

(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2004-357909

(P2004-357909A)

(43) 公開日 平成16年12月24日(2004.12.24)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 1/04
A61B 1/00
G02B 23/24
G02B 23/26
H04N 7/18

F I

A61B 1/04 372
A61B 1/00 300D
A61B 1/00 300Y
G02B 23/24 B
G02B 23/26 D

テーマコード(参考)

2H040
4C061
5C054

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 12 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2003-159485 (P2003-159485)
(22) 出願日 平成15年6月4日(2003.6.4)

(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100106909
弁理士 棚井 澄雄
(74) 代理人 100064908
弁理士 志賀 正武
(74) 代理人 100101465
弁理士 青山 正和
(74) 代理人 100094400
弁理士 鈴木 三義
(74) 代理人 100086379
弁理士 高柴 忠夫
(74) 代理人 100118913
弁理士 上田 邦生

最終頁に続く

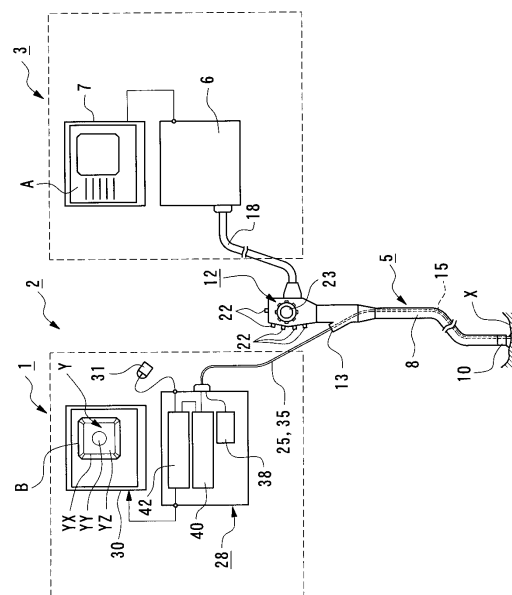
(54) 【発明の名称】 光学的プローブ型観察装置

(57) 【要約】

【課題】 拡大観察中にその場で関心部位の正確なN/C比や大きさを認識可能な光学的プローブ型観察装置を提供すること。

【解決手段】 光学的プローブ型観察装置1は、高倍率撮像手段に接続され、高倍率で撮像した体腔内面Xの画像処理を行う高倍率画像処理手段28と、撮像した体腔内面Xの拡大された画像を表示する高倍率表示手段30と、高倍率表示手段30に表示された体腔内面Xの画像における特定の位置又は領域を指定するマウス(指示手段)31とを備え、高倍率画像処理手段28は、撮像した体腔内面Xの画像に基づいてこの画像に含まれる細胞の細胞核と細胞質とのN/C比を算出する演算部42を備えている構成とした。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体を観察する内視鏡の処置具チャンネルに挿通可能なプローブ本体と、
該プローブ本体の先端に設けられ、前記内視鏡の観察用光学系よりも高倍率な光学系を介して前記被検体を撮像可能な高倍率撮像手段と、
該高倍率撮像手段に接続され、撮像した前記被検体の画像処理を行う高倍率画像処理手段と、
撮像した前記被検体の画像を表示する高倍率表示手段とを備え、
前記高倍率画像処理手段が、撮像した前記被検体の画像に基づいて該画像に含まれる細胞の細胞核と細胞質との面積比を算出する演算部を備え、
前記高倍率表示手段が、算出された前記面積比を表示することを特徴とする光学的プローブ型観察装置。

10

【請求項 2】

前記演算部が、一定の明度を基準として前記被検体の画像を 2 値化処理し、前記細胞核と前記細胞質とを判別して前記算出を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の光学的プローブ型観察装置。

【請求項 3】

前記高倍率表示手段により表示された前記被検体の画像における特定の位置或いは領域を指定する指示手段を備え、
前記演算部が、前記指示手段によって指定された位置或いは領域内の前記細胞核と前記細胞質との面積比を演算することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の光学的プローブ型観察装置。

20

【請求項 4】

前記高倍率撮像手段が固体撮像素子を備え、
前記演算部が、前記細胞核に相当する部分の画素数と前記細胞質に相当する部分の画素数とから前記面積比を算出することを特徴とする請求項 1 から 3 の何れか一つに記載の光学的プローブ型観察装置。

【請求項 5】

被検体を観察する内視鏡の処置具チャンネルに挿通可能なプローブ本体と、
該プローブ本体の先端に設けられ、前記内視鏡の観察用光学系よりも高倍率な光学系を介して前記被検体を撮像可能な高倍率撮像手段と、
該高倍率撮像手段に接続され、撮像した前記被検体の画像処理を行う高倍率画像処理手段と、
撮像した前記被検体の画像を表示する高倍率表示手段とを備え、
前記高倍率表示手段が、予め前記高倍率撮像手段で実際に撮像した際の倍率情報に基づいてスケールを前記画像と共に表示することを特徴とする光学的プローブ型観察装置。

