

(11) 特許出願公開番号

特開2006-43196

(P2006-43196A)

(43) 公開日 平成18年2月16日(2006.2.16)

(51) Int.Cl.

F 1

テーマコード (参考)

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

26043

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

2H040

GO 1 N 21/64 (2006.01)

GO 1 N 21/64 Z

4 C O 6 1

GO2B 23/26 (2006.01)

G O 2 B 23/26 B

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2004-229355 (P2004-229355)

(22) 出願日 平成16年8月5日 (2004.8.5)

(71) 出願人 000000527

ペンタックス株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(74) 代理人 100098235

弁理士 金井 英幸

(72) 発明者 池谷 浩平

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ

ンタックス株式会社内

Fターム(参考) 2G043 AA03 BA16 EA01 EA14 FA01

HA01 HA05 HA09 HA11 HA12

KA09 LA03 NA01 NA06

2H040 BA09 CA04 CA09

4C061 CC06 HH51 LL01 NN01 NN05

QQ02 QQ04 TT01 WW04 WW15

WW17

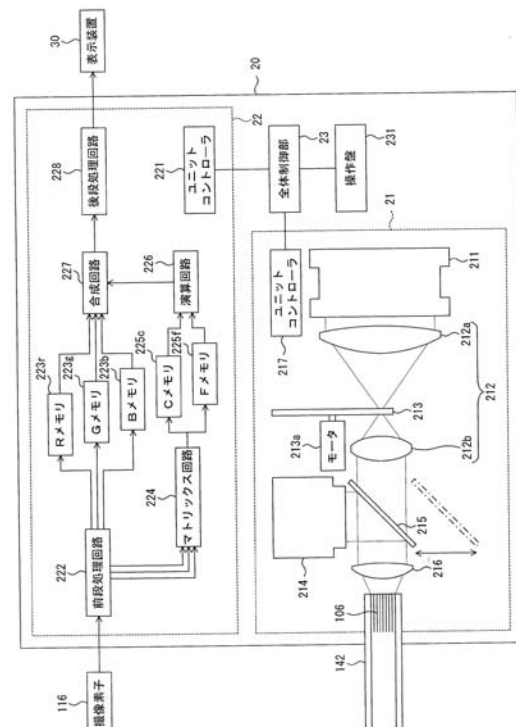
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム及び電子内視鏡用プロセッサ

(57) 【要約】

【課題】喫煙者の呼吸器を特殊観察する場合でも特殊観察画像から本物の病変の有無や存在位置を認識できるようにすることができる電子内視鏡システムと、このような電子内視鏡システムを構成する電子内視鏡用プロセッサとを、提供する。

【解決手段】電子内視鏡システムの本体装置２０内の全体制御部２３は、操作盤２３１上のメニューボタン２３１ａが押下されると、被検者の年齢と喫煙年数とを入力するための入力欄が含まれる被検者情報入力画面を画像処理部２２を通じて表示装置３０に表示する。これら入力欄に年齢値と喫煙年数値とが設定されてメニューボタン２３１ａが押下されると、全体制御部２３は、画像処理部２２内の演算回路２２６に対し、患部画像データにおける輝度値を有する画素として採用するか否かを判定するための閾値を、年齢値と喫煙年数値とに基づいて算出される蛍光係数に応じた値だけ、減じるように、指示する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検者の体腔内に挿入される挿入部を有する電子内視鏡とこの電子内視鏡が着脱自在に装着される電子内視鏡用プロセッサとからなる電子内視鏡システムであって、

前記電子内視鏡は、

前記挿入部の先端に対向する被写体の像を形成する対物光学系、

前記対物光学系が形成した像を撮像して画像データを生成する撮像素子、及び、

前記挿入部内に引き通されてその挿入部の先端に射出端面が配置されたライトガイドを備え、

前記電子内視鏡用プロセッサは、

前記被写体を照明するための白色光と生体組織を励起するための励起光とを前記ライトガイドの入射端面に選択的に導入する光源部、

前記光源部が前記ライトガイドの入射端面に前記白色光を導入している期間に前記撮像素子が生成した画像データを参照画像データとして取得し、前記光源部が前記ライトガイドの入射端面に前記励起光を導入している期間に前記撮像素子が生成した画像データを蛍光画像データとして取得する画像データ取得部、

前記画像データ取得部が取得した前記参照画像データと前記蛍光画像データとに基づいて、前記蛍光画像データの各画素の輝度値が前記参照画像データの同一座標上の輝度値に対して相対的に低くなるほど低くなる数値を、各座標について算出する数値算出部、

前記数値算出部が数値を算出した各座標のうち、その数値が所定の閾値以下である座標においてのみ輝度値を持つ画像データを患部画像データとして生成する患部画像データ生成部、

前記患部画像データ生成部が生成した患部画像データを前記画像データ取得部が取得した参照画像データに合成して出力する画像データ合成部、

前記被検者の喫煙に関する数値的な情報を喫煙情報として受け付ける喫煙情報受付部、及び、

前記喫煙情報受付部が受け付けた喫煙情報に応じた値だけ前記閾値を減少するように前記患部画像データ生成部を制御する制御部

を備える

ことを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記電子内視鏡用プロセッサは、

前記喫煙情報受付部が受け付けた喫煙情報に応じた値を増減させるための指示を受け付ける受付部を

更に備え、

前記制御部は、前記受付部が前記指示を受け付けた場合に、前記喫煙情報に応じた値を増減させる

ことを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3】

前記数値算出部は、前記蛍光画像データの各画素の輝度値を前記参照画像データの同一座標上の画素の輝度値で除算することによって、各座標の比率を算出する

ことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記患部画像データ生成部は、前記数値算出部が数値を算出した各座標のうち、その数値が所定の閾値以下である座標においてのみ、その数値の大きさに反比例して大きくなる輝度値を持つ画像データを患部画像データとして生成する

ことを特徴とする請求項 1、2 又は 3 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

被検体の体腔に挿入される挿入部を有する電子内視鏡が着脱自在に装着されるとともに、前記挿入部の先端に対向する被写体を撮像することによって得られた画像データが入力

10

20

30

40

50

される電子内視鏡用プロセッサであって、

前記挿入部に引き通されてその挿入部の先端に射出端面が配置された前記ライトガイドの入射端面に向けて、前記被写体を照明するための白色光と生体組織を励起するための励起光とを選択的に導入する光源部、

前記光源部が前記ライトガイドの入射端面に前記白色光を導入している期間に前記撮像素子が生成した画像データを参照画像データとして取得し、前記光源部が前記ライトガイドの入射端面に前記励起光を導入している期間に前記撮像素子が生成した画像データを蛍光画像データとして取得する画像データ取得部、

前記画像データ取得部が取得した前記参照画像データと前記蛍光画像データとに基づいて、前記蛍光画像データの各画素の輝度値が前記参照画像データの同一座標上の輝度値に対して相対的に低くなるほど低くなる数値を、各座標について算出する数値算出部、 10

前記数値算出部が数値を算出した各座標のうち、その数値が所定の閾値以下である座標においてのみ輝度値を持つ画像データを患部画像データとして生成する患部画像データ生成部、

前記患部画像データ生成部が生成した患部画像データを前記画像データ取得部が取得した参照画像データに合成して出力する画像データ合成部、

前記被検者の喫煙に関する数値的な情報を喫煙情報として受け付ける喫煙情報受付部、及び、

前記喫煙情報受付部が受け付けた喫煙情報に応じた値だけ前記閾値を減少するように前記患部画像データ生成部を制御する制御部 20
を備えることを特徴とする電子内視鏡用プロセッサ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内を観察するための電子内視鏡システムと、このような電子内視鏡システムを構成する電子内視鏡用プロセッサとに、関する。

【背景技術】

【0002】

周知のように、生体組織は、特定の波長の光が照射されると、励起して蛍光を発する。また、腫瘍や癌などの病変が生じている異常な生体組織は、正常な生体組織よりも弱い蛍光を発する。この反応現象は、体腔壁下の生体組織によっても引き起こされ得る。近年では、この反応現象を利用して体腔壁下の生体組織に生じた異状を検出する電子内視鏡システムが、開発されている。なお、特許文献1及び特許文献2には、この種の電子内視鏡システムが開示されている。 30

【0003】

ところで、前述の反応現象を利用した電子内視鏡システムの一つとして、通常観察モードと特殊観察モードの二つの観察モードを備えた電子内視鏡システムがある。通常観察モードでは、この電子内視鏡システムは、白色光にて照明された体腔壁のカラー画像を通常観察画像として表示装置に表示する。一方、特殊観察モードでは、この電子内視鏡システムは、蛍光を放射する体腔壁のカラー画像に基づいて、病変の影響により輝度値の低い画素群を算出し、白色光にて照明された体腔壁のカラー画像における前述の画素群と同じ位置に病変部を示してなる特殊観察画像を、表示装置に表示する。 40

【0004】

上記の特殊観察モードについて詳しく説明する。電子内視鏡システムは、体腔内を照明するための白色光と生体組織を励起させるための励起光とを電子内視鏡の挿入部の先端から交互に射出する。白色光が挿入部先端から射出されたときには、挿入部先端前方の体腔壁の表面で反射されて対物光学系を透過した白色光が、撮像素子の撮像面に像を形成し、撮像素子が、その像を撮像してカラーの画像データを参照画像データとして生成する。一方、励起光が挿入部先端から射出されたときには、体腔壁下の生体組織から放射されて対物光学系を透過した蛍光が、撮像面に像を形成し、撮像素子が、その像を撮像してカラー 50

の画像データを蛍光画像データとして生成する。電子内視鏡システムの電子内視鏡用プロセッサは、電子内視鏡の撮像素子から一組の参照画像データ及び蛍光画像データが入力されるたびに、これら画像データに基づいて特殊観察画像の画像データを生成する。

