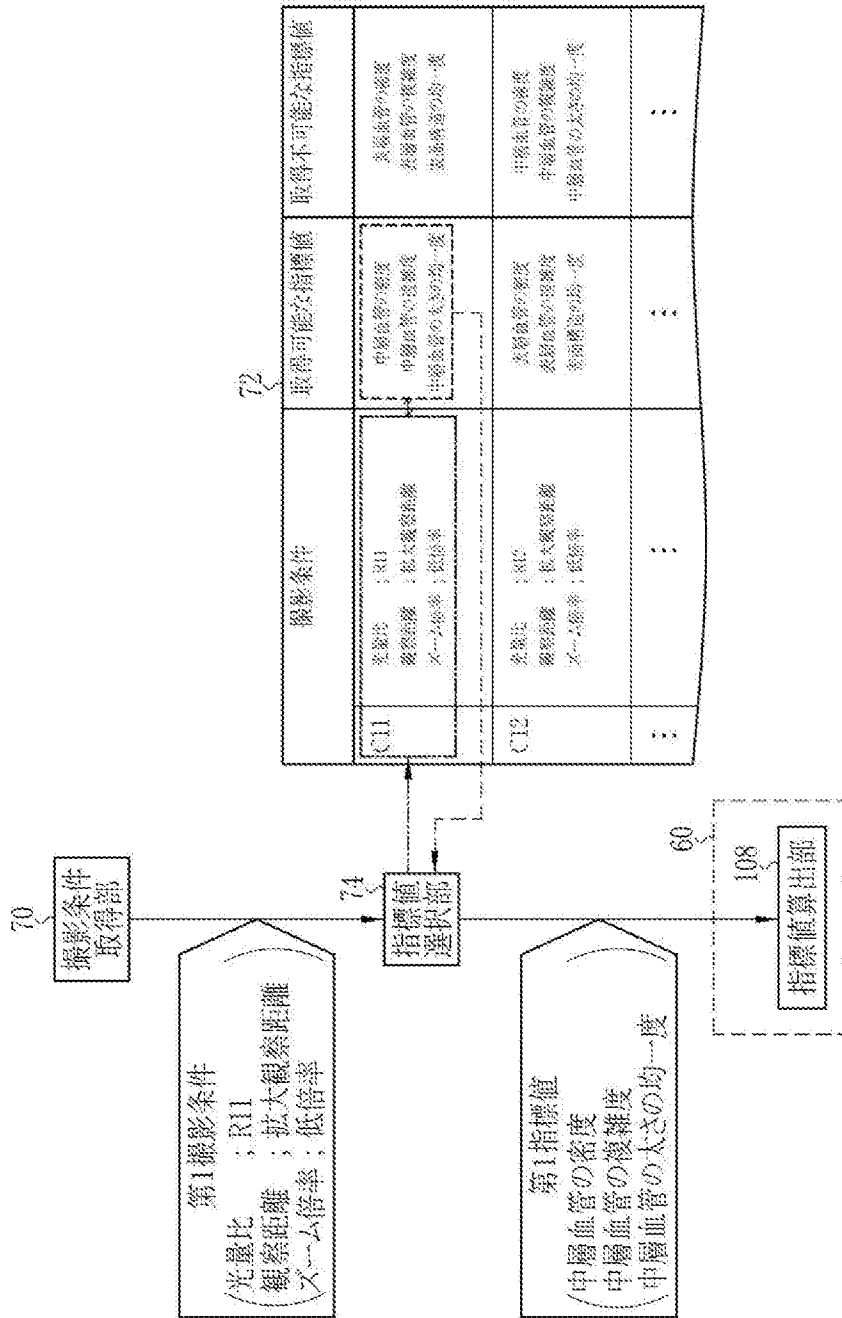


[図6]