30

【請求項 6】

前記倍率情報を予め記憶する記憶部を備え、
前記高倍率表示手段が、前記記憶部の倍率情報に基づいて前記スケールを表示することを特徴とする請求項 5 に記載の光学的プローブ型観察装置。

40

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、内視鏡装置とともに被検体観察に使用する光学的プローブ型観察装置に関する。

【0002】**【従来技術】**

従来より、細胞や腺構造を始めとする粘膜上皮の組織学的観察を *in vivo* (生きたまま)で行うことが、癌の早期発見、早期診断において重要であるとして注目されている。このような要求に応えるためには、通常の倍率の内視鏡観察に加えて、組織学的な観察

50

レベルの倍率（一般的な顕微鏡で20～1000倍程度）の拡大鏡観察が必要である。このような要求に応える装置として、通常の倍率の観察手段と、高倍率の拡大観察とを並列に有する内視鏡が開示されている（例えば、特許文献1参照。）。

この内視鏡によれば、通常の観察手段による通常の倍率での観察を行いながら、癌細胞などの疑いのある部位を拡大観察手段により高倍率で観察することにより、*in vivo*で組織学的な観察を行うことができる。

【0003】

また、この際、観察部位の大きさを正確に測定するために、高倍率撮像手段の焦点距離に応じて決定されるスケール情報を予め記憶させて、この焦点距離に応じたスケール表示を観察部位とともに画面に表示させるものが提案されている（例えば、特許文献2参照。）

10

【0004】

【特許文献1】

米国特許第5846185号明細書

【特許文献2】

特開2002-153421号公報

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記従来技術においては、病理判断を細胞核と細胞質との面積比（以下、 N/C 比と呼ぶ。）によって行う場合に、スケール表示がされていたとしても、細胞核等の大きさ等を画面上のスケール表示に基づいてその場で算出して正確な N/C 比を得ることが困難であった。そのため、拡大観察中に N/C 比をリアルタイムで知ることができず、病理診断結果が出るまでに時間を要していた。

20

また、例えば、特許文献1に記載の技術の場合、スケール情報が予め記憶させた光学系の設計上の焦点距離に依存しているため、高倍率撮像手段の焦点距離に僅かな誤差が含まれていても、拡大倍率が大きい場合にはこの誤差が拡大されてしまい、依然として正確な大きさを把握することが困難であった。

本発明は上記事情に鑑みて成されたものであり、拡大観察中にその場で関心部位の正確な N/C 比や大きさを認識可能な光学的プローブ型観察装置を提供することを目的とする。

【0006】

30

【課題を解決するための手段】

本発明は、上記課題を解決するため、以下の手段を採用する。

本発明の光学的プローブ型観察装置は、被検体を観察する内視鏡の処置具チャンネルに挿通可能なプローブ本体と、該プローブ本体の先端に設けられ、前記内視鏡の観察用光学系よりも高倍率な光学系を介して前記被検体を撮像可能な高倍率撮像手段と、該高倍率撮像手段に接続され、撮像した前記被検体の画像処理を行う高倍率画像処理手段と、撮像した前記被検体の画像を表示する高倍率表示手段とを備え、前記高倍率画像処理手段が、撮像した前記被検体の画像に基づいて該画像に含まれる細胞の細胞核と細胞質との面積比を算出する演算部を備え、前記高倍率表示手段が、算出された前記面積比を表示することを特徴とする。

40

【0007】

この光学的プローブ型観察装置は、高倍率画像処理手段が被検体として捉えた細胞の細胞核と細胞質との面積比を算出する演算部を備えるとともに、高倍率表示手段が算出された面積比を表示するので、被検体の画像とともに算出した面積比をその場で認識することができる。

【0008】

本発明は、前記光学的プローブ型観察装置であって、前記演算部が、一定の明度を基準として前記被検体の画像を2値化処理し、前記細胞核と前記細胞質とを判別して前記算出を行うことが好ましい。

この光学的プローブ型観察装置は、被検体の観察画像を一定の明度を基準として2値化処

50

理するので、比較的小さい明度で表示される細胞核に相当する部分を一定の明度以下の領域とし、かつ、比較的大きい明度で表示される細胞質に相当する部分を一定の明度以上の領域とすることによって両者の面積比を容易に算出することができる。

【0009】

本発明は、前記光学的プローブ型観察装置であって、前記高倍率表示手段により表示された前記被検体の画像における特定の位置或いは領域を指定する指示手段を備え、前記演算部が、前記指示手段によって指定された位置或いは領域内の前記細胞核と前記細胞質との面積比を演算することが好ましい。

