

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4142326号
(P4142326)

(45) 発行日 平成20年9月3日(2008.9.3)

(24) 登録日 平成20年6月20日(2008.6.20)

(51) Int.Cl.		F I	
A 6 1 B	1/00 (2006.01)	A 6 1 B	1/00 3 0 0 D
A 6 1 B	1/04 (2006.01)	A 6 1 B	1/04 3 7 2
G O 1 N	21/64 (2006.01)	G O 1 N	21/64 Z
G O 6 T	1/00 (2006.01)	G O 6 T	1/00 2 9 0 Z
G O 6 T	5/00 (2006.01)	G O 6 T	5/00 1 0 0

請求項の数 11 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2002-103891 (P2002-103891)
 (22) 出願日 平成14年4月5日(2002.4.5)
 (65) 公開番号 特開2003-290130 (P2003-290130A)
 (43) 公開日 平成15年10月14日(2003.10.14)
 審査請求日 平成17年2月24日(2005.2.24)

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (72) 発明者 小林 弘幸
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭
 光学工業株式会社内
 審査官 松谷 洋平

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 自家蛍光を利用した診断システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

CCDを備えた電子内視鏡と、
 前記電子内視鏡によって観察される体腔内に励起光、第1の参照光、及び該第1の参照光よりも低光量の第2の参照光を照射可能な蛍光観察用光源と、
 前記CCDからの映像信号映像信号を処理してビデオ信号を出力する電子内視鏡用プロセッサと、
 前記電子内視鏡に備えられたCCDの種類を検知するCCD検出手段と、
 前記電気内視鏡用プロセッサからのビデオ信号を処理して、前記励起光を前記体腔に照射して得られる蛍光画像、前記第1の参照光を前記体腔に照射して得られる第1の参照画像、及び前記第2の参照光を前記体腔に照射して得られる第2の参照画像を取得し、前記第1の参照画像と第2の参照画像のいずれか一方及び前記蛍光画像を処理して自家蛍光診断用のデータを生成する画像処理装置と、
 前記第1の参照画像が飽和しているかどうかを判定する飽和判定手段と、を有し、
 前記画像処理装置は前記CCD検出手段の検出結果に応じて異なる画像処理を行うと共に、前記第1の参照画像が飽和していないと前記飽和判定手段が判定した時は前記蛍光画像と前記第1の参照画像から前記自家蛍光診断用のデータを生成し、前記第1の参照画像が飽和していると前記飽和判定手段が判定した時は前記蛍光画像と前記第2の参照画像から前記自家蛍光診断用のデータを生成することを特徴とする、自家蛍光を用いた診断システム。

10

20

【請求項 2】

前記画像処理装置は前記 C C D 検出手段の検出結果に応じて、蛍光画像および参照画像のうち画像処理を行う領域を変更することを特徴とする、請求項 1 に記載の診断システム。

【請求項 3】

前記画像処理を行う領域は、前記 C C D の受光面に相当する動画領域であることを特徴とする、請求項 2 に記載の診断システム。

【請求項 4】

前記画像処理装置は前記 C C D 検出手段の検出結果に応じて、前記蛍光画像と前記参照画像の少なくとも一方の補正方法を変更することを特徴とする、請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の診断システム。

10

【請求項 5】

前記画像処理装置は前記蛍光画像と前記参照画像の少なくとも一方をルックアップテーブルを用いて補正し、前記 C C D 検出手段の検出結果に応じて補正に用いるルックアップテーブルを変更することを特徴とする、請求項 4 に記載の診断システム。

【請求項 6】

前記画像処理装置は前記蛍光画像と前記参照画像の少なくとも一方を画像変換関数を用いて補正し、前記 C C D 検出手段の検出結果に応じて補正に用いる画像変換関数を変更することを特徴とする、請求項 4 に記載の診断システム。

【請求項 7】

前記画像処理装置は前記参照画像に対する前記蛍光画像の輝度値の比を画像処理を行う各画素について演算し、前記比が閾値未満となる画素を患部として抽出し、前記 C C D 検出手段の検出結果に応じて前記閾値を変更することを特徴とする、請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の診断システム。

20

【請求項 8】

前記画像処理装置は前記比が第 1 の閾値未満のときにその画素を危険な患部であると判定し、前記比が前記第 1 の閾値以上かつ第 2 の閾値未満のときにその画素をやや危険な患部であると判定することを特徴とする、請求項 7 に記載の診断システム。