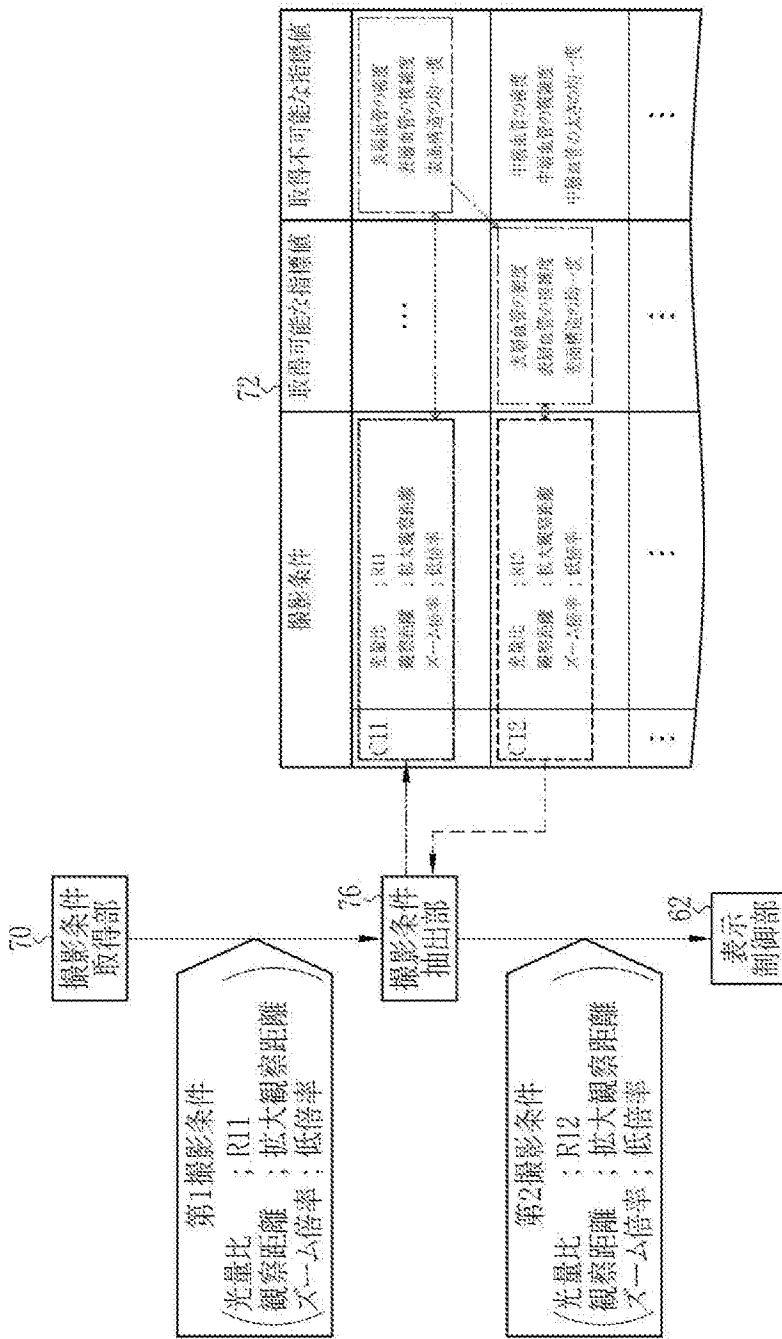
72

撮影条件		取得可能な指標値	取得不可能な指標値
C11	光量比 : R11 観察距離 : 拡大観察距離 ズーム倍率 : 低倍率	中層血管の密度 中層血管の複雑度 中層血管の太さの均一度	表層血管の密度 表層血管の複雑度 表面構造の均一度
C12	光量比 : R12 観察距離 : 拡大観察距離 ズーム倍率 : 低倍率	表層血管の密度 表層血管の複雑度 表面構造の均一度	中層血管の密度 中層血管の複雑度 中層血管の太さの均一度
⋮	⋮	⋮	⋮