この光学的プローブ型観察装置は、指示手段を備え、演算部が、前記指示手段によって指定された位置或いは領域内の細胞核と細胞質との面積比を演算するので、指示手段によって任意の細胞壁を指定することによってその面積比を算出する領域が明確になるとともに、その細胞壁内の細胞核と細胞質との面積比を知ることができる。

10

【0010】

本発明は、前記光学的プローブ型観察装置であって、前記高倍率撮像手段が固体撮像素子を備え、前記演算部が、前記細胞核に相当する部分の画素数と前記細胞質に相当する部分の画素数とから前記面積比を算出することが好ましい。

この光学的プローブ型観察装置は、上記構成を有するので、細胞核と細胞質とが占めるそれぞれの画素数を数えることによって面積比を算出することができ、面積比を短時間で算出することができる。

【0011】

本発明は、前記光学的プローブ型観察装置であって、被検体を観察する内視鏡の処置具チャンネルに挿通可能なプローブ本体と、該プローブ本体の先端に設けられ、前記内視鏡の観察用光学系よりも高倍率な光学系を介して前記被検体を撮像可能な高倍率撮像手段と、該高倍率撮像手段に接続され、撮像した前記被検体の画像処理を行う高倍率画像処理手段と、撮像した前記被検体の画像を表示する高倍率表示手段とを備え、前記高倍率表示手段が、予め前記高倍率撮像手段で実際に撮像した際の倍率情報に基づいてスケールを前記画像と共に表示することを特徴とする。

20

【0012】

この光学的プローブ型観察装置は、予め高倍率撮像手段で実際に撮像した際の倍率情報に基づいて高倍率表示手段にスケール表示させるので、設計上の数値のみならず個々の高倍率撮像手段が有する固有の誤差や特性をふまえた高精度なスケールを作成することができ、表示された画像の大きさをより正確に知ることができる。

30

【0013】

本発明は、前記光学的プローブ型観察装置であって、前記倍率情報を予め記憶する記憶部を備え、前記高倍率表示手段が、前記記憶部の倍率情報に基づいて前記スケールを表示することが好ましい。

この光学的プローブ型観察装置は、高倍率撮像手段の倍率情報を予め記憶する記憶部を備えているので、高倍率撮像手段の倍率情報を使用の都度入力する必要がなく、高精度なスケール表示を容易に行うことができる。

【0014】**【発明の実施の形態】**

本発明の第1の実施形態について、図1から図3を参照して説明する。

本実施形態に係る光学的プローブ型観察装置1は、図1に示すように、内視鏡システム2内で使用される。この内視鏡システム2は、体腔内に挿入して通常観察を行う内視鏡3を備えている。

内視鏡3は、体腔内に挿入される内視鏡本体5と、この内視鏡本体5に照明光を供給し、撮像された内視鏡画像信号を処理する内視鏡画像処理手段6と、この内視鏡画像処理手段6によって処理された画像を表示する内視鏡表示手段7とを備えている。

【0015】

内視鏡本体5は、図1及び図2に示すように、フレキシブルに湾曲可能な長尺の挿入部8

40

50

と、その先端に内蔵された通常観察用の観察用光学系 10 と、内視鏡画像処理手段 6 から供給された照明光を挿入部 8 先端から照射する内視鏡照明部 11 と、挿入部 8 の後端に設けられた操作部 12 とを備えている。

また、内視鏡本体 5 は、操作部 12 近傍に設けられた処置具チャンネル口 13 から挿入部 8 先端まで挿入部 8 の長さ方向に貫通して形成された処置具チャンネル 15 を備えている。

【0016】

観察用光学系 10 は、図 2 に示すように、挿入部 8 の先端に内蔵された固体撮像素子（以下、CCD と呼ぶ。）16 と、CCD 16 の前方に配設された対物レンズ等の光学素子 17 とを備えている。CCD 16 に接続された信号ケーブル 18 は、挿入部 8 内を通して挿入部 8 の後端から引き出され、内視鏡画像処理手段 6 に接続されている。

10

内視鏡照明部 11 は、挿入部 8 の先端に配設された照明レンズ 20 と、内視鏡画像処理手段 6 から供給された照明光を照明レンズ 20 まで導くライトガイド 21 とを備えている。

【0017】

操作部 12 は、図 1 に示すように、複数のスイッチ 22 と操作ノブ 23 とを備えている。スイッチ 22 は、所望の機能を設定可能なプログラマブルなスイッチであって、操作ノブ 23 は、挿入部 8 を任意の方向に湾曲させて、その先端に配されている観察用光学系 10 の対向する方向をコントロールする。