【0005】

この特殊観察画像の画像データの生成手順について、より具体的に説明する。電子内視鏡用プロセッサは、まず、参照画像データ及び蛍光画像データからそれぞれの輝度成分を抽出し、蛍光画像データの輝度成分を参照画像データの輝度成分で除算し（同一座標上の輝度値同士の比率を全座標について算出し）、各画素における比率に基づいて、単一の色成分からなる患部画像データを生成する。この患部画像データでは、比率が所定の閾値を上回っている画素には、ゼロの輝度値が与えられ、その閾値以下の画素には、比率の大きさに反比例して大きくなる輝度値が与えられている。なお、このように、蛍光画像データの各画素について参照画像データの各画素との輝度値同士の比率を取って閾値以下の画素を抽出することにより、蛍光画像データの各画素の中から、体腔の奥行きや体腔壁表面の凹凸に起因する陰影の影響によって低い輝度値となった画素が除外され、病変の影響によって低い輝度値となった画素だけが抽出されることとなる。そして、電子内視鏡用プロセッサは、単一の色成分からなる患部画像データから、例えば緑黒のモノクロのカラー画像データ（緑色成分以外の色成分の輝度値がゼロであるカラー画像データ）を生成した後、参照画像データの各画素のうち、患部画像データにおけるゼロ以外の輝度値を有する画素と同じ位置にある画素の各色成分の輝度値を、その患部画像データの各色成分の輝度値に置換する。

10

20

【0006】

図12は、このような手順により生成された画像データによって表示装置に表示される特殊観察画像の一例を示す図である。図12に示されるように、特殊観察画像51では、白色光にて照明された体腔壁のカラー画像の上に、相対的に弱い蛍光を発する生体組織の集合体が存在する部分51aが、緑色にて示され、さらには、蛍光強度の弱さが、その緑色の明るさによって示される。従って、被検者に対して施術を行う術者は、特殊観察画像内に明るい病変部が現れているときほどその部分に病変が高い確率にて存在していると、認識することができる。

【特許文献1】特開2000-023903号公報

【特許文献2】特表2002-535025号公報

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、気管支や肺などの呼吸器においては喫煙者の蛍光強度が非喫煙者のそれよりも全体的に弱いことが、経験的に分かっている。特に、喫煙者の喫煙年数が長いほど、このような傾向が顕著である。

【0008】

ところが、前述した電子内視鏡システムでは、患部画像データを生成するための閾値が、平均的な人の病変部を算出するのに最も適切な値に設定されているため、喫煙者の呼吸器を特殊観察した際、前述した喫煙者の蛍光強度の相対的な弱さによって、特殊観察画像のあらゆる箇所に病変部が示されてしまい、本物の病変の有無や存在位置を特殊観察画像から認識することができなくなっていた。

40

【0009】

本発明は、このような問題に鑑みてなされたものであり、その課題は、喫煙者の呼吸器を特殊観察する場合でも特殊観察画像から本物の病変の有無や存在位置を高い精度で認識できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記の課題を解決するために発明された電子内視鏡システムは、被検者の体腔内に挿入される挿入部を有する電子内視鏡とこの電子内視鏡が着脱自在に装着される電子内視鏡用

50

プロセッサとからなる電子内視鏡システムであって、前記電子内視鏡は、前記挿入部の先端に対向する被写体の像を形成する対物光学系、前記対物光学系が形成した像を撮像して画像データを生成する撮像素子、及び、前記挿入部内に引き通されてその挿入部の先端に射出端面が配置されたライトガイドを備え、前記電子内視鏡用プロセッサは、前記被写体を照明するための白色光と生体組織を励起するための励起光とを前記ライトガイドの入射端面に選択的に導入する光源部、前記光源部が前記ライトガイドの入射端面に前記白色光を導入している期間に前記撮像素子が生成した画像データを参照画像データとして取得し、前記光源部が前記ライトガイドの入射端面に前記励起光を導入している期間に前記撮像素子が生成した画像データを蛍光画像データとして取得する画像データ取得部、前記画像データ取得部が取得した前記参照画像データと前記蛍光画像データとに基づいて、前記蛍光画像データの各画素の輝度値が前記参照画像データの同一座標上の輝度値に対して相対的に低くなるほど低くなる数値を、各座標について算出する数値算出部、前記数値算出部が数値を算出した各座標のうち、その数値が所定の閾値以下である座標においてのみ輝度値を持つ画像データを患部画像データとして生成する患部画像データ生成部、前記患部画像データ生成部が生成した患部画像データを前記画像データ取得部が取得した参照画像データに合成して出力する画像データ合成部、前記被検者の喫煙に関する数値的な情報を喫煙情報として受け付ける喫煙情報受付部、及び、前記喫煙情報受付部が受け付けた喫煙情報に応じた値だけ前記閾値を減少するように前記患部画像データ生成部を制御する制御部を備えることを、特徴としている。

10

20

【0011】

このように構成されると、被検者が喫煙者であることによって蛍光強度が全体的に弱くなることにより、蛍光画像データと参照画像データとに基づく各座標の数値が全体的に下がることとなるときでも、その被検者の喫煙情報が入力されれば、その喫煙情報に応じた値だけ閾値が減少するので、結果として、相対的に弱い蛍光を発する生体組織の集合体が存在する部分だけが、病変部を示す画素として抽出されることとなる。従って、本物の病変の有無に拘わらず特殊観察画像のあらゆる箇所に病変部が示されてしまうということにならなくなり、特殊観察画像から本物の病変の有無や存在位置を認識できるようになる。

【0012】

また、上記の課題を解決するために発明された電子内視鏡用プロセッサは、被検体の体腔に挿入される挿入部を有する電子内視鏡が着脱自在に装着されるとともに、前記挿入部の先端に対向する被写体を撮像することによって得られた画像データが入力される電子内視鏡用プロセッサであって、前記挿入部に引き通されてその挿入部の先端に射出端面が配置された前記ライトガイドの入射端面に向けて、前記被写体を照明するための白色光と生体組織を励起するための励起光とを選択的に導入する光源部、前記光源部が前記ライトガイドの入射端面に前記白色光を導入している期間に前記撮像素子が生成した画像データを参照画像データとして取得し、前記光源部が前記ライトガイドの入射端面に前記励起光を導入している期間に前記撮像素子が生成した画像データを蛍光画像データとして取得する画像データ取得部、前記画像データ取得部が取得した前記参照画像データと前記蛍光画像データとに基づいて、前記蛍光画像データの各画素の輝度値が前記参照画像データの同一座標上の輝度値に対して相対的に低くなるほど低くなる数値を、各座標について算出する数値算出部、前記数値算出部が数値を算出した各座標のうち、その数値が所定の閾値以下である座標においてのみ輝度値を持つ画像データを患部画像データとして生成する患部画像データ生成部、前記患部画像データ生成部が生成した患部画像データを前記画像データ取得部が取得した参照画像データに合成して出力する画像データ合成部、前記被検者の喫煙に関する数値的な情報を喫煙情報として受け付ける喫煙情報受付部、及び、前記喫煙情報受付部が受け付けた喫煙情報に応じた値だけ前記閾値を減少するように前記患部画像データ生成部を制御する制御部を備えることを、特徴としている。

30

40

【0013】

従って、この電子内視鏡用プロセッサは、前述した本発明の電子内視鏡システムを構成

50

する電子内視鏡用プロセッサと同等に機能することとなる。

【発明の効果】

【0014】

従って、本発明によれば、喫煙者の呼吸器を特殊観察する場合でも、特殊観察画像から本物の病変の有無や存在位置を高い精度で認識できるようになる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、添付図面に基づいて、本発明を実施するための形態について、説明する。

【0016】

図1は、本発明の実施形態である電子内視鏡システムの構成図である。本実施形態の電子内視鏡システムは、電子内視鏡10、本体装置20、及び、表示装置30を、備えている。 10

【0017】

電子内視鏡10は、光の届かない体腔内を観察するための器具である。図2は、電子内視鏡10の構成図である。電子内視鏡10は、挿入部11、操作部12、ケーブル部13、及び、接続部14に、区分される。

【0018】

挿入部11は、体腔内に挿入される部分であり、樹脂製の被覆管とこの被覆管に覆われた管状の骨格構造とを主要な構成としている。その骨格構造は、与えられた外力に応じて柔軟に屈曲するとともに、体腔壁を傷つけない程度に屈曲の状態を維持できる剛性を保有 20

【0019】

操作部12は、各種スイッチボタン121、アングルノブ122、鉗子口123、ホース継手124（図2参照）などを備えた部分であり、挿入部11の基端に接続されている。アングルノブ122は、挿入部11におけるその先端から基端に向かって所定の長さの部分に組み込まれた湾曲機構を遠隔操作するための把手であり、このアングルノブ122が操作されると、挿入部11の先端部分の湾曲状態が変化する。鉗子口123は、挿入部11の内部に鉗子チャンネルとして引き通された細管101へ、鉗子や剪刀や凝固電極などの処置具を挿入するための開口である。但し、図1では、鉗子口123には蓋がされている。ホース継手124は、挿入部11の内部に送気送水チャンネルとして引き通された 30

【0020】

ケーブル部13は、各種の信号線103～105とそれら信号線103～105を覆う樹脂製の管とを備えた電纜であり、その先端は、操作部12の側面に接続されている。ケーブル部13内に引き通された信号線103～105のうち、信号線103は、操作部12の各種スイッチボタン121に接続された信号線である。残りの信号線104、105については後述する。

【0021】

接続部14は、ケーブル部13の基端を本体装置20に着脱自在に装着するためのいわゆるコネクタである。接続部14は、本体装置20に装着された際に本体装置20に接する装着面に、端子141を備えている。この端子141の各電極には、ケーブル部13内に引き通された信号線103～105のうち、信号線103、104の端部が接続されている。 40

【0022】

これら各部11～14に区分される電子内視鏡10は、更に、束ねられた多数の光ファイバからなるライトガイド106を内蔵している。ライトガイド106は、接続部14、ケーブル部13、操作部12、及び、挿入部11内に順に引き通されており、ライトガイド106の基端は、接続部14における上記の装着面から突出する金属管142内に固定されている。ライトガイド106の先端部分は、それを構成する多数の光ファイバが二つ 50