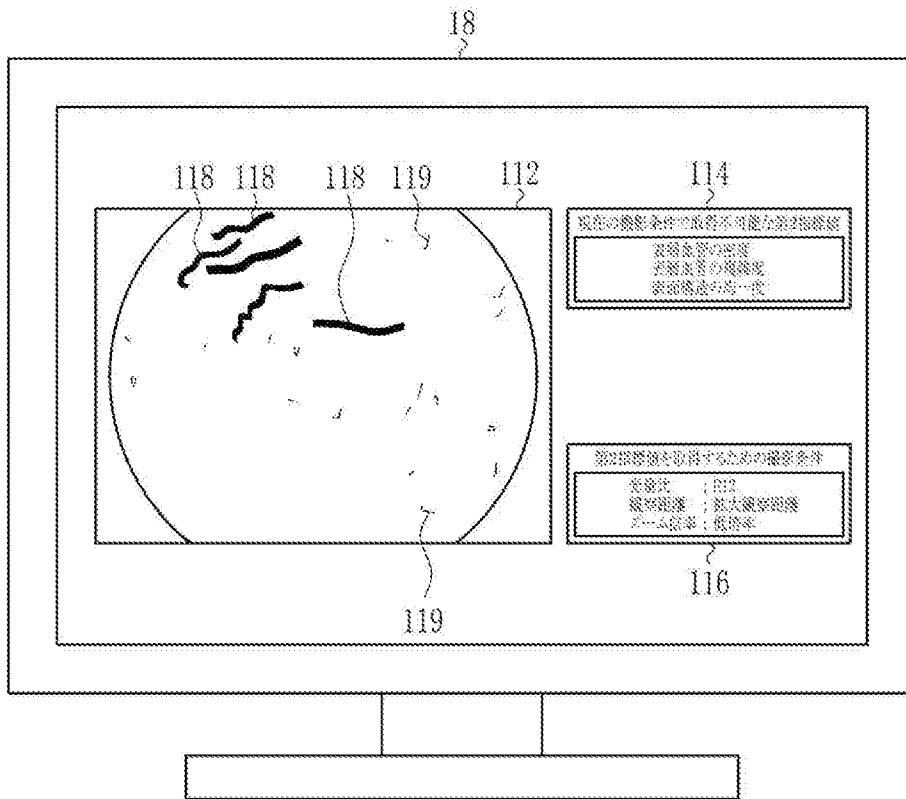
[図7]



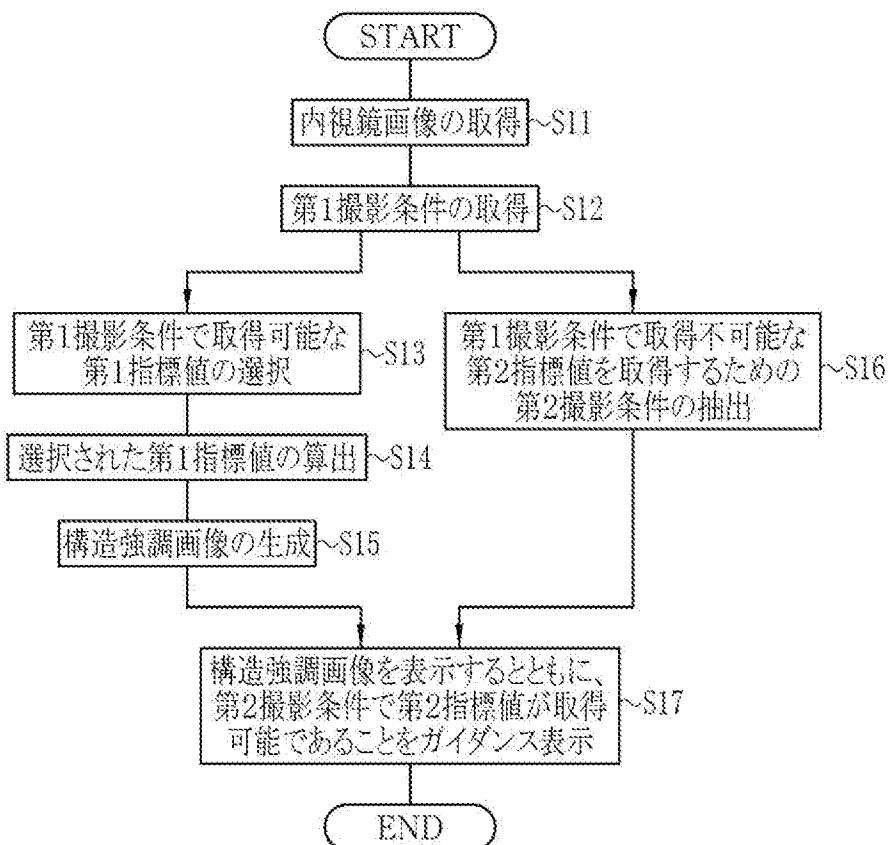
[図8]