【0018】

光学的プローブ型観察装置 1 は、図 1 及び図 2 に示すように、内視鏡本体 5 に設けられた処置具チャンネル 15 に挿通可能なプローブ本体 25 と、プローブ本体 25 の先端部に設けられ、内視鏡装置 2 の観察用光学系 10 よりも高倍率な光学系を介して体腔内面（被検体）X を撮像可能な高倍率撮像手段 26 と、高倍率撮像手段 26 の撮像範囲を照明するプローブ照明部 27 とを備えている。また、光学的プローブ型観察装置 1 は、高倍率撮像手段 26 に接続され、高倍率で撮像した体腔内面 X の画像処理を行う高倍率画像処理手段 28 と、撮像した体腔内面 X の拡大された画像を表示する高倍率表示手段 30 と、高倍率表示手段 30 に表示された体腔内面 X の画像における特定の位置又は領域を指定するマウス（指示手段）31 とを備えている。

20

【0019】

高倍率撮像手段 26 は、図 2 に示すように、プローブ本体 25 の先端に配設された高倍率対物レンズ 32 と、その結像位置に固定された CCD 33 とを備えている。CCD 33 には、信号ケーブル 35 が接続されており、この信号ケーブル 35 は、プローブ本体 25 の長手方向にプローブ本体 25 内を貫通してプローブ本体 25 の後端側に引き出され、高倍率画像処理手段 28 に接続されている。

30

プローブ照明部 27 は、プローブ本体 25 の先端に配設された高倍率撮像手段 26 の周囲をリング状に囲むように配設されたライトガイド 36 と、ライトガイド 36 に照明光を導く光ファイバ 37 とを備えている。

【0020】

高倍率画像処理手段 28 は、図 1 に示すように、プローブ照明部 27 に照明光を供給する光源装置 38 と、CCD 33 に接続された信号ケーブル 35 の後端に接続され、CCD 33 により撮像された映像信号を処理する映像信号処理部 40 と、撮像した体腔内面 X の画像に基づいてこの画像に含まれる細胞の細胞核と細胞質との N/C 比を算出する演算部 42 とを備えている。

40

【0021】

映像信号処理部 40 は、図 3 に示すように、CCD 33 を駆動する CCD 駆動回路 43 と、CCD 33 から出力される撮像信号に対して信号処理を行い映像信号に変換する映像処理回路 45 とを備えている。

CCD 駆動回路 43 は、画像入力コマンドに基づき CCD 駆動信号を CCD 33 へ送る。映像処理回路 45 は、CCD 33 からの撮像信号を入力し、信号処理した映像信号を高倍率表示手段 30 及び演算部 42 へ出力する。

50

【0022】

演算部42は、図4に示すように、メモリ47と制御回路51とを備えている。
このメモリ47は、映像処理回路45から送られてきた映像信号を一時的に静止画像として保存するとともに、N/C比表示の際に高倍率表示手段30に表示された静止画像中の細胞における細胞壁等を、検査を行う医師等にマウス31でトレースしてもらうためのカーソルを表示させるものである。

制御回路51は、CCD駆動回路43に画像入力停止を指示してメモリ47に保存されたN/C比表示する静止画像を選択するとともに、マウス31によってトレースされた範囲内の画像の映像信号を一定の明度を基準として画素毎に2値化処理する。また、制御回路51は、この2値化処理された映像信号を画素毎に算出して画素数の比率を演算するように構成されている。

10

【0023】

次に、以上の構成からなる本実施形態に係る光学的プローブ型観察装置1の使用方法について説明する。

本実施形態に係る光学的プローブ型観察装置1を用いて体腔内の観察を行うには、まず、内視鏡本体5の処置具チャンネル15内に光学的プローブ型観察装置1のプローブ本体25を挿入して被験者の体腔内に挿入する。この状態で、内視鏡画像処理手段6及び高倍率画像処理手段28を作動させる。そして、内視鏡本体5の操作部12に設けられた操作ノブ23を操作して、内視鏡照明部11、観察用光学系10、プローブ照明部27、及び高倍率撮像手段26を所望の方向に向ける。

20

【0024】

これにより、照明光が挿入部8先端に配設されたライトガイド21から出射され、内視鏡3の観察範囲を照明する。そして、内視鏡画像処理手段6の作動によりCCD16が駆動され、このCCD16によって取得された撮像信号が、信号ケーブル18を介して内視鏡画像処理手段6に送られて映像信号に変換され、生成された映像信号が内視鏡表示手段7に送られて、図1に示すように、内視鏡画像Aとして表示される。