の束に分けられてそれぞれ別個に束ねられることによって、二股に分岐しており、束ねられてなる各枝部の先端は、双方とも、挿入部 11 の先端に固定されている。

【0023】

この挿入部 11 の先端面には、図示されていないが、五個の貫通孔が形成されている。そのうちの二個の貫通孔は、鉗子チャンネルとしての細管 101, 及び、送気送水チャンネルとしての細管 102 にそれぞれ接続されており、鉗子チャンネルの開口端 111, 及び、送気送水チャンネルの開口端 112 として機能する。なお、送気送水チャンネルの開口端 112 には、細管 102 を通じて送られてきた液体や気体を後述の対物光学系 114 の表面に向けて噴出するための図示せぬノズルが、装着されている。

【0024】

また、残りの三個の貫通孔のうち、二個の貫通孔には、配光レンズ 113, 113 が嵌め込まれている。図 2 に示されるように、二個の配光レンズ 113, 113 には、それぞれ、ライトガイド 106 の先端部分に形成された各枝部の先端面が対向している。

【0025】

そして、残りの一個の貫通孔には、第 1 レンズ 114a が嵌め込まれている。第 1 レンズ 114a は、挿入部 11 内に配置された第 2 レンズ 114b 及び第 3 レンズ 114c とともに、対物光学系 114 を構成する。対物光学系 114 は、挿入部 11 の先端に対向した被写体の像を形成する光学系である。第 1 レンズ 114a と第 2 レンズ 114b との間には、明るさ絞り 115 が配置されている。明るさ絞り 115 は、第 1 レンズ 114a と第 2 レンズ 114b との間を通過する光の量を制限する光学素子である。

【0026】

さらに、挿入部 11 は、撮像素子 116 を内蔵している。撮像素子 116 は、二次元的に配列された多数の画素により構成される撮像面を有する単板のエリアイメージセンサであり、その撮像面上にはカラーフィルタがオンチップされている。撮像素子 116 は、その撮像面が対物光学系 114 の像面に一致する位置に、配置されている。

【0027】

ケーブル部 13 内に引き通された信号線 103~105 のうち、信号線 104, 105 は、更に挿入部 11 に引き通されており、撮像素子 116 に接続されている。これら信号線 104, 105 のうち、撮像素子 116 の出力側の信号線 104 は、前述したように、接続部 14 の端子 141 の電極に直接接続されている。その一方、撮像素子 116 の入力側の信号線 105 は、接続部 14 内に配置されたドライバ 143 に接続されており、このドライバ 143 の入力側の信号線 144 が、端子 141 の電極に接続されている。

【0028】

ドライバ 143 は、撮像素子 116 の駆動を制御するための回路である。本実施形態のドライバ 143 は、2 フィールド：1 フレームの飛越走査方式にて蓄積電荷を読み出させるように撮像素子 116 を制御する。

【0029】

本体装置 20 は、電子内視鏡 10 を制御するためのプロセッサである。図 3 は、本体装置 20 の構成図である。本体装置 20 は、光源部 21, 画像処理部 22, 及び、全体制御部 23 に、区分される。

【0030】

光源部 21 は、電子内視鏡 10 のライトガイド 106 の基端面に光を供給するための機器である。なお、電子内視鏡 10 の接続部 14 が本体装置 20 に装着されると、接続部 14 の金属管 142 が、光源部 21 内に挿入され、ライトガイド 106 の基端が、光源部 21 内に固定される。図 3 は、ライトガイド 106 の基端が光源部 21 内に固定された状態を示している。

【0031】

光源部 21 は、白色光源装置 211, 光束径縮小光学系 212, 回転遮蔽板 213, 励起光源装置 214, ダイクロイックミラー 215, 集光レンズ 216, 及び、ユニットコントローラ 217 から、構成されている。

10

20

30

40

50

【0032】

白色光源装置211は、白色光を平行光として射出する装置である。白色光源装置211は、図示されていないが、焦点から放射される光を反射することにより平行光に変換する放物面鏡、放物面鏡の焦点に配置された発光点から白色光を発するキセノンランプ、及び、キセノンランプの動作を制御する出力制御回路を、主要な構成としている。

【0033】

光束径縮小光学系212は、一对の凸レンズ212a、212bからなるケプラー型のアフォーカル光学系であり、白色光源装置211から平行光として射出される白色光の光束径を縮小する。

【0034】

回転遮蔽板213は、図示せぬ略半円形の開口が一つだけ穿たれた円板である。その開口の円弧の中心は、回転遮蔽板213の外周円の中心に一致しており、回転遮蔽板213の中心は、モータ213aの駆動軸の先端に固定されている。また、回転遮蔽板213は、光束径縮小光学系212内の焦点位置において、この光軸に対して垂直に交差しており、白色光は、回転遮蔽板213の偏心位置に入射する。このため、回転遮蔽板213が、モータ213aによってその駆動軸を回転中心として回転されると、光束径縮小光学系212内の白色光の光路には、図示せぬ開口が繰り返し挿入され、回転遮蔽板213における開口が無い部分によって白色光が周期的に遮蔽される。従って、回転遮蔽板213における開口が無い部分は、シャッタとして機能する。

【0035】

励起光源装置214は、蛍光の放射という現象を生体組織において引き起こさせるための励起光を射出する装置である。励起光源装置214は、図示されていないが、励起光として使用される波長帯域を持つレーザ光を放射する半導体レーザ、半導体レーザの動作を制御する出力制御回路、及び、焦点から射出される光を平行光に変換するコリメートレンズを、主要な構成としている。励起光源装置214の図示せぬコリメートレンズの光軸は、光束径縮小光学系212における白色光源装置211がある側とは反対側において、この光束径縮小光学系212の光軸と直交している。従って、励起光源装置214から射出される励起光の光路は、光束径縮小光学系212から射出される白色光の光路と直交している。

【0036】

ダイクロイックミラー215は、白色光を透過させるとともに励起光を反射する光学素子である。ダイクロイックミラー215は、白色光の光路と励起光の光路とが交差する位置に配置されており、何れの光路に対しても45°傾いている。これにより、励起光源装置214から平行光として射出された励起光は、ダイクロイックミラー215によって直角に反射され、ダイクロイックミラー215を透過した白色光と同一の光路上を、この白色光と同一の進行方向へ進む。従って、ダイクロイックミラー215は、光路合成素子として機能する。

【0037】

なお、このダイクロイックミラー215は、物体を一方向に沿って平行移動させるための図示せぬステージ上に、設置されている。この図示せぬステージが駆動されると、ダイクロイックミラー215が、白色光の光路と励起光の光路とが交差する位置から引き抜かれる。図3では、引き抜かれた状態にあるダイクロイックミラー215が、一点鎖線にて示されている。また、この図示せぬステージがそれとは逆方向に駆動されると、ダイクロイックミラー215が、白色光の光路と励起光の光路とが交差する位置に挿し戻される。

【0038】

集光レンズ216は、平行光を収斂させるためのコンデンサレンズである。集光レンズ216は、ダイクロイックミラー215を透過した白色光の光路（すなわち当該ミラー215にて反射された励起光の光路）上に配置されており、電子内視鏡10の接続部14の金属管142内に固定されているライトガイド106の基端面に向けて、これら光を収斂させる。従って、ライトガイド106の基端面は、入射端面として機能し、挿入部11の

10

20

30

40

50

先端に配置されるライトガイド106の先端面は、射出端面として機能する。

【0039】

ユニットコントローラ217は、光源部21全体を制御するための制御装置であり、白色光源装置211内の図示せぬ出力制御回路、回転遮蔽板213のモータ213aの図示せぬドライブ回路、励起光源装置214内の図示せぬ出力制御回路、及び、図示せぬステージの駆動機構を制御する図示せぬドライブ回路に、接続されている。

【0040】

このユニットコントローラ217の制御内容を具体的に説明する。まず、ユニットコントローラ217には、後述の全体制御部23から、観察モードが通常観察モードへ切り替えられた旨、又は、特殊観察モードへ切り替えられた旨が、通知される。

10

【0041】

観察モードが通常観察モードへ切り替えられると、ユニットコントローラ217は、図示せぬステージを移動させることによって、白色光の光路と励起光の光路とが交差する位置からダイクロイックミラー215を引き抜くとともに、回転遮蔽板213の図示せぬ開口を光束径縮小光学系212内の焦点位置に配置し、さらに、白色光源装置211に対して白色光の射出を開始させる。これにより、白色光のみが集光レンズ216に入射するようになるので、電子内視鏡10の金属管142内のライトガイド106の入射端面には、白色光が連続して入射し、ライトガイド106の射出端面から挿入部11の先端の前方に向けて、白色光が連続して射出される。

【0042】

20

他方、観察モードが特殊観察モードへ切り替えられると、ユニットコントローラ217は、図示せぬステージを移動させることによって、白色光の光路と励起光の光路とが交差する位置にダイクロイックミラー215を挿し戻すとともに、回転遮蔽板213を回転させ、さらに、白色光源装置211に対して白色光の射出を開始させ、励起光源装置214に対して励起光の周期的な射出を開始させる。このとき、ユニットコントローラ217は、前述した1フレーム中の第1フィールドの画像データに相当する電荷を撮像素子116が蓄積する間は、集光レンズ216に白色光を入射させ、1フレーム中の第2フィールドの画像データに相当する電荷を撮像素子116が蓄積する間は、集光レンズ216に励起光を入射させる。これにより、電子内視鏡10の金属管142内のライトガイド106の入射端面には、白色光と励起光とが交互に入射するようになるので、ライトガイド106の射出端面から挿入部11の先端に向けて、白色光と励起光とが交互に射出される。

30

【0043】

画像処理部22は、電子内視鏡10の挿入部11内の撮像素子116が生成する画像データに所定の処理を施してビデオ信号に変換するための機器である。なお、電子内視鏡10の接続部14が本体装置20に装着されると、画像処理部22は、接続部14の端子141、及び、電子内視鏡10の各部11～14内の信号線105を介して、挿入部11の先端内の撮像素子116に接続される。図3は、撮像素子116が画像処理部22に接続された状態を、示している。