【請求項 9】

前記 C C D 検出手段は、前記電子内視鏡に具備された記憶手段に記憶された情報を用いて前記 C C D の種類を検知することを特徴とする、請求項 1 から請求項 8 のいずれかに記載の診断システム。

30

【請求項 10】

前記記憶手段に記憶された情報は、前記電子内視鏡の種類を示す情報を含むことを特徴とする、請求項 9 に記載の診断システム。

【請求項 11】

撮像素子を有する電子内視鏡が観察する体腔内に励起光、第 1 の参照光、及び該第 1 の参照光よりも低光量の第 2 の参照光を照射可能な蛍光観察用光源と、

前記励起光、前記第 1 の参照光、および前記第 2 の参照光によって得られた映像信号が入力される映像信号入力手段と、

40

前記電子内視鏡が具備する撮像素子の種別情報が入力される機種情報入力手段と、

画像処理用パラメータが前記各撮像素子の種類毎に格納された記憶手段と、

前記第 1 の参照光によって得られた映像信号に対応する第 1 の参照画像が飽和しているかどうかを判定する飽和判定手段と、

前記機種情報入力手段に入力された前記撮像素子の種別情報に対応する前記パラメータに基づいて前記撮像素子からの映像信号を処理してビデオ信号を出力する画像処理手段と、

を有し、

前記画像処理手段は、前記第 1 の参照画像が飽和していないと前記飽和判定手段が判定した時は前記励起光によって得られた映像信号と前記第 1 の参照光によって得られた映像

50

信号を処理して得られるビデオ信号を出力し、前記第1の参照画像が飽和していると前記飽和判定手段が判定した時は前記励起光によって得られた映像信号と前記第2の参照光によって得られた映像信号を処理して得られるビデオ信号を出力することを特徴とする、蛍光観察用プロセッサ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、電子内視鏡を用い、自家蛍光を利用した診断システムに関する。

【0002】

【従来の技術】

生体組織に紫外線等の特定の波長の光（励起光）を照射すると蛍光を発する傾向がある。この現象を自家蛍光という。近年、がん細胞等の患部においては自家蛍光に夜蛍光の光量が低下することが発見され、疾患の早期発見法として注目されつつある。

【0003】

そこで、励起光を管腔内に照射し、蛍光を内視鏡で観察する、自家蛍光診断が利用されつつある。しかしながら、管腔奥の励起光があまり照射されていない部分も患部と同様に蛍光が弱くなる。管腔奥の組織と患部とを区別するためには、可視光である参照光を照射したときに得られた参照画像が利用される。参照画像においては患部の有無に関わらず、参照光が強く照射されてる部分は明るく、参照光があまり照射されていない部分は暗くなる。従って、参照画像では明るい蛍光画像では暗くなる部分を画像処理によって抽出することによって患部の特定が可能となる。

【0004】

このように、自家蛍光を用いた診断システムにおいては、一般に画像処理によって患部を特定している。このような画像処理は、ビデオ信号の形で出力される通常画像と参照画像とをデジタルデータとしてフレームバッファに取り込み、フレームバッファに取り込まれた画像データをデジタル処理するものである。

【0005】

このような画像処理は、一般に電子内視鏡の撮像した映像をモニタにビデオ信号を出力する電子内視鏡用プロセッサと接続され、このビデオ信号を受信してデジタル処理し、処理結果である患部が抽出された画像をビデオ信号としてモニタに出力可能な蛍光観察用プロセッサによって行われる。

【0006】

電子内視鏡には気管用スコープ、胃用スコープ、大腸用スコープなど様々な種類のものが実用化されている。これら各種の内視鏡にはそれぞれ異なる仕様のCCD（Charge-Coupled Device）が用いられている。また、これらのCCDによる撮影画像はモニタの画面いっぱいに表示されるわけではなく、モニタの画面上のある矩形領域に表示されるよう構成されている。

【0007】

従って、蛍光観察用プロセッサはこの矩形領域内のみを画像処理して患部が抽出された画像を作成するような構成とするのが処理速度の点等から好適である。

【0008】

しかしながら、CCDによる撮影画像が表示される領域はCCDの種類によって異なるため、従来の診断システムにおいては、画面全体を画像処理せざるを得ず、高速な画像処理回路を必要としていた。