【0025】

一方、プローブ本体25は、その先端を内視鏡本体5の挿入部8の先端面から突出させた状態で体腔内面Xに密着させられているので、プローブ照明部27のライトガイド36から出射された照明光は、光学的プローブ型観察装置1の観察範囲を集中的に照明する。そして、映像信号処理部40のCCD駆動回路43の作動によりCCD33が駆動される。このとき、高倍率対物レンズ32によって拡大された体腔内面Xの画像がCCD33において取得されて撮像信号となり、この撮像信号が信号ケーブル35を介して映像信号処理部40に送られる。そして、映像処理回路45にて映像信号に変換され、生成された映像信号のうち高倍率表示手段30に送られたものが図1に示すように高倍率画像Bとして表示される。

30

【0026】

この場合において、内視鏡表示手段7及び高倍率表示手段30を見て検査を行う医師が、図1に示す高倍率表示手段30に表示された高倍率画像B内の体腔内面Xにおける細胞YのN/C比について検査する場合、高倍率表示手段30からN/C比表示コマンドを入力する。

40

このとき、制御回路51によって映像信号処理部40への映像信号の入力停止が指示され、N/C比表示コマンドが入力された直前の画像をメモリ47から呼び出して高倍率表示手段30に静止画像として表示させる。この静止画像に対して、医師はマウス31を操作して所望の細胞Yの細胞壁YXをトレースする。

【0027】

さらに、制御回路51が、トレースされた領域内の映像信号を一定の明度を基準として画素毎に2値化処理して、一定の明度以下として識別された画素数をカウントする。一方、マウス31によってトレースされた細胞壁YX内の画素数も制御回路51にてカウントされる。

50

ここで、細胞核 Y Y の映像部分の明度は、細胞質 Y Z の映像部分の明度よりも小さいことから、 A は細胞核 Y Y の占める面積、及び、 B は細胞質 Y Z の占める面積に相当する。

こうして、 $A / (A + B)$ の演算を行うことによって、N / C 比を算出する。得られた N / C 比は、メモリ 47 に送られて静止画像に書き込まれ、図 5 に示すように、高倍率表示手段 30 に静止画像とともに表示される。

【0028】

この光学的プローブ型観察装置 1 によれば、N / C 比を演算する演算部 42 を備えているので、撮影した細胞 Y の N / C 比を自動的に算出するとともに、細胞 Y の拡大画像とともに N / C 比が同一の画面上で表示されるので、その場で所望の細胞の N / C 比認識することができる。

10

また、通常、細胞核 Y Y は、明度が比較的小さい部分として表示され、細胞質 Y Z は、明度が比較的大きい部分として表示される。このことから、一定の明度以下の領域を細胞核 Y Y とし、かつ、一定の明度以上の領域を細胞質 Y Z として、それぞれの占める領域を比較することによって N / C 比を算出することができる。

さらに、このとき、制御回路 51 にて、映像信号を一定の明度を基準として 2 値化処理しているので、2 値化された信号別に画素数を算出して比較することにより容易に N / C 比を算出することができる。

【0029】

なお、上記実施形態において、一定の明度以上として識別された画素数 C が占める面積は、細胞質 Y Z が占める面積に相当するため、この C をカウントして A / C の演算を行うことによって上述した N / C 比を算出してもよい。

20

【0030】

次に、本発明に係る第 2 の実施形態について、図 6 から図 8 を参照して説明する。なお、以下の説明において、上記実施形態において説明した構成要素には同一符号を付し、その説明は省略する。

第 2 の実施形態が上記第 1 の実施形態と異なる点は、第 1 の実施形態に係る光学的プローブ型観察装置 1 には、被検体の大きさを知るために N / C 比を算出する演算部 42 が設けられているのに対して、第 2 の実施形態に係る光学的プローブ型観察装置 55 には、スケール表示を作成する演算部 56 が設けられているとした点である。

30

【0031】

この光学的プローブ型観察装置 55 が備える高倍率画像処理手段 57 は、図 6 に示すように、光源装置 38 と、映像信号処理部 40 と、予め高倍率撮像手段 26 で実際に撮像した際の倍率情報に基づいてスケール表示を作成する演算部 56 を備えている。このスケール表示は、高倍率表示手段 30 に画像とともに表示される。

また、光学的プローブ型観察装置 55 は、例えば、特開 2002 - 34906 号公報（第 2 図）で開示されているような不揮発性メモリであって倍率情報を予め記憶しておく記憶部 58 をプローブ本体 25 に備えている。

この倍率情報とは、光学的プローブ型観察装置 55 を体腔内面 X に接触させたときに観察される被検体が実際にどのくらいの大きさであるかの高倍率撮像手段 26 固有の情報で、例えば、100 μ m に対応する画素数や設計値及びその誤差等の倍率に関する情報であって、出荷前に予め工場等で実際に撮像して確認した値である。