【0044】

画像処理部22は、ユニットコントローラ221、前段処理回路222、Rメモリ223r、Gメモリ223g、Bメモリ223b、マトリックス回路224、Cメモリ225c、Fメモリ225f、演算回路226、合成回路227、及び、後段処理回路228から、構成されている。

40

【0045】

ユニットコントローラ221は、画像処理部22全体を制御するための制御装置である。このユニットコントローラ221は、各回路222、224、226、227、228に接続されているとともに、図示されてはいないが、各メモリ223r、223g、223b、225c、225fを制御するメモリコントローラを備えている。また、このユニットコントローラ221には、後述の全体制御部23から、観察モードが通常観察モードへ切り替えられた旨、又は、特殊観察モードへ切り替えられた旨が、通知される。

50

【0046】

前段処理回路222は、電子内視鏡10の挿入部11内の撮像素子116がアナログ信号の電送形態で出力した画像データのデータ形式を以後の処理に適切なデータ形式へと変換するための回路である。具体的には、前段処理回路222は、撮像素子116から繰り返し入力される画像データに対し、色分離、デジタル化、色空間変換、及び、カラーバランス等の一般的な処理を施す。前段処理回路222は、Rメモリ223r、Gメモリ223g、及び、Bメモリ223bに接続されているとともに、マトリックス回路224にも接続されており、前述した処理が施されてなるRGBの色成分毎の画像データを、順次、各メモリ223r、223g、223bとマトリックス回路224とにそれぞれ出力する。

10

【0047】

Rメモリ223r、Gメモリ223g、及び、Bメモリ223bは、何れも、画像データを一時的に記録しておくための記憶装置である。なお、前述したRGBの色成分毎の画像データは、前段処理回路222からその色成分に対応するメモリ223r、223g、223bへ順次出力されるが、各メモリ223r、223g、223bが画像データを保存するか否かは、ユニットコントローラ221によって制御される。また、各メモリ223r、223g、223bに保存された画像データを出力するタイミングも、ユニットコントローラ221によって制御される。

【0048】

具体的には、ユニットコントローラ221は、通常観察モード下では、RGBの色成分毎の画像データを、前段処理回路222から送られてくるたびに、各メモリ223r、223g、223bに記録させ、後述の後段処理回路228が1フィールド分の画像データについての処理を開始するタイミングにて、出力させる。

20

【0049】

他方、特殊観察モード下では、ユニットコントローラ221は、1フレーム中の第1フィールドの画像データを各メモリ223r、223g、223bに記録させ、1フレーム中の第2フィールドの画像データを各メモリ223r、223g、223bに記録させない。そして、ユニットコントローラ221は、各メモリ223r、223g、223bに記録されているRGBの色成分毎の画像データを、後述の後段処理回路228が第1フィールドの画像データについて処理を開始するタイミングにて出力させるとともに、同じ画

30

【0050】

マトリックス回路224は、RGB画像データから輝度成分（Y成分）の画像データを生成するための回路である。Cメモリ225c及びFメモリ225fは、何れも、画像データを一時的に記録しておくための記憶装置である。なお、前述した輝度成分の画像データは、マトリックス回路224からCメモリ225c及びFメモリ225fへ順次出力されるが、各メモリ225c、225fが画像データを保存するか否かは、ユニットコントローラ221によって制御される。また、これら各メモリ225c、225fに保存された画像データを出力するタイミングも、ユニットコントローラ221によって制御される。

40

【0051】

具体的には、ユニットコントローラ221は、通常観察モード下では、Cメモリ225c及びFメモリ225fの何れに対しても、マトリックス回路224から出力される画像データを記録させない。

【0052】

他方、特殊観察モード下では、ユニットコントローラ221は、1フレーム中の第1フィールドの画像データの輝度成分をCメモリ225cに記録させ、1フレーム中の第2フィールドの画像データの輝度成分をFメモリ225fに記録させる。

【0053】

50

なお、特殊観察モードにおける第1フィールドの画像データは、挿入部11の先端の前方にある体腔壁の表面に入射した白色光のうちその表面で反射された光によって形成される像に基づいて、撮像素子116により生成されたものである。以下、この画像データを、便宜上、「参照画像データ」と表記する。

【0054】

また、特殊観察モードにおける第2フィールドの画像データは、励起光が照射された体腔壁下の生体組織から放射される蛍光によって形成される像に基づいて、撮像素子116により生成されたものである。以下、この画像データを、便宜上、「蛍光画像データ」と表記する。

【0055】

つまり、特殊観察モードでは、撮像素子116は、参照画像データと蛍光画像データとを交互に生成するので、マトリックス回路224からは、参照画像データの輝度成分と蛍光画像データの輝度成分とが、交互に出力される。そして、Cメモリ225cには、参照画像データの輝度成分が記録され、Fメモリ225fには、蛍光画像データの輝度成分が記録される。

【0056】

演算回路226は、参照画像データの輝度成分と蛍光画像データの輝度成分とに基づいて新たな画像データを生成するための回路である。この演算回路226が行う処理内容を具体的に説明すると、まず、演算回路226は、1フレーム分の参照画像データ及び蛍光画像データの各輝度成分がCメモリ225c及びFメモリ225fからそれぞれ出力されると、蛍光画像データの輝度成分を参照画像データの輝度成分で除算し（同一の座標における輝度値同士の比率を全座標のそれぞれについて算出し）、各画素における比率に基づいて、単一の色成分からなる患部画像データを生成する。この患部画像データでは、比率が所定の閾値を上回っている画素には、ゼロの輝度値が与えられ、その閾値以下の画素には、比率の大きさに反比例した大きさを持つ輝度値が与えられている。その後、演算回路226は、単一の色成分からなる患部画像データから、緑黒のモノクロのカラー画像データ（緑色成分以外の色成分の輝度値がゼロであるカラー画像データ）を生成する。そして、演算回路226は、カラーの患部画像データを、後述の後段処理回路228が第1フィールドの画像データについて処理を開始するタイミングにて出力するとともに、同じ患部画像データを、後述の後段処理回路228が第2フィールドの画像データについて処理を開始するタイミングにても出力する。

【0057】

合成回路227は、画像データ同士を合成するための回路であり、RGBの各メモリ223r、223g、223bと演算回路226とに接続されている。通常観察モード下では、RGBの各メモリ223r、223g、223bからは各色成分の画像データが入力されるが、演算回路226からは患部画像データが入力されない。そのため、合成回路227は、通常観察モード下では、各色成分の画像データに何の処理を施すこともなくそのままこれを出力する。一方、特殊観察モード下では、合成回路227は、RGBの各メモリ223r、223g、223bから各色成分の画像データが入力されるとともに、演算回路226から患部画像データが入力される。このとき、合成回路227は、参照画像データの各画素のうち、患部画像データにおけるゼロ以外の輝度値を有する画素と同じ位置にある画素の各色成分の輝度値を、その患部画像データの各色成分の輝度値に置換することにより、参照画像データと患部画像データとを合成する。なお、この合成により、参照画像には、患部画像がオーバーレイされることとなる。

【0058】

後段処理回路228は、RGBの色成分毎の画像データのデータ形式を外部装置へ出力するのに適切なデータ形式へと変換するための回路である。具体的には、後段処理回路228は、合成回路227から出力される各色成分の画像データに対し、アナログ化及びエンコーディング等の一般的な処理を施すことによって、飛越走査方式に準拠した例えばNTSC信号などのビデオ信号を生成する。後段処理回路228は、生成したビデオ信号を

10

20

30

40

50

、外部出力端子に接続された表示装置 30 へ出力する。なお、表示装置 30 は、画像処理部 22 からビデオ信号の電送形態で出力された画像データに基づいて、画像を表示する。

【0059】

全体制御部 23 は、本体装置 20 全体を制御するための機器であり、図示されてはいないが、各種の基準信号を生成してその信号の出力を制御するタイミングジェネレータを備えている。全体制御部 23 は、光源部 21 のユニットコントローラ 217 と画像処理部 22 のユニットコントローラ 221 とに接続されており、これらユニットコントローラ 217、221 へ各基準信号を送出する。光源部 21 及び画像処理部 22 は、これら基準信号に従って各種の処理を進行する。

【0060】

また、全体制御部 23 は、図示されてはいないが、電子内視鏡 10 の接続部 14 が本体装置 20 に装着されると、接続部 14 の端子 141、及び、信号線 144 を介して、接続部 14 内のドライバ 143 に接続される。このドライバ 143 に接続されている状態では、全体制御部 23 は、そのドライバ 143 に基準信号を送出し続け、ドライバ 143 を通じて撮像素子 116 の駆動を制御する。

【0061】

また、全体制御部 23 は、図示されてはいないが、電子内視鏡 10 の接続部 14 が本体装置に装着されると、接続部 14 の端子 141、及び、信号線 103 を介して、操作部 12 の各種スイッチボタン 121 に接続される。全体制御部 23 は、図示せぬ送気送水装置やビデオプリンタや静止画記録装置などの外部機器に接続されている場合において、各種スイッチボタン 121 のうちの所定のボタンが操作されたことを検出したときには、そのスイッチボタン 121 に対応した外部機器に対して動作の開始又は停止を指示する。つまり、電子内視鏡 10 の操作者は、各種スイッチボタン 121 により、外部機器を遠隔操作することができる。

【0062】

また、全体制御部 23 は、各種スイッチボタン 121 のうちの上記のボタンとは別のボタンが操作されたことを検出するたびに、通常観察モードと特殊観察モードとを交互に切り替えるとともに、光源部 21 及び画像処理部 22 の動作状態を、切替後の観察モードに対応した動作状態へ変化させる。

【0063】

また、全体制御部 23 は、本体装置 20 に対する操作を受け付けるための操作盤 231 に、接続されている。図 4 は、操作盤 231 の概略的な正面図である。操作盤 231 には、少なくとも、メニューボタン 231a と、三組の上下キーボタン 231b～231g とが、配置されている。

【0064】

全体制御部 23 は、メニューボタン 231a が押下されると、図示せぬ記憶装置からメニュー画面の画面データを読み出し、画像処理部 22 を通じて表示装置 30 にメニュー画面を表示する。なお、このメニュー画面の図示は省略する。メニュー画面には、少なくとも、被検者情報入力ボタンと係数変更ボタンとが含まれる。