【0009】

また、CCDの種類によって蛍光への感度は異なるため、使用する内視鏡の種類によっては誤った画像処理結果が得られる可能性があり、蛍光観察可能な電子内視鏡の選択肢が狭かった。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

本発明は上記の問題に鑑み、電子内視鏡に使用されているＣＣＤの種類に応じて患部抽出のための画像処理を行う領域を変更可能な診断システムを提供することを目的とする。

【００１１】

また、本発明は上記の問題に鑑み、電子内視鏡に使用されているＣＣＤの種類に応じて画像処理の方法を変更可能な診断システムを提供することを目的とする。

【００１２】

【課題を解決するための手段】

上記の目的を達成するため、本発明の診断システムは、ＣＣＤを備えた電子内視鏡と、電子内視鏡が観察する体腔内に励起光および参照光を照射可能な蛍光観察用光源と、ＣＣＤからの映像信号を処理してビデオ信号を出力する電子内視鏡用プロセッサと、電子内視鏡に備えられたＣＣＤの種類を検知するＣＣＤ検出手段と、電子内視鏡用プロセッサからのビデオ信号を処理して蛍光画像および参照画像を取得し、この蛍光画像および参照画像を処理して自家蛍光診断用のデータを生成する画像処理装置と、を有し、画像処理装置はＣＣＤ検出手段の検出結果に応じて異なる画像処理を行う。

【００１３】

好ましくは、画像処理装置はＣＣＤ検出手段の検出結果に応じて、蛍光画像および参照画像のうち画像処理を行う領域を変更する。例えば、画像処理を行う領域は、ＣＣＤの受光面に相当する動画領域である。

【００１４】

また、好ましくは、画像処理装置はＣＣＤ検出手段の検出結果に応じて、蛍光画像および／または参照画像の補正方法を変更する。例えば、画像処理装置は蛍光画像および／または参照画像をルックアップテーブルを用いて補正し、ＣＣＤ検出手段の検出結果に応じて補正に用いるルックアップテーブルを変更する。或いは、画像処理装置は蛍光画像および／または参照画像を画像変換関数を用いて補正し、ＣＣＤ検出手段の検出結果に応じて補正に用いる画像変換関数を変更する。

【００１５】

また、好ましくは、画像処理装置は蛍光画像に対する参照画像の輝度値の比を画像処理を行う各画素について演算し、この比が閾値を超えた画素を患部として抽出し、ＣＣＤ検出手段の検出結果に応じて閾値を変更する。

【００１６】

以上のように、本発明によれば、電子内視鏡が具備するＣＣＤの種類に応じて、蛍光画像および参照画像のうち画像処理を行う領域や、画像処理に用いられる各種係数を変更可能となっているので、上記問題は解消される。

【００１７】

また、ＣＣＤ検出手段は、前記電子内視鏡に具備された記憶手段に記憶された情報を用いてＣＣＤの種類を検知する構成としても良い。

【００１８】

【発明の実施の形態】

以下に、本発明の実施の形態を図面を用いて詳細に説明する。図１は、本実施形態による診断システムを模式的に示したものである。本実施形態による診断システム１は、電子内視鏡１００と、通常観察用プロセッサ２００と、蛍光観察用プロセッサ３００と、画像切替機４００と、モニタ５００とを有する。

【００１９】

電子内視鏡１００は通常観察用プロセッサ２００と接続されている。通常観察用プロセッサ２００は電子内視鏡１００のライトガイドにキセノンランプ等の通常光線を入射させるとともに、電子内視鏡１００の先端に備えられたＣＣＤ１０４を制御し、ＣＣＤ１０４より出力される画像信号を処理して例えばＮＴＳＣ信号のようなモニタ３００が表示可能な所定の形式のビデオ信号を画像切替機４００に出力する。なお、ＣＣＤ１０４はモノクロのＣＣＤである。また、電子内視鏡１００はメモリ１０５を有している。メモリ１０５には電子内視鏡１００の型番や仕様等が記憶されている。