40

【0032】

演算部 56 は、図 7 に示すように、記憶部 58 に記憶された倍率情報を読み取る情報読取部 60 と、この情報に基づきスケール S を作成する表示作成部 61 と、作成されたスケール S を書き込む表示メモリ 62 と、映像信号処理部 40 から出力された映像信号に表示メモリ 62 に書き込まれたスケール S を合成する映像信号切替部 63 と、この映像信号切替部 63 に映像信号切替指示をする制御信号生成部 65 とを備えている。

情報読取部 60 は、倍率情報の読み取りとともに、例えば、高倍率表示手段 30 から入力されるスケール表示指示に基づき、表示作成部 61 へのスケール S 作成指示を行う。

50

【0033】

次に、以上の構成からなる本実施形態に係る光学的プローブ型観察装置55の使用方法について説明する。

本実施形態においても、第1の実施形態と同様に、内視鏡3とともに光学的プローブ型観察装置55を体腔内に挿入するとともに、内視鏡3によって撮影された画像を内視鏡表示手段7に表示する。

【0034】

一方、プローブ本体25は、処置具チャンネル15に挿入されると、情報読取部60が記憶部58に記憶された倍率情報を読み取る。

そして、内視鏡本体5の挿入部8とともに体腔内に挿入されると、プローブ照明部27のライトガイド36から出射した照明光で光学的プローブ型観察装置55の観察範囲を集中的に照明する。そして、映像信号処理部40のCCD駆動回路43の作動によりCCD33を駆動して、高倍率対物レンズ32によって拡大された体腔内面Xの画像をCCD33にて取得する。この撮像信号を信号ケーブル35を介して映像信号処理部40に送る。そして、映像処理回路45にて映像信号に変換され、生成された映像信号のうち高倍率表示手段30に送られたものが高倍率画像Cとして表示される。

10

【0035】

この場合において、内視鏡表示手段7及び高倍率表示手段30を見て検査を行う医師が、高倍率表示手段30に表示された高倍率画像C内の細胞Yを検査するに際しその大きさを正確に知るために、高倍率表示手段30からスケール表示コマンドを入力する。

20

この際、情報読取部60は、表示作成部61にスケールS作成の指示が出されるとともに、記憶部58から読み取った倍率情報を送信する。そして、表示作成部61では送られた情報及びコマンドからスケールSを作成し表示メモリ62に書き込む。また、制御信号生成部65に対して映像信号切替指示を送る。

【0036】

映像信号切替部63は、表示メモリ62に書き込まれたスケールSを呼び出すとともに、制御信号生成部65からの指示に基づきスケール表示を指示したときの映像信号にスケールSを合成する。

こうして、図8に示すように、高倍率表示手段30に細胞Yの画像とともにスケールSが表示される。

30

なお、スケール表示の書式としては、画面上の縦横の大きさを表すものや内視鏡の形状サイズを表すもの等、数種類のパターンを切り替えられるようにしておいて、スケール表示コマンドを入力する際に画面に表示するスケールの書式も合わせて入力できるようにしてもよい。

【0037】

この光学的プローブ型観察装置55によれば、予め高倍率撮像手段26で実際に撮像した際の倍率情報に基づいてスケールSを作成するので、設計上の数値のみならず個々の高倍率撮像手段26が有する固有の誤差や特性をふまえた高精度なスケール表示を作成することができ、表示された体腔内面Xの実際の大きさを正確に知ることができる。

また、実測した高倍率撮像手段26の倍率情報を予め記憶する記憶部58を備えているので、高倍率撮像手段26の倍率情報を使用の都度入力する必要がなく、高精度なスケール表示を容易に行うことができる。

40

【0038】

なお、本発明の技術範囲は上記実施の形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において種々の変更を加えることが可能である。

例えば、N/C比表示コマンド及びスケール表示コマンドは、高倍率表示手段30から入力するものとしているが、内視鏡3の操作部12に設けられたスイッチ22に連動させて対応させてもよい。

また、内視鏡画像Aと高倍率画像B、Cとをそれぞれ別の表示手段に出力しているが、両者を1つの表示手段で同時に表示させてもよい。

50

さらに、内視鏡画像処理手段 6 と高倍率画像処理手段 28 とを別々に配設しているが、両者を一つの装置として機能を統合させても構わない。

【0039】

【発明の効果】

以上説明した本発明においては以下の効果を奏する。

本発明の光学的プローブ型観察装置によれば、拡大観察中にその場で関心部位の面積比や正確な大きさを高精度に認識することができる。

その結果、画像情報に基づいた診断が検査中に可能となり、短時間で正確な処置を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る光学的プローブ型観察装置を含む内視鏡システム全体を示す図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施形態に係る光学的プローブ型観察装置のプローブ本体先端を示す断面図である。