【0065】

この全体制御部 23 は、図示せぬメニュー画面上の被検者情報入力ボタンが選択されると、図示せぬ記憶装置にインストールされている閾値設定プログラムを読み込み、閾値設定処理を実行する。図 5 は、閾値設定処理の内容を示すフローチャートである。図 5 に示されるように、閾値設定処理は、ステップ S1001～S1004 からなる。

【0066】

ステップ S1001 では、全体制御部 23 は、図示せぬ記憶装置から被検者情報入力画面の画面データを読み出し、画像処理部 22 を通じて表示装置 30 に被検者情報入力画面を表示する。但し、被検者情報入力画面の図示は省略する。被検者情報入力画面には、少なくとも、二つの入力欄が含まれる。一方の入力欄は、被検者の年齢を入力するためのものであり、他方の入力欄は、被検者の喫煙年数を入力するためのものである。被検者情報

10

20

30

40

50

入力画面が表示装置 30 に表示されたときには、何れの入力欄にも、所定の初期値が表示されており、操作盤 231 上の一組目の上下キーボタン 231 b, 231 c が操作されると、一方の入力欄内の年齢値が増加又は減少し、操作盤 231 上の二組目の上下キーボタン 231 d, 231 e が操作されると、他方の入力欄内の喫煙年数値が増加又は減少する。全体制御部 23 は、このような被検者情報入力画面を表示装置 30 に表示した後、ステップ S 1002 へ処理を進める。

【0067】

ステップ S 1002 では、全体制御部 23 は、年齢値と喫煙年数値とを決定するための決定ボタンとして操作盤 231 上のメニューボタン 231 a が押下されるまで、待機する (S 1002 ; NO)。そして、メニューボタン 231 a が押下されると (S 1002 ; YES)、全体制御部 23 は、メニューボタン 231 a が押下された時点で図示せぬ被検者情報入力画面の両入力欄に設定されていた年齢値及び喫煙年数値を RAM 等の記憶装置に記録して (既に記録されている場合には上書きして)、ステップ S 1003 へ処理を進める。

10

【0068】

ステップ S 1003 では、全体制御部 23 は、RAM 等の記憶装置に記録した年齢値及び喫煙年数値から、所定のロジック (例えば加算や乗算) にて蛍光係数を算出する。なお、このようなロジックにより、蛍光係数は、年齢値や喫煙年数値が高いほど、それだけ高くなる。そして、全体制御部 23 は、算出した蛍光係数を RAM 等の記憶装置に記録した (既に記録されている場合には上書きした) 後、ステップ S 1004 へ処理を進める。

20

【0069】

ステップ S 1004 では、全体制御部 23 は、演算回路 226 に対し、蛍光係数に対応する値だけ閾値を減少するように、指示する。なお、このような演算がなされることにより、閾値は、蛍光係数が高いほど、それだけ減少することとなる。つまり、被検者の年齢が高かったり喫煙年数が長かったりすると、それだけ閾値が下がることとなる。そして、全体制御部 23 は、演算回路 226 に指示した後、閾値設定処理を終了する。

【0070】

また、この全体制御部 23 は、図示せぬメニュー画面上の係数変更ボタンが選択されると、図示せぬ記憶装置にインストールされている係数変更プログラムを読み込み、係数変更処理を実行する。図 6 は、係数変更処理の内容を示すフローチャートである。図 6 に示されるように、係数変更処理は、ステップ S 2001 ~ S 2003 からなる。

30

【0071】

ステップ S 2001 では、全体制御部 23 は、図示せぬ記憶装置から被検者情報提示画面の画面データを読み出し、画像処理部 22 を通じて表示装置 30 に被検者情報提示画面を表示する。図 7 は、被検者情報提示画面 41 の一例を示す図である。図 7 に示される被検者情報提示画面 41 には、二つの表示欄 41 a, 41 b, 及び、一つの入力欄 41 c が、含まれる。一方の表示欄 41 a は、RAM 等の記憶装置に記録している被検者の年齢を表示するためのものであり、他方の表示欄 41 b は、RAM 等の記憶装置に記録している被検者の喫煙年数を表示するためのものである。また、入力欄 41 c は、蛍光係数を入力するためのものである。被検者情報提示画面 41 が表示装置 30 に表示されたときには、入力欄 41 c には、RAM 等の記憶装置に記録している蛍光係数が表示され、操作盤 231 上の三組目の上下キーボタン 231 f, 231 g が操作されると、入力欄 41 c 内の蛍光係数が増加又は減少する。全体制御部 23 は、このような被検者情報提示画面を表示装置 30 に表示した後、ステップ S 2002 へ処理を進める。

40

【0072】

ステップ S 2002 では、全体制御部 23 は、蛍光係数を決定するための決定ボタンとして操作盤 231 上のメニューボタン 231 a が押下されるまで、待機する (S 2002 ; NO)。そして、メニューボタン 231 c が押下されると (S 2002 ; YES)、全体制御部 23 は、メニューボタン 231 a が押下された時点で被検者情報提示画面 41 の入力欄 41 c に設定されていた蛍光係数を、RAM 等の記憶装置に記録されている蛍光係

50

数に上書きして、ステップ S 2 0 0 3 へ処理を進める。

【0073】

ステップ S 2 0 0 3 では、全体制御部 2 3 は、演算回路 2 2 6 に対し、変更後の蛍光係数に対応する値だけ閾値を減少するように、指示する。指示後、全体制御部 2 3 は、係数変更処理を終了する。

【0074】

以上のように構成されるので、本実施形態の電子内視鏡システムは、以下に記述するような作用及び効果を、有する。

【0075】

本実施形態の電子内視鏡システムを使用して被検者に対して施術を行う術者は、まず、表示装置 3 0 と本体装置 2 0 とを接続してそれぞれの主電源を投入する。そして、被検者が喫煙者である場合、術者は、本体装置 2 0 に電子内視鏡 1 0 を接続する前に、本体装置 2 0 前面の操作盤 2 3 1 上のメニューボタン 2 3 1 a を押下して、図示せぬメニュー画面を表示装置 3 0 に表示させる。その後、術者が、そのメニュー画面内の被検者情報入力ボタンを選択すると、表示装置 3 0 には、図示せぬ被検者情報入力画面が表示される (S 1 0 0 1)。術者は、喫煙経験に関して事前に被検者から問診して得ておいた情報を基に、操作盤 2 3 1 上のボタン 2 3 1 b ~ 2 3 1 e を用いて、その被検者の年齢及び喫煙年数を被検者情報入力画面に入力し、メニューボタン 2 3 1 a を押下することによって、蛍光係数及び閾値を決定しておく (S 1 0 0 2 ~ S 1 0 0 4)。

【0076】

このようにして被検者に応じた設定を本体装置 2 0 にセットした後 (被検者が非喫煙者である場合にはセットせずに)、術者は、電子内視鏡 1 0 の接続部 1 4 を本体装置 2 0 に接続し、操作部 1 2 のスイッチボタン 1 2 1 を操作することによって通常観察モードに切り替える。すると、前述したように、白色光の光路と励起光の光路とが交差する位置からダイクロイックミラー 2 1 5 が引き抜かれるとともに、光束径縮小光学系 2 1 2 の焦点位置に回転遮蔽板 2 1 3 の図示せぬ開口が配置され、さらに、白色光源装置 2 1 1 からは白色光が射出されるようになる。これにより、電子内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 の先端からは、白色光が連続的に射出されるようになる。

【0077】

術者が、白色光を射出している挿入部 1 1 の先端を被検者の肺や気管支などの呼吸器に挿入すると、白色光が体腔内に照射されるようになり、体腔壁の表面に入射した白色光のうちその表面で反射された光の一部が、対物光学系 1 1 4 に入射して撮像素子 1 1 6 の撮像面に入射する。対物光学系 1 1 4 を透過した光によって撮像面上に形成された体腔壁の像は、撮像素子 1 1 6 によって画像データに変換され、画像処理部 2 2 において前述の処理が施された画像データとして表示装置 3 0 へ出力され、最終的に、カラーの通常観察画像として表示装置 3 0 に映し出される。術者は、この通常観察画像を見ることにより、体腔壁の状態を観察することができる。

【0078】

続いて、術者は、カラーの通常観察画像の観察を通じて選択した部位に対して、励起光を利用する特殊観察を行う必要があると判断した場合、電子内視鏡 1 0 の操作部 1 2 のスイッチボタン 1 2 1 を操作することによって特殊観察モードに切り替える。すると、前述したように、白色光の光路と励起光の光路とが交差する位置にダイクロイックミラー 2 1 5 が挿し戻されるとともに、回転遮蔽板 2 1 3 が回転され、白色光源装置 2 1 1 からは白色光が射出されるようになり、励起光源装置 2 1 4 から励起光が周期的に射出されるようになる。これにより、電子内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 の先端からは、白色光と励起光とが交互に射出されるようになる。

【0079】

白色光が挿入部 1 1 の先端から射出される期間では、体腔壁の表面に入射した白色光のうちその表面で反射された光の一部が、対物光学系 1 1 4 へ入射して撮像素子 1 1 6 の撮像面に入射する。対物光学系 1 1 4 を透過した光によって撮像面上に形成された体腔壁の

10

20

30

40

50

像は、撮像素子 1 1 6 によって参照画像データに変換され、画像処理部 2 2 へ出力される。一方、励起光が挿入部 1 1 の先端から射出される期間では、励起光が照射された体腔壁下の生体組織が放射した蛍光の一部が、対物光学系 1 1 4 へ入射して撮像素子 1 1 6 の撮像面に入射する。対物光学系 1 1 4 を透過した蛍光によって撮像面上に形成された体腔壁の像は、撮像素子 1 1 6 によって蛍光画像データに変換され、画像処理部 2 2 へ出力される。

【0080】

画像処理部 2 2 は、前述したように、1 フィールド分の参照画像データと蛍光画像データとが入力される毎に、双方の画像データの輝度成分に基づいて患部画像データを生成し、患部画像データと参照画像データとを合成してなる画像データを、特殊観察画像データとして、表示装置 3 0 へ出力する。表示装置 3 0 は、ビデオ信号の形態で特殊観察画像データが入力されると、その特殊観察画像データに基づいて、参照画像に患部画像がスーパーインポーズされてなる特殊観察画像を映し出す。