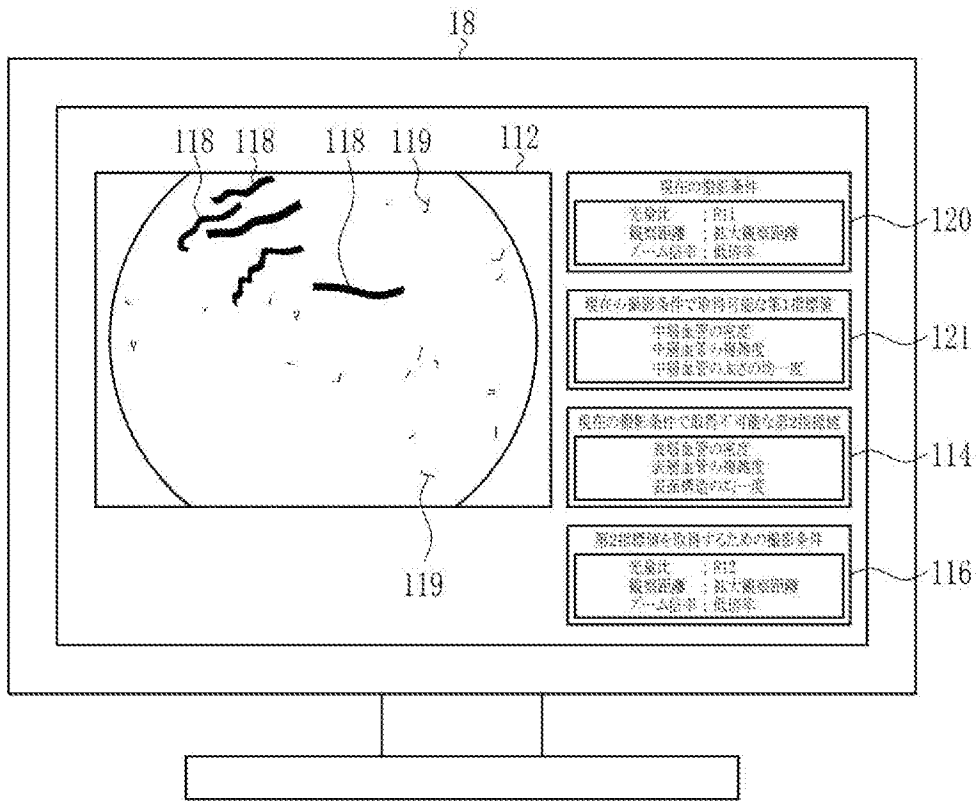
[図9]



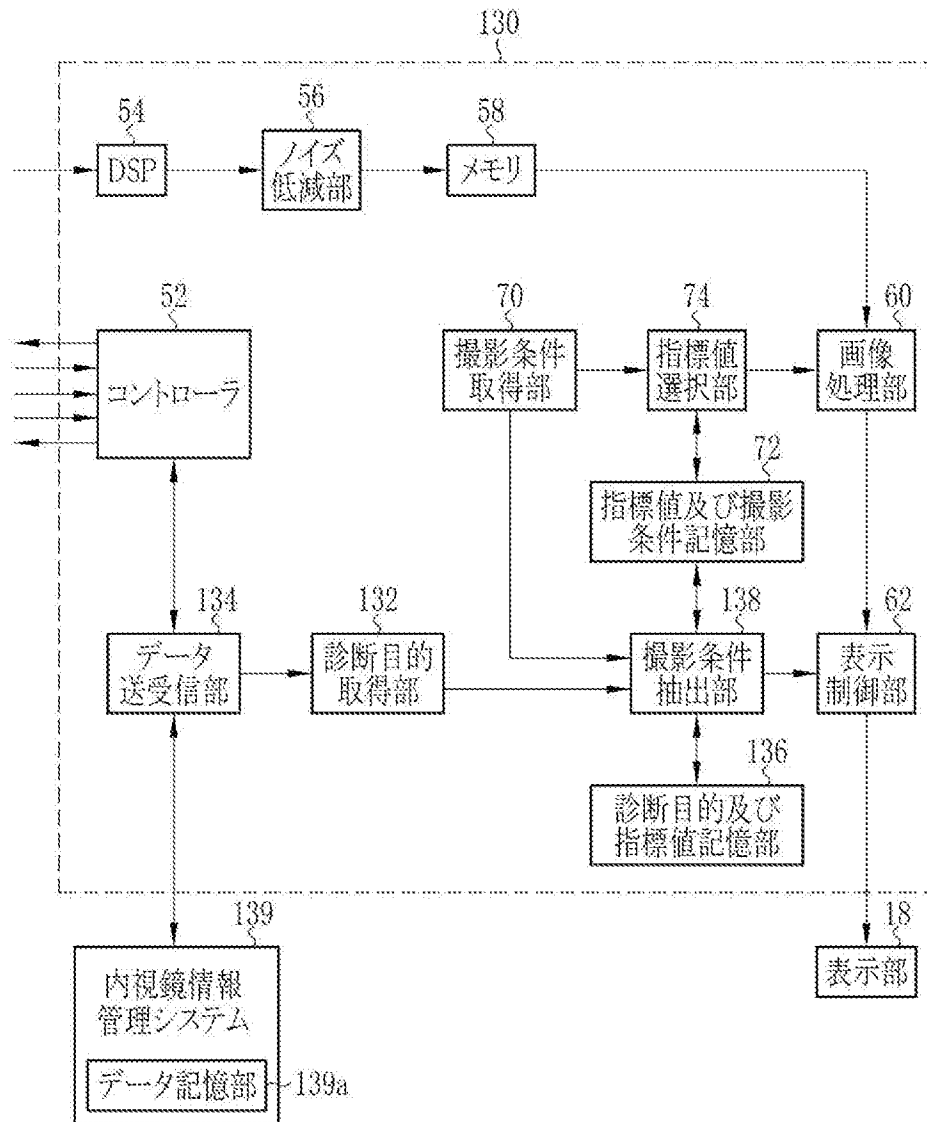
[図10]