【0020】

また通常観察用プロセッサ200の光源部204には赤(R)、緑(G)、青(B)の3色のカラーフィルタ204bが備えられている。カラーフィルタ204bはCCD104の信号転送タイミングに同期して、赤(R)、緑(G)、青(B)のフィルタを順次光源部204から発せられる光束中に挿置する。CCD104は1/30秒で1枚の画像を撮像/転送する構成となっているので、カラーフィルタ204bは1/30秒おきにフィルタを切り替える。また、CCD104が画像を転送中にフィルタを切り替える構成となっている。従って、CCD104は赤、緑、青の光に照射された画像を順次撮像することになる。通常観察用プロセッサの映像信号処理回路202はこの3色の光に照射された画像を合成して1枚のカラー画像を生成する。以上のようないわゆる面順次方式により、CCD104がモノクロCCDであってもカラー画像を出力可能となっている。

10

【0021】

蛍光観察用プロセッサ300は紫外線等の生体組織の自家蛍光を励起するスペクトルを含む光線を生成する蛍光光源部304を有する。この蛍光光源部304によって生成された励起光は蛍光観察用ライトガイド305の入射端に入射する。蛍光観察用ライトガイド305の先端は、電子内視鏡の処置具口107aより処置具挿通チャンネル107に挿通されており、電子内視鏡100の先端部から体腔内の生体組織に向けて励起光および参照光を照射することが可能である。また、蛍光光源部304にはフィルタ304bが備えられている。フィルタ304bはCCD104の信号転送タイミングに同期して、所定期間のみ蛍光光源部304からの光束のうち、自家蛍光を励起するスペクトルを透過させる励起光フィルタと自家蛍光を励起するスペクトルを含まない可視光部分を透過させる第1および第2の参照光フィルタを順次蛍光光源部304からの光束に挿置する。なお、第2の参照光フィルタは第1の参照光フィルタよりも低光量の参照光を透過する。上記のように、通常観察時は1/10秒で1フレームのカラー画像を生成する構成となっているが、蛍光観察時はこの1/10秒のうち(R)のフィルタが光源部204から発せられる光束中に挿置されるタイミングと同じタイミングで励起光フィルタが挿置され、(G)のフィルタが光源部204から発せられる光束中に挿置されるタイミングと同じタイミングで第1の参照光フィルタが挿置され、(B)のフィルタが光源部204から発せられる光束中に挿置されるタイミングと同じタイミングで第2の参照光フィルタが挿置されよう構成されている。

20

【0022】

励起光フィルタが挿置されている時に撮像された画像は蛍光画像であり、がん細胞などの患部は健康な組織に比べて弱い蛍光を発生する。しかしながら、管腔奥の励起光があまり照射されていない部分も同様に弱い蛍光を発生する。管腔奥の組織と患部とを区別するために参照光を照射したときに得られた参照画像が利用される。参照画像においては患部の有無に関わらず、参照光が強く照射されている部分は明るく、参照光があまり照射されていない部分は暗くなる。従って、参照画像では明るい蛍光画像では暗くなる部分を画像処理によって抽出することによって患部の特定が可能となる。この画像処理は蛍光観察用プロセッサ300の蛍光画像処理回路によって行われる。蛍光画像処理回路は画像処理によって抽出された患部を例えば、赤色で表示して参照画像と重ね合わせた画像を作成する。なお、参照光の光量が強すぎると参照画像が飽和して正確な患部の抽出が困難となるため、本実施形態においては第1の参照光フィルタを用いて第1の参照画像を、また第2の参照画像を用いて第1の参照画像よりも暗い第2の参照画像を作成し、第1の参照画像が飽和している場合は第2の参照画像を使用して、患部抽出の信頼性を高めた構成としている。また、本実施形態においては、画像処理の高速化のため、画像全体のうち、CCDの受光面に相当する動画領域のみを画像処理している。

30

40

【0023】

なお、本実施形態においては蛍光光源部304のフィルタ304bは、(R)のフィルタが光源部204から発せられる光束中に挿置されるタイミングと同じタイミングで蛍光光源部304からの光束のうち励起光のスペクトルを含む成分を透過させる構成としているが、本発明は上記構成に限定されるものではない。例えば、(R)(B)のフィルタが光源部

50

204から発せられる光束中に挿置されてるタイミングのそれぞれと同じタイミングで異なるフィルタ特性をもつ2種類の励起光フィルタが順次蛍光光源部304からの光束を通過する構成としても良い。このような場合、複数種類の蛍光画像が得られる。

【0024】

蛍光観察用プロセッサ300のシステムコントロール301は通常観察用プロセッサ200のシステムコントロール201と接続されており、通常観察用プロセッサ200は蛍光観察用プロセッサ300の動作を制御する。