【図 3】本発明の第 1 の実施形態に係る映像信号処理部を示すブロック図である。

【図 4】本発明の第 1 の実施形態に係る演算部を示すブロック図である。

【図 5】本発明の第 1 の実施形態に係る高倍率表示手段における N / C 比が表示された画面を示す図である。

【図 6】本発明の第 2 の実施形態に係る光学的プローブ型観察装置を含む内視鏡システム全体を示す図である。

【図 7】本発明の第 2 の実施形態に係る演算部を示すブロック図である。

【図 8】本発明の第 2 の実施形態に係る高倍率表示手段におけるスケール表示された画面を示す図である。

【符号の説明】

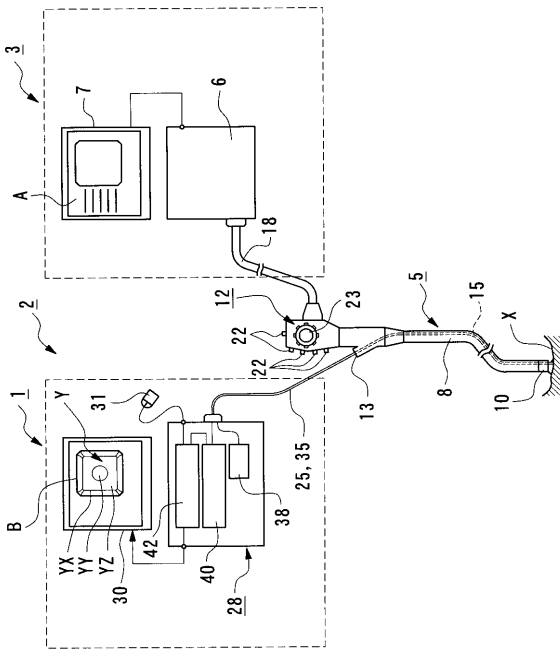
- 1、55 光学的プローブ型観察装置
- 3 内視鏡
- 10 観察用光学系
- 15 処置具チャンネル
- 16、33 CCD (固体撮像素子)
- 25 プローブ本体
- 26 高倍率撮像手段
- 28、57 高倍率画像処理手段
- 30 高倍率表示手段
- 31 マウス (指示手段)
- 42、56 演算部
- 58 記憶部