[図11]



[図12]



[図13]

136

診断目的及び指標値記憶部

136a

第1の診断目的	指標値
大腸のスクリーニング	表層血管の複雑度
	中層血管の複雑度
胃のスクリーニング	中層血管の複雑度
	表面構造の均一度
大腸の精査	表層血管の密度

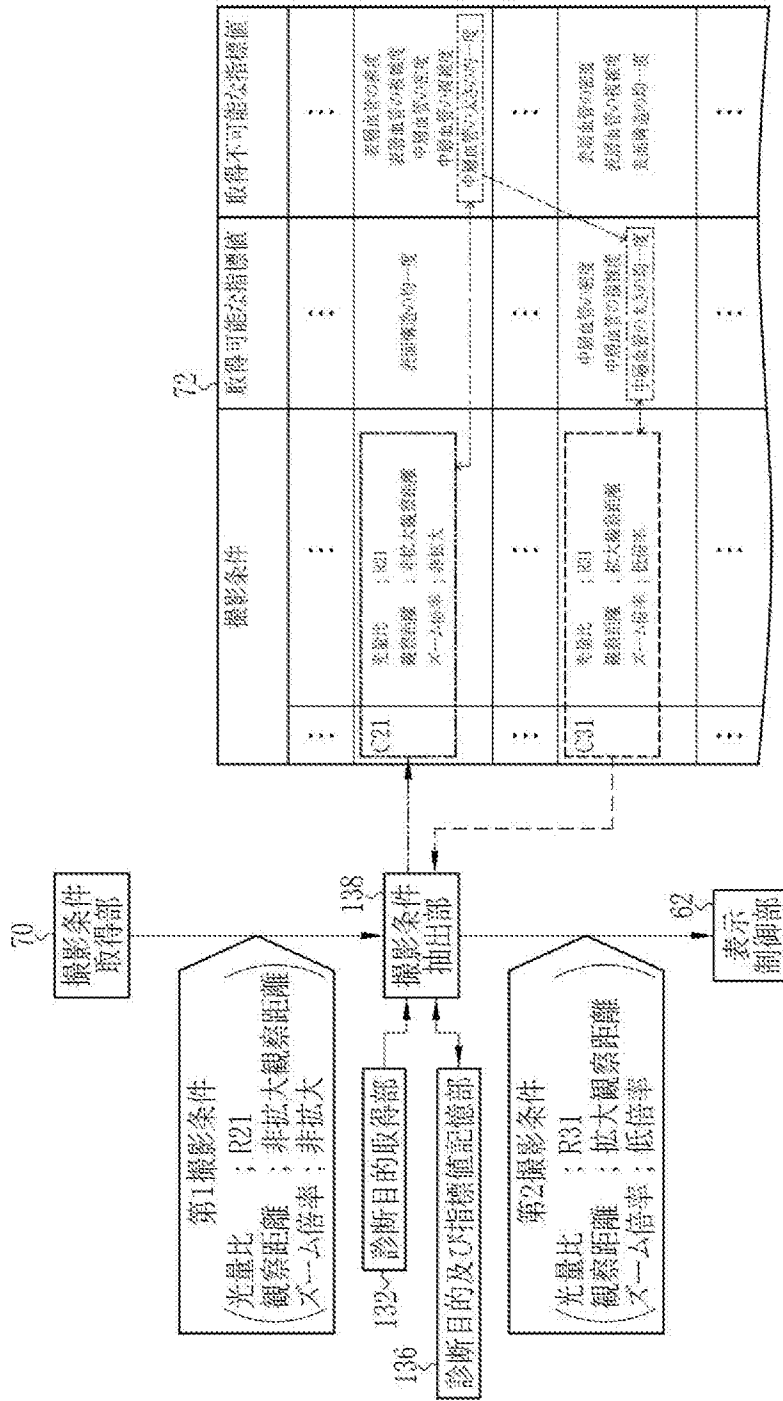
136b

第2の診断目的	指標値
バレット食道	表層血管の密度
	表層血管の複雑度
	中層血管の密度
	中層血管の複雑度
大腸ポリープ	中層血管の太さの均一度
	表面構造の均一度
アンギオディスプラジア	中層血管の密度