10

【0081】

このとき、被検者が喫煙者であると、呼吸器の内壁下の生体組織から放射される蛍光の強度が非喫煙者のそれに比べて弱いため、演算回路 2 2 6 が利用する閾値が不変である場合には、特殊観察画像において実際には病変が存在しない部分に病変部が示されてしまう虞がある。しかし、本実施形態の電子内視鏡システムは、被検者が喫煙者である場合には、被検者の観察前に事前に被検者の年齢や喫煙年数などの喫煙情報を受け付けておいて、被検者の年齢の高さや喫煙年数の長さに応じて、演算回路 2 2 6 が利用する閾値を減少させている。その結果、被検者が喫煙者であることによって蛍光強度が全体的に弱くなることにより、蛍光画像データと参照画像データとに基づく各座標の数値が全体的に下がっていったとしても、相対的に弱い蛍光を発する生体組織の集合体が存在する部分だけが、病変部を示す画素として抽出されることとなる。

20

【0082】

従って、術者は、このカラーの特殊観察画像を見ることにより、参照画像を通じて体腔壁の輪郭や凹凸を特定できるとともに、その参照画像の中において斑点状や塊状として緑色にて示された病変部により、相対的に弱い蛍光を発する生体組織の集合体、すなわち、腫瘍や癌などの病変が生じている可能性の高い部位の有無及び存在位置、並びに、病変の程度を、高い精度で認識することができる。

30

【0083】

また、このような特殊観察画像の観察をする場合において、術者は、特殊観察画像内の病変部の個数や大きさや明るさが若干不適切ではないかと判断したときには、本体装置 2 0 前面の操作盤 2 3 1 上のメニューボタン 2 3 1 a を押下することによって、表示装置 3 0 に図示せぬメニュー画面を表示させ、更に、メニュー画面内の係数変更ボタンを選択する。すると、表示装置 3 0 には、図 7 に示されるような被検者情報提示画面 4 1 が表示される（S 2 0 0 1）。術者は、被検者情報提示画面 4 1 の入力欄 4 1 c に示された蛍光係数を、操作盤 2 3 1 上の上下キーボタン 2 3 1 f, 2 3 1 g を利用して変更し、メニューボタン 2 3 1 a を押下することによって、蛍光係数及び閾値の変更を決定する（S 2 0 0 2 ~ S 2 0 0 3）。

40

【0084】

図 8 は、操作盤 2 3 1 上の下キーボタン 2 3 1 g を押下することによって閾値を下げたときの特殊観察画面の一例を示す図であり、図 9 は、図 8 内の破線上における輝度値分布のグラフを示す図である。また、図 1 0 は、操作盤 2 3 1 上の上キーボタン 2 3 1 f を押下することによって閾値を上げたときの特殊観察画面の一例を示す図であり、図 1 1 は、図 1 0 内の破線上における輝度値分布のグラフを示す図である。

【0085】

図 8 及び図 9 に示されるように、演算回路 2 2 6 が利用する閾値が小さくなると、患部画像データにおける輝度値を有する画素として採用される画素の数が減少し、その結果、特殊観察画像において病変部として示される領域の大きさが小さくなったり、その個数が

50

減ったりする。逆に、図 10 及び図 11 に示されるように、閾値が大きくなると、患部画像データにおける輝度値を有する画素として採用される画素の数が増加し、その結果、特殊観察画像において病変部として示される領域の大きさが、大きくなったり、その個数が増えたりする。

【0086】

従って、術者は、特殊観察画像内の病変部の個数や大きさや明るさが若干不適切ではないかと判断した場合であっても、自分が納得いくまで、病変部の出現の仕方を変更することができることとなる。

【0087】

なお、以上に説明した本実施形態の電子内視鏡システムは、被検者の年齢と喫煙年数とが入力できるものとなっていたが、これらに限定されるものではない。例えば、被検者の一日当たりの喫煙本数、喫煙している煙草のニコチン量及びタール量、被検者のブリンクマン指数（一日当たりの喫煙本数に喫煙年数を乗じて得られる数）、被検者の性別、入院歴、身長、体重、又は、肺活量が、入力されるものであっても良い。何れの数値が入力される場合であっても、重度の喫煙者ほど、又は、喫煙の害に対する抵抗力が弱い者（年齢の高い者、体格の小さい者）ほど、蛍光係数が高くなるように、各数値と蛍光係数との関係が定義付けられている必要がある。

【図面の簡単な説明】

【0088】

【図 1】 本発明の実施形態である電子内視鏡システムの構成図

【図 2】 電子内視鏡の構成図

【図 3】 本体装置の構成図

【図 4】 操作盤の概略的な正面図

【図 5】 閾値設定処理の内容を示すフローチャート

【図 6】 係数変更処理の内容を示すフローチャート

【図 7】 被検者情報提示画面の一例を示す図

【図 8】 閾値を下げたときの特殊観察画像の一例を示す図

【図 9】 図 8 内の破線上における輝度値分布のグラフを示す図

【図 10】 閾値を上げたときの特殊観察画像の一例を示す図

【図 11】 図 10 内の破線上における輝度値分布のグラフを示す図

【図 12】 特殊観察画像の一例を示す図

【符号の説明】

【0089】

- 10 電子内視鏡
- 106 ライトガイド
- 11 挿入部
- 113 配光レンズ
- 114 対物光学系
- 116 撮像素子
- 12 操作部
- 121 スイッチ
- 13 ケーブル部
- 14 接続部
- 20 本体装置
- 21 光源部
- 211 白色光源装置
- 212 光束径縮小光学系
- 213 回転遮蔽板
- 214 励起光源装置
- 215 ダイクロイックミラー