【0025】

通常観察用プロセッサ200のシステムコントロール201は電子内視鏡100の先端から照射される光が、通常光/励起光のいずれであるかを択一的に選択可能である。すなわち、励起光を選択しているときは通常観察用プロセッサ200のシステムコントロール201は光源部204に具備されたシャッター204aを閉じて通常観察用プロセッサ200の光源部204からの光が内視鏡100の先端から照射されるのを防止すると共に蛍光観察用プロセッサ300の蛍光光源部304に具備されたシャッター304aを開けて蛍光光源部304からの光が内視鏡100の先端から照射されるようにする。CCD104によって撮像された映像は通常観察用プロセッサ200の映像信号処理回路202によってビデオ信号に変換されて蛍光観察用プロセッサ300に出力され、蛍光観察用プロセッサ300の蛍光画像処理回路302はこのビデオ信号を処理して蛍光画像を作成し、画像切替機400に出力する。

10

【0026】

一方、通常光を選択しているときは通常観察用プロセッサ200のシステムコントロール201は光源部204に具備されたシャッター204aを開けて通常観察用プロセッサ200の光源部204からの光が内視鏡100の先端から照射されるようにすると共に蛍光観察用プロセッサ300の蛍光光源部304に具備されたシャッター304aを閉じて蛍光光源部304からの光が内視鏡100の先端から照射されるのを防止する。CCD104によって撮像された映像は通常観察用プロセッサ200の映像信号処理回路202によってビデオ信号に変換されて画像切替機400に出力される。

20

【0027】

画像切替機400は通常観察用プロセッサ200のシステムコントロール201と接続されている。通常観察用プロセッサ200のシステムコントロール201は画像切替機400を制御し、通常光と励起光のいずれが選択されているかに応じて通常観察用プロセッサ200または蛍光観察用プロセッサ300のいずれからのビデオ信号をモニタ500に出力するかを切り替える。

30

【0028】

なお、本実施形態においては通常観察用プロセッサ200のシステムコントロール201が画像切替機400を制御しているが、蛍光観察用プロセッサ300のシステムコントロール301が画像切替機400を制御する構成としても良い。

【0029】

本実施形態においては通常観察用プロセッサ200のシステムコントロール201は電子内視鏡100のメモリ105に記憶された型番データからCCD104の種類を判別し、CCD104の種類を意味するCCDタイプ信号を蛍光観察用プロセッサ300に送信する。蛍光観察用プロセッサ300のシステムコントロール301はこのCCDタイプ信号と蛍光観察用プロセッサ300のメモリに記憶されたCCDタイプデータを比較してCCDの種類に適切な画像処理を行うよう、蛍光画像処理回路302を制御する。

40

【0030】

以上のように構成された、本実施形態の診断システム1の動作を以下に説明する。図2は本実施形態の通常観察用プロセッサ200のメインルーチンのフローである。なお、本ルーチンは通常観察用プロセッサ200のメモリ207に記憶され、システムコントロール201によって実行されるプログラムである。

【0031】

50

本ルーチンが開始すると、最初にステップS101が実行される。ステップS101では、光源ランプの点灯やCCDドライブ信号の送信を開始する、フィルタ204bの駆動を開始する、画像切替機400を制御して通常観察用プロセッサからの出力ビデオ信号をモニタ500に表示させる、等の電子内視鏡の使用を可能にするための各種処理が実施される。次いでステップS102に進む。

【0032】

ステップS102ではシステムコントロール201は光源部204のシャッタ204aを開けて、光源204からの光束がライトガイド103に入射されるようにする。なお、初期状態に置いては蛍光観察用プロセッサ300の蛍光源304のシャッタ304aは閉じているので光源部204からの光のみが電子内視鏡100の先端部より放射される。以上のように、ステップS101～S102の処理によって通常観察が可能となる。

10

【0033】

次いでステップS103に進み、電子内視鏡100の操作ボタン106による操作によって、観察モードの切替（通常観察モードから蛍光観察モードへの切替）が指示される（S103：YES）まで待機する（S103：NO）。

【0034】

次いでステップS104に進む。ステップS104では、システムコントロール201は電子内視鏡100のメモリ105から電子内視鏡の型番情報を読み取って、通常観察用プロセッサ200内のメモリ（不図示）に記憶させる。