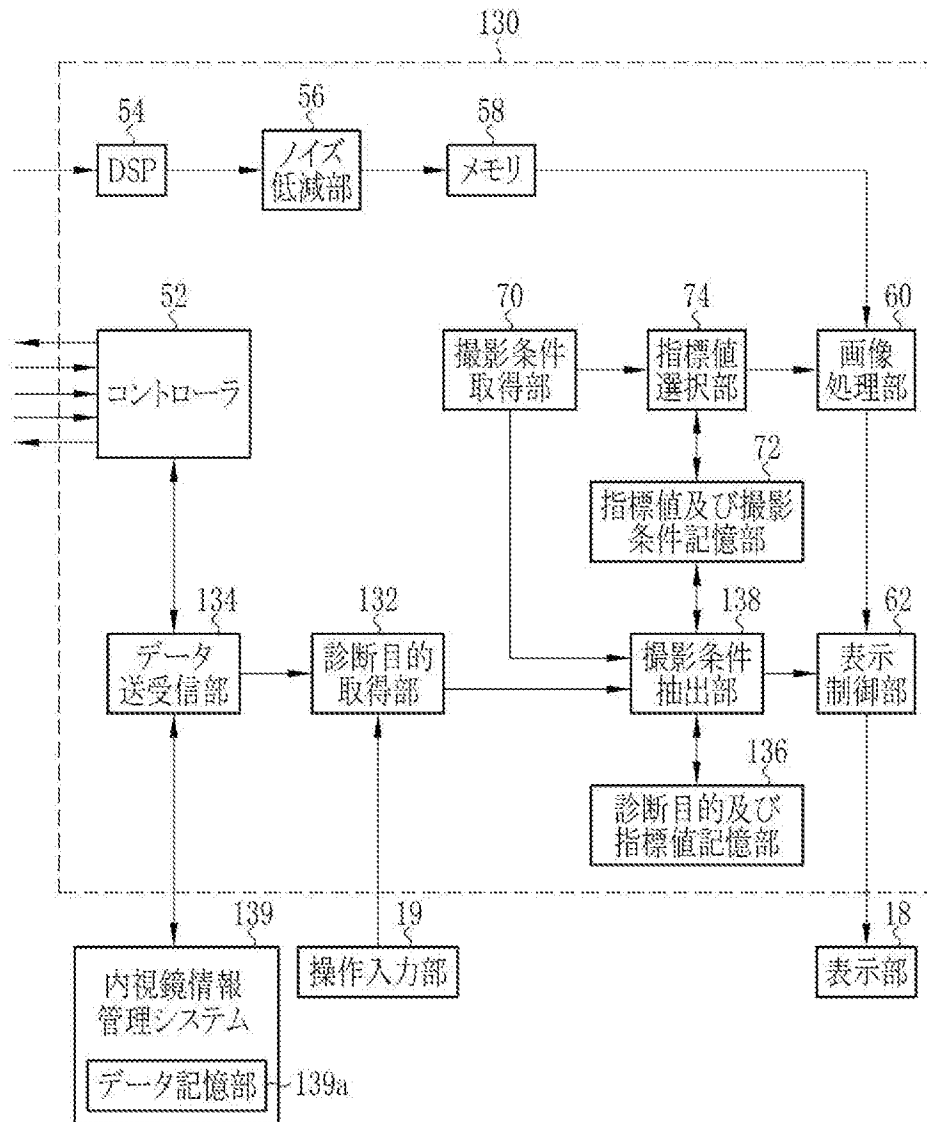
136c

第3の診断目的	指標値
潰瘍性大腸炎の寛解期	表層血管の複雑度
	中層血管の複雑度
潰瘍性大腸炎の活動期	表層血管の複雑度

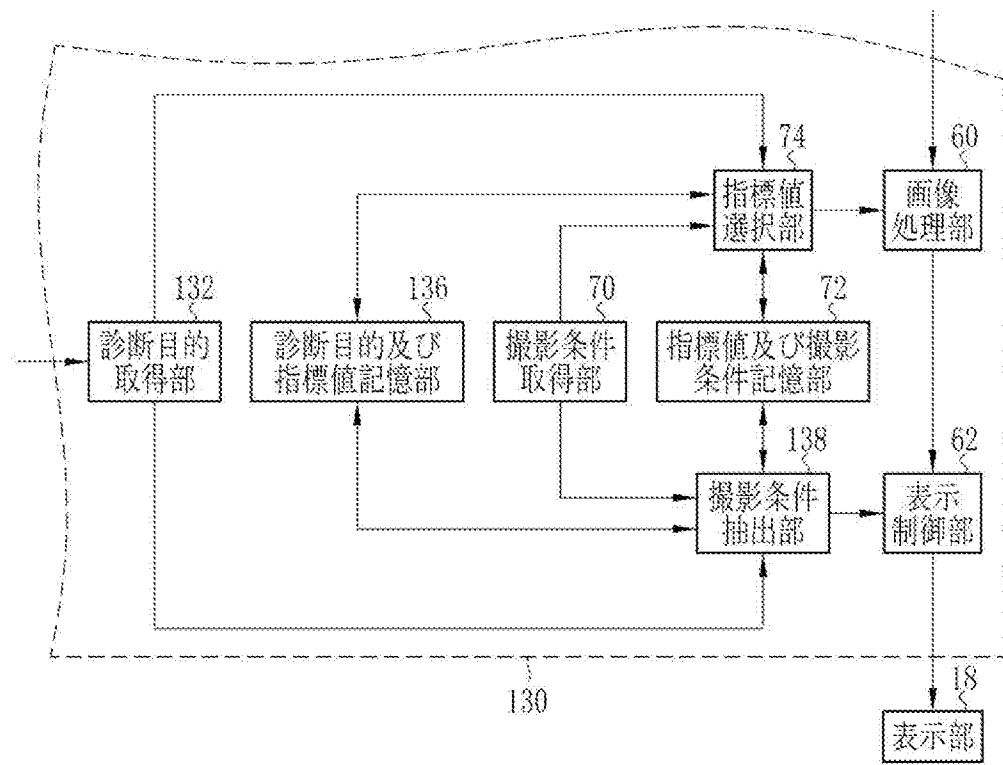
[図14]



[図15]



[図16]



[図17]

142
↓

診断目的及び指標値記憶部

142a
↓

第1の診断目的	指標値	係数
大腸のスクリーニング	表層血管の複雑度	0.5
	中層血管の複雑度	1
胃のスクリーニング	中層血管の複雑度	1
	表面構造の均一度	1
大腸の精査	表層血管の密度	1