10

20

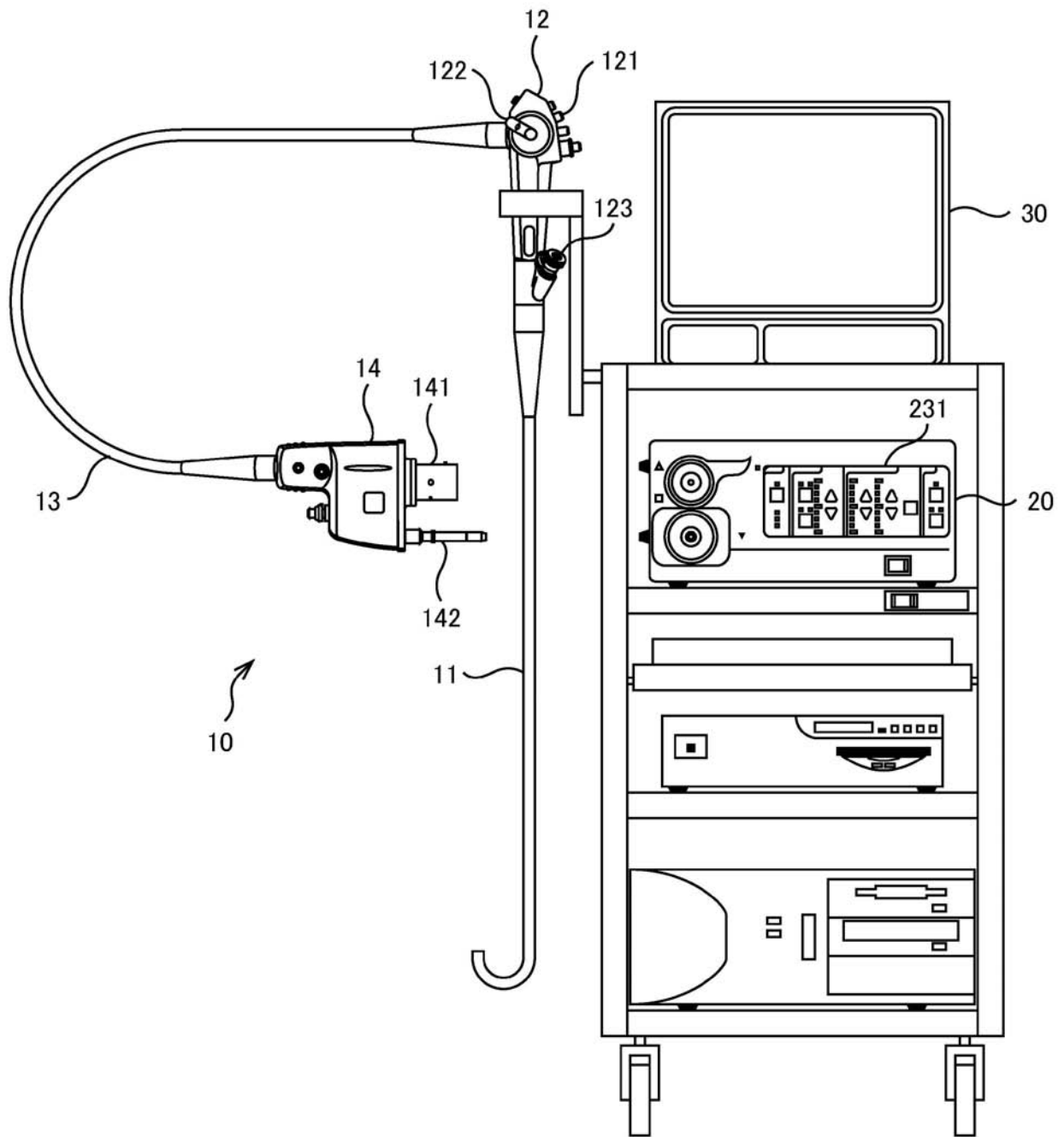
30

40

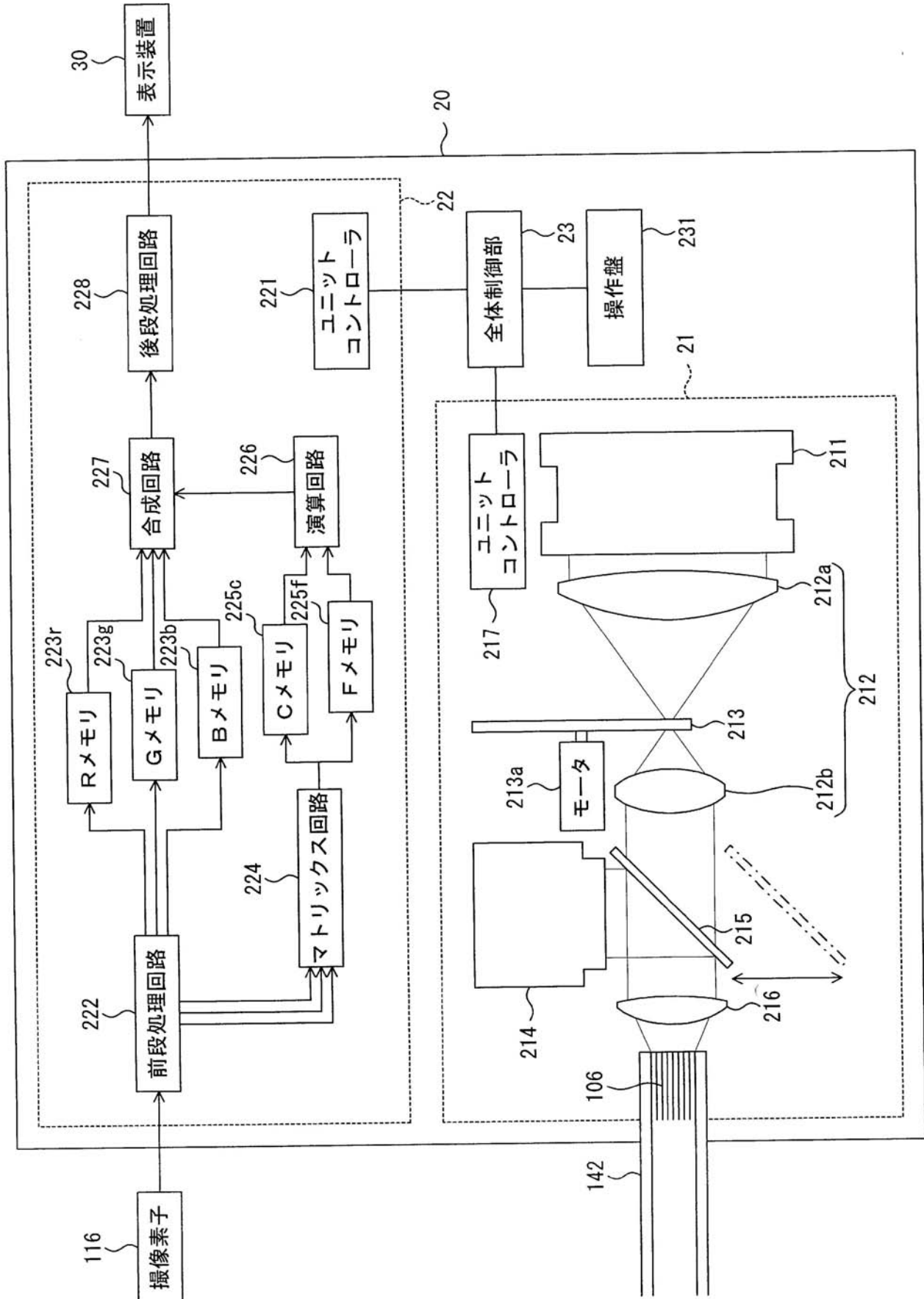
50

2 1 6	集光レンズ	
2 1 7	ユニットコントローラ	
2 2	画像処理部	
2 2 1	ユニットコントローラ	
2 2 2	前段処理回路	
2 2 3 r	Rメモリ	
2 2 3 g	Gメモリ	
2 2 3 b	Bメモリ	
2 2 4	マトリックス回路	
2 2 5 c	Cメモリ	10
2 2 5 f	Fメモリ	
2 2 6	演算回路	
2 2 7	合成回路	
2 2 8	後段処理回路	
2 3	全体制御部	
2 3 1	操作盤	
2 3 1 a	メニューボタン	
2 3 1 b	上キーボタン	
2 3 1 c	下キーボタン	
2 3 1 d	上キーボタン	20
2 3 1 e	下キーボタン	
2 3 1 f	上キーボタン	
2 3 1 g	下キーボタン	