【0035】

20

次いでステップS105に進む。ステップS105では、システムコントロール201は画像切替信号を蛍光観察用プロセッサ300および画像切替機400に送信する。画像切替機400は画像切替信号を受信すると、蛍光観察用プロセッサ300からのビデオ信号をモニタ500に出力するように設定される。なお、このときの蛍光観察用プロセッサ300の挙動については後述する。

【0036】

次いでステップS106に進む。ステップS106では、システムコントロール201はステップS104で取得した電子内視鏡の型番情報から電子内視鏡100のCCD104の種類を判別し、CCD104の種類に応じたCCDタイプ信号を蛍光観察用プロセッサ300に送信する。

30

【0037】

次いでステップS107に進む。ステップS107ではシステムコントロール201は光源部204のシャッタ204aを閉じて、光源204からの光束がライトガイド103に入射されないようにする。以上のステップS104 - S107の処理により通常観察用プロセッサ200は蛍光観察用プロセッサ300を用いた蛍光観察が可能な状態に設定される。

【0038】

次いで、ステップS108に進み、電子内視鏡100の操作ボタン106による操作によって、観察モードの切替（蛍光観察モードから通常観察モードへの切替）が指示される（S108：YES）まで待機する（S108：NO）。

40

【0039】

次いで、ステップS109に進み、システムコントロール201は画像切替信号を蛍光観察用プロセッサ300および画像切替機400に送信する。画像切替機400は画像切替信号を受信すると、通常観察用プロセッサ200からのビデオ信号をモニタ500に出力するように設定される。次いで、ステップS102に戻り、光源部204のシャッタ204aを開けて通常観察可能な状態に戻る。

【0040】

蛍光観察用プロセッサ300のメインルーチンの動作フローを図3に示す。本ルーチンは蛍光観察用プロセッサ300のメモリ303に記憶され、システムコントロール301によって実行されるプログラムである。

50

【 0 0 4 1 】

蛍光観察用プロセッサ 3 0 0 の電源が投入されると最初にステップ S 2 0 1 が実行され、蛍光光源ランプの点灯やフィルタ 3 0 4 b の駆動開始、シャッタ 3 0 4 a を閉じる等の電子内視鏡の使用を可能にするための各種処理が実施される。次いでステップ S 2 0 2 に進む。

【 0 0 4 2 】

ステップ S 2 0 2 では、図 2 のステップ S 1 0 5 の処理によって通常観察用プロセッサ 2 0 0 から画像切替信号が送信される (S 2 0 2 : Y E S) まで待機する (S 2 0 2 : N O) 。次いでステップ S 2 0 3 に進む。

【 0 0 4 3 】

ステップ S 2 0 3 では、システムコントロール 3 0 1 は光源部 3 0 4 のシャッタ 3 0 4 a を開けて、光源 3 0 4 からの光束がライトガイド 3 0 5 に入射されるようにする。図 2 のステップ S 1 0 7 において、通常観察用プロセッサ 2 0 0 のシャッタ 2 0 4 a が閉じられるので、ステップ S 1 0 7 時点で電子内視鏡 1 0 0 の先端からは励起光と参照光のみが放射されるようになる。次いで、ステップ S 2 0 4 に進む。

【 0 0 4 4 】

ステップ S 2 0 4 では、図 2 のステップ S 1 0 5 の処理によって通常観察用プロセッサ 2 0 0 から CCD タイプ信号が送信される (S 2 0 4 : Y E S) まで待機する (S 2 0 4 : N O) 。次いでステップ S 2 0 5 に進む。

【 0 0 4 5 】

ステップ S 2 0 5 では、システムコントロール 3 0 1 は受信した CCD タイプ信号から CCD のタイプを認識し、その CCD のタイプに対応した CCD タイプデータを変数 D に代入する。次いで、ステップ S 2 0 6 に進む。

【 0 0 4 6 】

ステップ S 2 0 6 では、変数 D の内容と、メモリ 3 0 3 内に構築されたエリア特定用データテーブルとの比較が行われ、蛍光画像の画像処理が行われる画像処理エリアの特定が行われる。本実施形態においては、特定用データテーブルは以下に示す表 1 のような構成になっており、変数 D の値に対応した「画像処理開始座標 x 」、「画像処理開始座標 y 」、「画像処理終了座標 x 」、「画像処理終了座標 y 」がそれぞれ変数 x 1 , y 1 , x 2 , y 2 に代入される。なお、本実施例においては、蛍光画像の画像処理が行われる画像処理エリアは CCD 1 0 4 の受光面に相当する動画領域である。