10

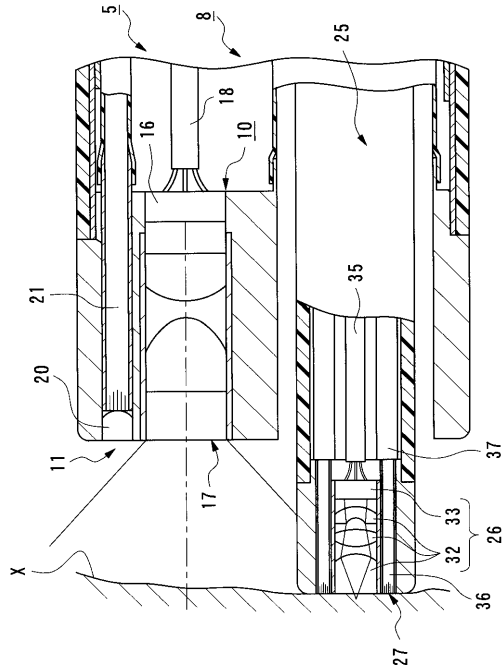
20

30

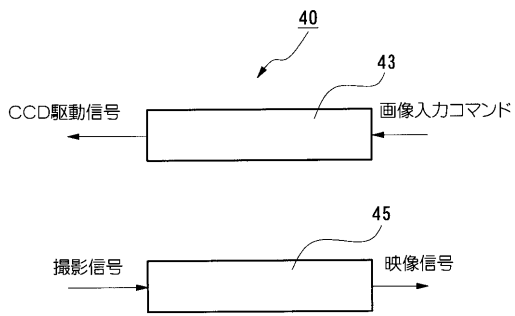
【 図 1 】



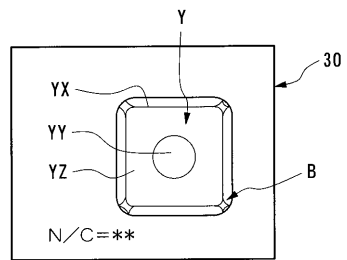
【 図 2 】



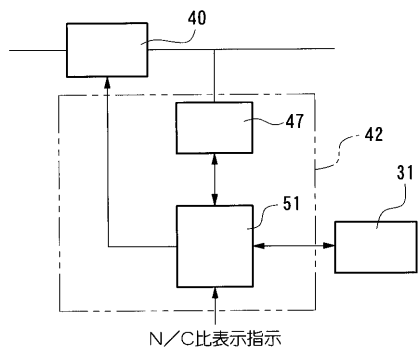
【 図 3 】



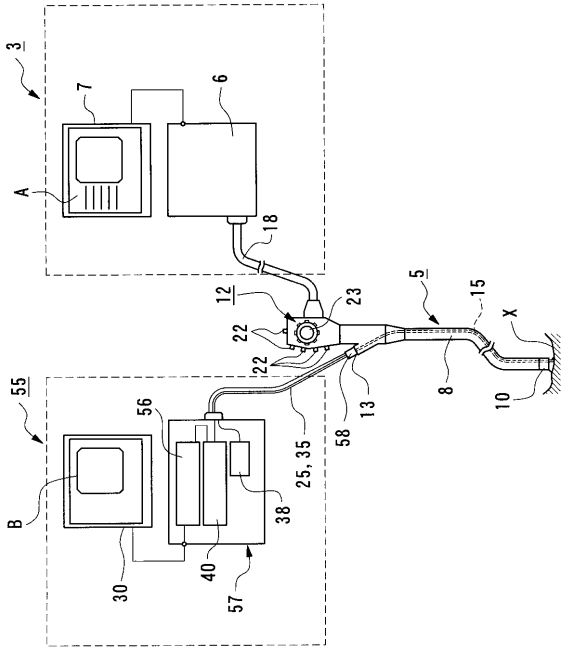
【 図 5 】



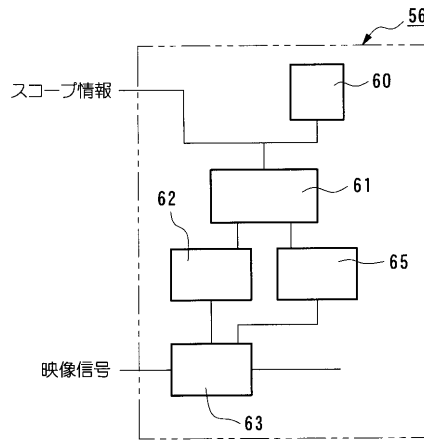
【 図 4 】



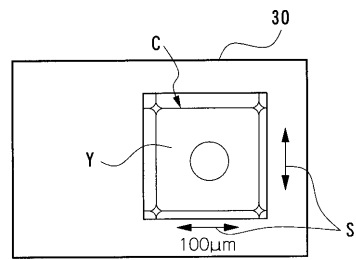
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷

F I

テーマコード(参考)

H 0 4 N 7/18

M

(72)発明者 高杉 啓

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内

(72)発明者 堀井 章弘

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA03 CA22 DA17 DA53 DA56 FA02 FA06 GA02 GA06 GA11
4C061 AA00 BB00 CC04 DD03 FF40 FF46 HH51 HH52 JJ11 LL02
UU05 WW03 WW15
5C054 AA02 CC02 CE01 CF05 CH02 EA01 EA05 FC12 FC15 FE12
FF02 HA12

专利名称(译)	光学探针式观察装置		
公开(公告)号	JP2004357909A	公开(公告)日	2004-12-24
申请号	JP2003159485	申请日	2003-06-04
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	高杉啓 堀井章弘		
发明人	高杉 啓 堀井 章弘		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y G02B23/24.B G02B23/26.D H04N7/18.M A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/018.515 A61B1/045.610 A61B1/045.615 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/BA03 2H040/CA22 2H040/DA17 2H040/DA53 2H040/DA56 2H040/FA02 2H040/FA06 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC04 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/HH51 4C061/HH52 4C061/JJ11 4C061/LL02 4C061/UU05 4C061/WW03 4C061/WW15 5C054/AA02 5C054/CC02 5C054/CE01 5C054/CF05 5C054/CH02 5C054/EA01 5C054/EA05 5C054/FC12 5C054/FC15 5C054/FE12 5C054/FF02 5C054/HA12 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC04 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/HH51 4C161/HH52 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/UU05 4C161/WW03 4C161/WW15		
代理人(译)	塔奈澄夫 正和青山 上田邦夫		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种光学探针型观察装置，该装置能够在放大观察期间识别出准确的N / C比和感兴趣区域的大小。光学探针型观察装置（1）连接至高倍率成像装置，并且执行高倍率图像处理装置（28），以对以高倍率成像的体腔内表面（X）进行图像处理，并且放大成像的体腔内表面（X）。用于显示图像的高倍率显示装置30，以及用于指定在高倍率显示装置30上显示的体腔内表面X的图像中的特定位置或区域的鼠标（指令装置）31。图28所示的装置构成为包括计算单元42，该计算单元42计算所捕获的体腔的内表面X的图像中所包括的细胞的细胞核与细胞质之间的N / C比。[选型图]图1