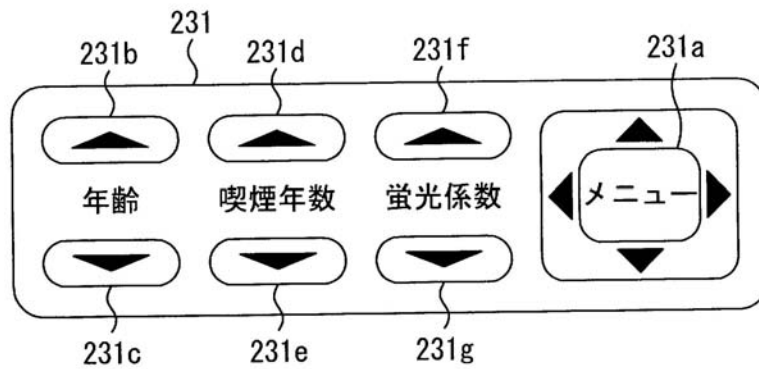
【図 1】



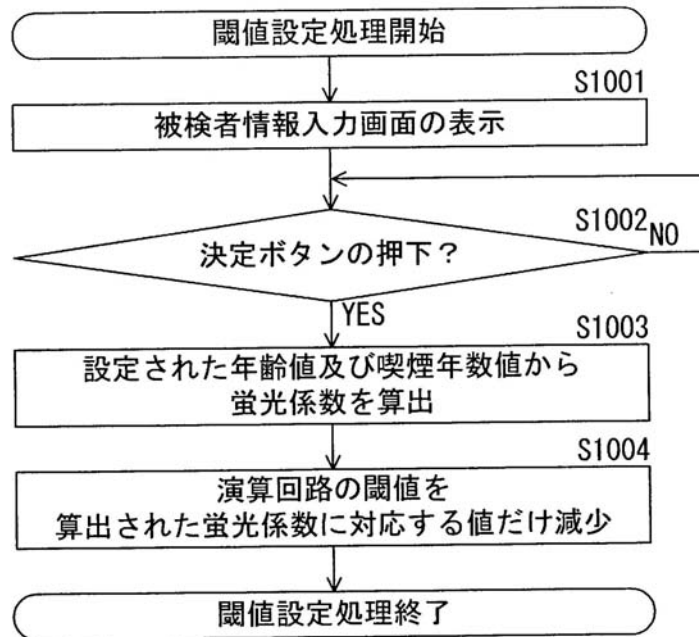
【図 3】



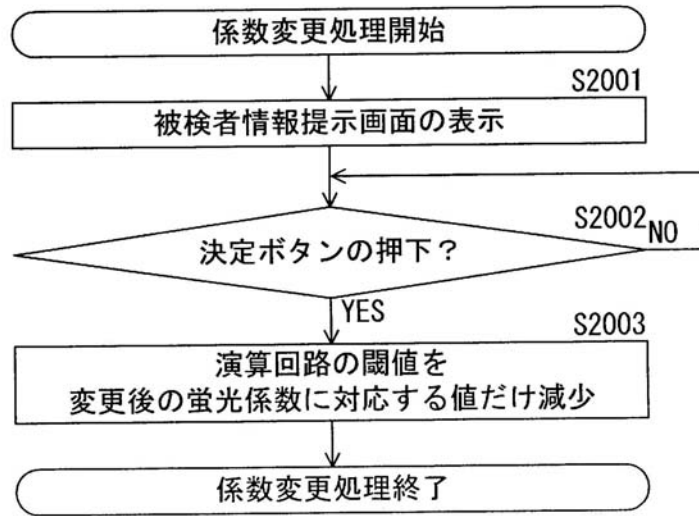
【図 4】



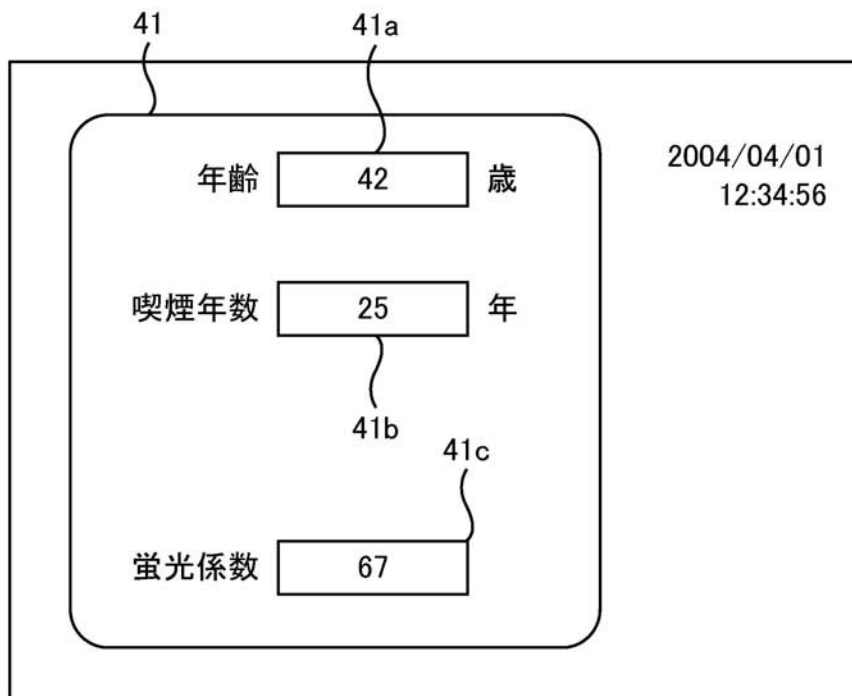
【図 5】



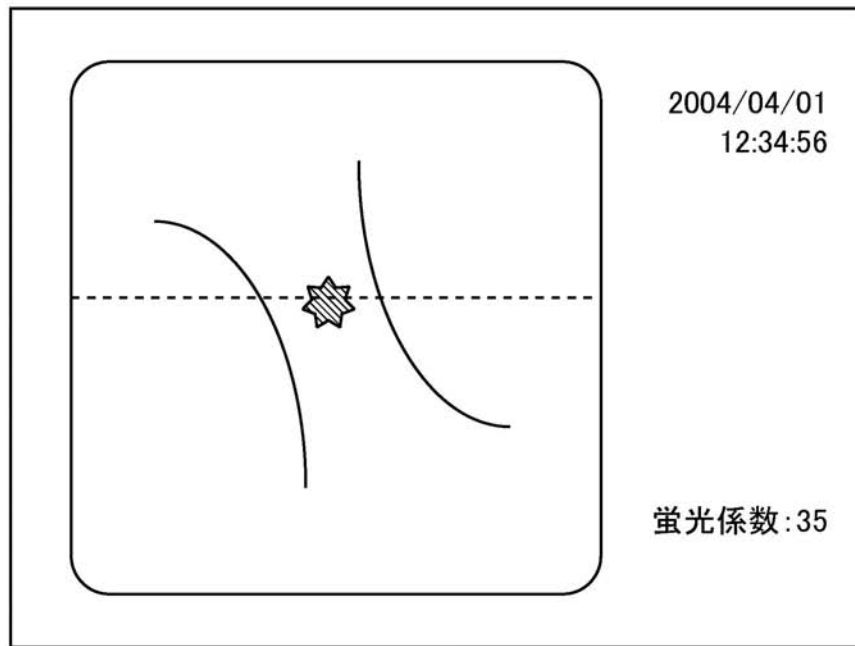
【図 6】



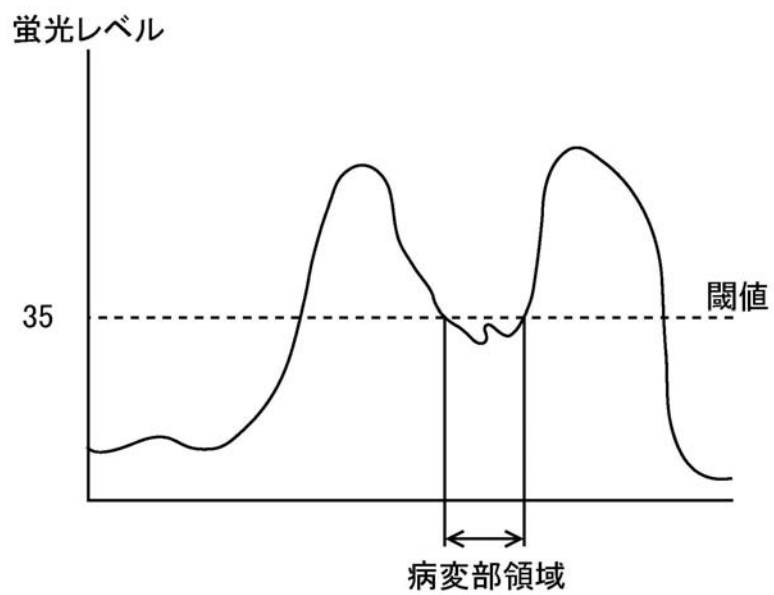
【図 7】



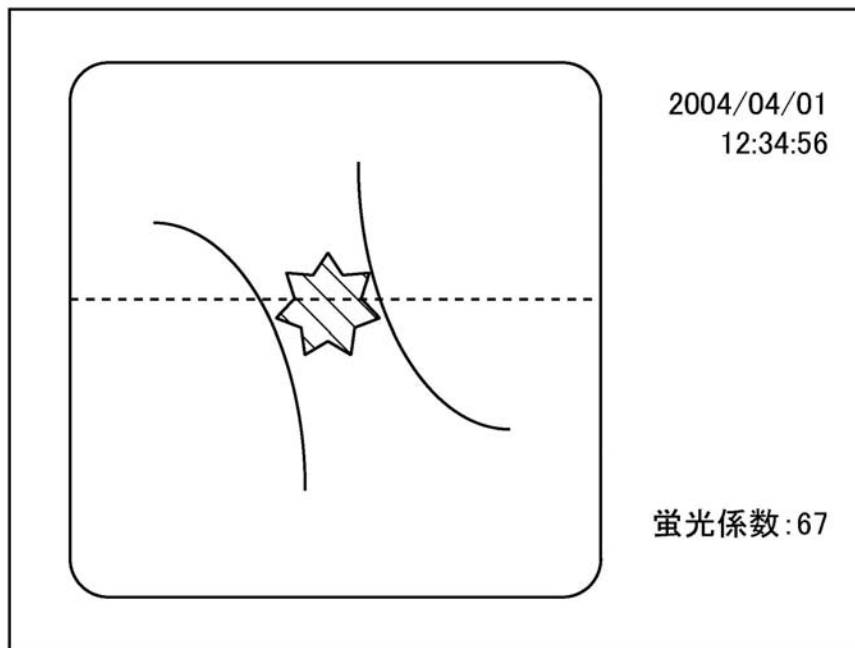
【図 8】



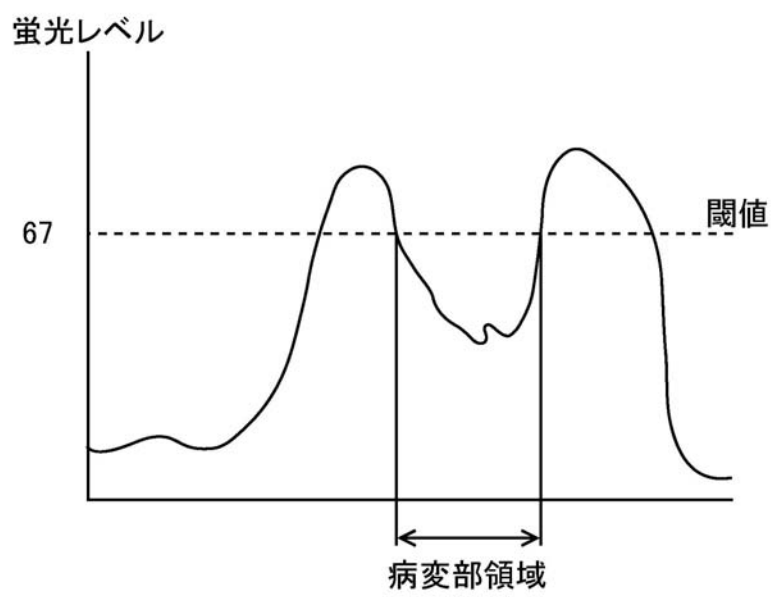
【図 9】



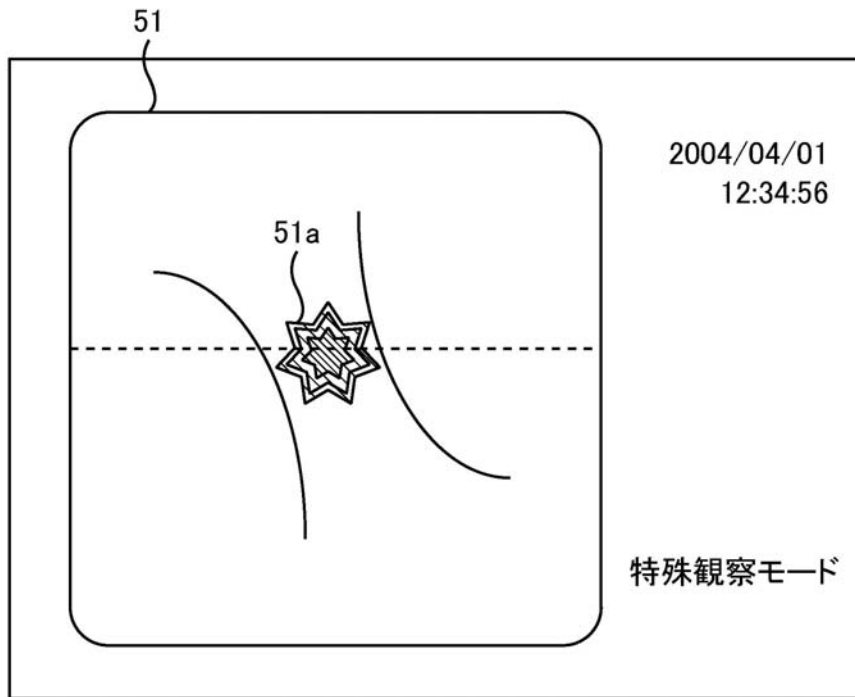
【図 1 0】



【図 1 1】



【図 1 2】



专利名称(译)	用于电子内窥镜的电子内窥镜系统和处理器		
公开(公告)号	JP2006043196A	公开(公告)日	2006-02-16
申请号	JP2004229355	申请日	2004-08-05
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	池谷浩平		
发明人	池谷 浩平		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G01N21/64 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 G01N21/64.Z G02B23/26.B A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.610 A61B1/05		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/EA14 2G043/FA01 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/HA09 2G043/HA11 2G043/HA12 2G043/KA09 2G043/LA03 2G043/NA01 2G043/NA06 2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA09 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/LL01 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/TT01 4C061/WW04 4C061/WW15 4C061/WW17 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/LL01 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/TT01 4C161/WW04 4C161/WW15 4C161/WW17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

即使在进行吸烟者的呼吸器官的特殊观察时，也能够从特殊观察图像识别真实病变的存在或不存在和存在位置的电子内窥镜系统，以及这样的电子内窥镜系统还有一个电子内窥镜处理器。电子内窥镜系统的主单元（20）中的总控制单元（23）是用于在按下操作面板（231）上的菜单按钮（231a）时输入对象的年龄和吸烟年份的输入。包括列的对象信息输入屏幕通过图像处理单元22显示在显示设备30上。当在这些输入栏中设置年龄值和吸烟年数并且按下菜单按钮231a时，整体控制单元23在图像处理单元22中的计算电路226的受影响区域图像数据中具有亮度值。用于确定是否采用像素的阈值被指示减少与基于年龄值和吸烟年数计算的荧光系数对应的值。[选中图]图3