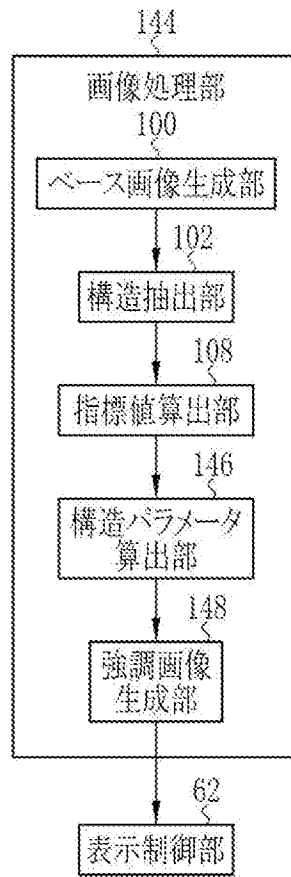
142b
↓

第2の診断目的	指標値	係数
バレット食道	表層血管の密度	1
	表層血管の複雑度	1
	表層血管の密度	1
	中層血管の複雑度	1
大腸ポリープ	中層血管の太さの均一度	1
	表面構造の均一度	0.5
アンギオディスプラジア	中層血管の密度	1

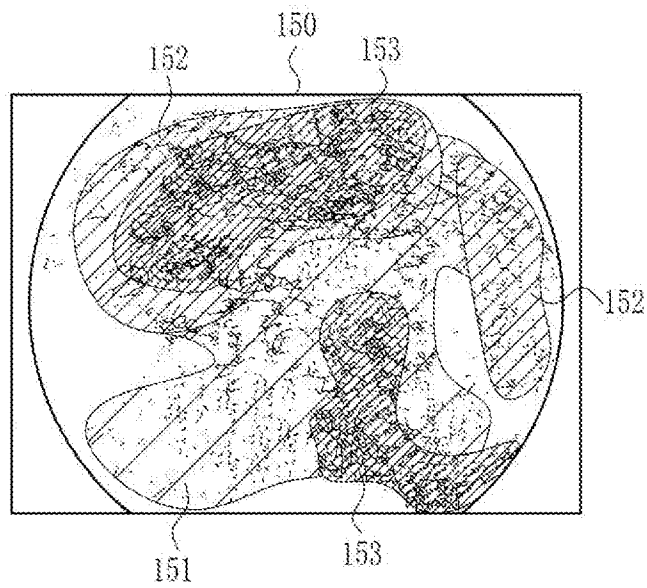
142c
↓

第3の診断目的	指標値	係数
潰瘍性大腸炎の寛解期	表層血管の複雑度	1
	中層血管の複雑度	1
潰瘍性大腸炎の活動期	表層血管の複雑度	1

[図18]



[図19]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/036239

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B1/00 (2006.01) i, A61B1/045 (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)

Int.Cl. A61B1/00-1/32

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

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2017
Registered utility model specifications of Japan	1996-2017
Published registered utility model applications of Japan	1994-2017

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 2012-152332 A (FUJIFILM CORP.) 16 August 2012, entire text (Family: none)	1-11
A	JP 2012-239816 A (FUJIFILM CORP.) 10 December 2012, entire text & US 2012/0302847 A1 & EP 2526854 A1	1-11
A	JP 2014-212925 A (FUJIFILM CORP.) 17 November 2014, entire text (Family: none)	1-11

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 “E” earlier application or patent but published on or after the international filing date
 “L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 “O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 “P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 “X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 “Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 “&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
 04 December 2017 (04.12.2017)

Date of mailing of the international search report
 19 December 2017 (19.12.2017)

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/JP2017/036239

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 2013-13589 A (HOYA CORP.) 24 January 2013, entire text (Family: none)	1-11
A	JP 2003-126045 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 07 May 2003, entire text & US 2004/0059215 A1 & WO 2003/034914 A1 & EP 1452129 A1	1-11

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, A61B1/045(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. A61B1/00-1/32

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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 2012-152332 A (富士フイルム株式会社) 2012.08.16, 全文 (ファミリーなし)	1-11
A	JP 2012-239816 A (富士フイルム株式会社) 2012.12.10, 全文 & US 2012/0302847 A1 & EP 2526854 A1	1-11
A	JP 2014-212925 A (富士フイルム株式会社) 2014.11.17, 全文 (ファミリーなし)	1-11

☑ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

- 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
- 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
- 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
- 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
- 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

- 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
- 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
- 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
- 「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

04.12.2017

国際調査報告の発送日

19.12.2017

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)

荒井 隆一

2Q

3213

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 2013-13589 A (HOYA株式会社) 2013.01.24, 全文 (ファミリーなし)	1-11
A	JP 2003-126045 A (オリンパス光学工業株式会社) 2003.05.07, 全文 & US 2004/0059215 A1 & WO 2003/034914 A1 & EP 1452129 A1	1-11