【 0 0 4 7 】

【表 1】

D	画像処理開始座標 x	画像処理終了座標 x	画像処理開始座標 y	画像処理終了座標 y
CCDType-1	10	340	10	340
CCDType-2	50	200	60	210
CCDType-3	5	635	5	475

【 0 0 4 8 】

次いでステップ S 2 0 7 に進み、画像処理を行って患部が強調された画像を生成する。次いで、ステップ S 2 0 8 に進み、この画像を NTSC 等のビデオ信号に変換して画像切替機 4 0 0 に送信する。次いで、ステップ S 2 1 0 に進む。

【 0 0 4 9 】

ステップ S 2 1 0 では、ステップ S 2 0 2 以後、通常観察用プロセッサ 2 0 0 から画像切替信号を受信したかどうか (すなわち、図 2 のステップ S 1 0 9 で通常観察用プロセッサ 2 0 0 が送信する、通常観察への切替のための画像切替信号を受信したか) の判断が行われる。通常観察用プロセッサ 2 0 0 から画像切替信号を受信したのであれば (S 2 1 0 : Y E S) 、ステップ S 2 1 1 に進んでシャッタ 3 0 4 a を閉じた後にステップ S 2 0 2 に戻って通常観察用プロセッサ 2 0 0 から画像切替信号を受信するまで待機する。一方、画

10

20

30

40

50

像切替信号を受信していなければ (S 2 1 0 : N O) ステップ S 2 0 7 に戻って引き続き患部強調画像の生成を行う。

【 0 0 5 0 】

図 4 に、図 3 のステップ S 2 0 7 の画像処理ルーチンを示す。本ルーチンが開始すると、ステップ S 3 0 1 が実行される。ステップ S 3 0 1 では蛍光画像がメモリ 3 0 3 内に構築されたフレームバッファに取り込まれているかどうかの判定が行われる。蛍光画像がフレームバッファに取り込まれていないのであれば、これから通常観察用プロセッサ 2 0 0 から送信されるビデオ信号は蛍光画像の信号であることを示す。従って、蛍光画像がフレームバッファに取り込まれていないのであれば (S 3 0 1 : N O)、ステップ S 3 0 2 に進み、通常観察用プロセッサ 2 0 0 から送信されるビデオ信号をモノクロ 2 5 6 階調の蛍光画像としてフレームバッファに取り込み、次いで本ルーチンを終了する。一方、蛍光画像がフレームバッファに取り込まれていれば (S 3 0 1 : Y E S)、ステップ S 3 0 3 に進む。

10

【 0 0 5 1 】

ステップ S 3 0 3 では、第 1 の参照画像がフレームバッファに取り込まれているかどうかの判定が行われる。第 1 の参照画像がフレームバッファに取り込まれていないのであれば、これから通常観察用プロセッサ 2 0 0 から送信されるビデオ信号は第 1 の参照画像の信号であることを示す。従って、第 1 の参照画像がフレームバッファに取り込まれていないのであれば (S 3 0 3 : N O)、ステップ S 3 0 4 に進み、通常観察用プロセッサ 2 0 0 から送信されるビデオ信号をモノクロ 2 5 6 階調の第 1 の参照画像としてフレームバッファに取り込み、次いで本ルーチンを終了する。一方、第 1 の参照画像がフレームバッファに取り込まれていれば (S 3 0 3 : Y E S)、ステップ S 3 0 5 に進む。

20

【 0 0 5 2 】

蛍光画像も第 1 の参照画像も取り込まれているのであれば、これから通常観察用プロセッサ 2 0 0 から送信されるビデオ信号は第 2 の参照画像の信号である。従って、ステップ S 3 0 5 では、通常観察用プロセッサ 2 0 0 から送信されるビデオ信号をモノクロ 2 5 6 階調の第 2 の参照画像としてフレームバッファに取り込み、次いでステップ S 3 0 6 に進む。

【 0 0 5 3 】

以上のステップ S 3 0 1 ~ S 3 0 5 までの処理によって画像処理に必要な蛍光画像、第 1 および第 2 の参照画像がフレームバッファに取り込まれたので、以下のステップにおいてはこれらの画像を処理して患部強調画像を作成する。

30

【 0 0 5 4 】

ステップ S 3 0 6 では、蛍光画像のうち、座標 (x_1, y_1) と (x_2, y_2) を対角線とする矩形領域に含まれる全ての画素について輝度に対する度数分布を作成する。次いで、ステップ S 3 0 7 に進む。

【 0 0 5 5 】

ステップ S 3 0 7 では、ステップ S 3 0 6 で求めた度数分布を用いて蛍光画像のうち、座標 (x_1, y_1) と (x_2, y_2) を対角線とする矩形領域の正規化 (コントラスト調整) を行う。次いで、ステップ S 3 0 8 に進む。

【 0 0 5 6 】

ステップ S 3 0 8 では、第 1 の参照画像のうち、座標 (x_1, y_1) と (x_2, y_2) を対角線とする矩形領域に含まれる全ての画素について輝度に対する度数分布を作成する。次いで、ステップ S 3 0 9 に進む。

40

【 0 0 5 7 】

ステップ S 3 0 9 では、ステップ S 3 0 8 で求めた度数分布を用いて第 1 の参照画像のうち、座標 (x_1, y_1) と (x_2, y_2) を対角線とする矩形領域が飽和しているかどうかの判定を行う。すなわち、輝度が 2 0 0 を超えた画素の割合が所定値を超えたとき、第 1 の参照画像は飽和したと判定される。第 1 の参照画像が飽和しているのであれば (S 3 0 9 : Y E S)、ステップ S 3 1 0 に進んで第 2 の参照画像の座標 (x_1, y_1) と (x_2, y_2) を対角線とする矩形領域の度数分布を求める。次いで、ステップ S 3 1 1 に進

50

み、ステップS310で求めた度数分布を用いて第2の参照画像のうち、座標 (x_1, y_1) と (x_2, y_2) を対角線とする矩形領域の正規化を行う。一方、ステップS309において第1の参照画像が飽和していないと判定されたのであれば(S309:NO)、そのままステップS311に進み、ステップS308で求めた度数分布を用いて第1の参照画像のうち、座標 (x_1, y_1) と (x_2, y_2) を対角線とする矩形領域の正規化を行う。

【0058】

次いでステップS312に進む。ステップS312では、変数Dの内容と、メモリ303内に構築されたLUT(ルックアップテーブル)参照テーブルとの比較が行われる。適切な患部強調画像を得るためには、この正規化された参照画像をさらに電子内視鏡のCCDの特性に応じて補正する必要がある。この補正はLUTを用いて行われる。LUT参照テーブルは下記の表2のような構成となっており、変数Dの値に応じて適切なLUTが選択される。なお、本実施形態においては、LUTを用いて参照画像を補正する構成としているが、本発明は上記構成に限定されるものではない。例えば、LUTの代わりに所定の変換関数によって参照画像を補正する構成としても良い。また、この関数を変数Dの値に応じて変更可能としても良い。

【0059】

【表2】

D	参照画像正規化データ										
	0	10	20	...	120	130	140	...	235	245	255
CCDType-1	0	10	20	...	124	125	126	...	253	254	255
CCDType-2	0	8	16	...	96	104	112	...	188	196	204
CCDType-3	0	15	30	...	180	195	210	...	255	255	255

【0060】

次いで、ステップS313に進み、ステップS312で取得したLUTを用いて正規化された参照画像を補正する。次いでステップS314に進む。

【0061】

ステップS314では、変数Dの内容と、メモリ303内に構築された閾値参照テーブルとの比較が行われる。前述のように、患部とは「参照画像では明るく蛍光画像では暗くなる」部分であるが、ある画素が患部であるかどうかを判定するために(蛍光画像の画素の輝度値/参照画像の画素の輝度値)を演算し、この値と所定の閾値とを比較する。本実施形態においては、(蛍光画像の画素の輝度値/参照画像の画素の輝度値)が閾値a未満であるときは特に危険な患部と判断し、また閾値b未満でありかつ閾値a以上であるときはやや危険な患部と判断している。適切な閾値a, bは電子内視鏡のCCDの特性によって異なるため、ステップS314では変数Dの内容に応じた閾値a, bを閾値参照テーブルから抽出している。閾値参照テーブルは下記の表3のような構成となっている。

【0062】

【表3】

D	閾値	
	a	b
CCDType-1	0.3	0.5
CCDType-2	0.22	0.46
CCDType-3	0.4	0.6

【0063】

次いで、ステップS315に進む。ステップS315では、座標 (x_1, y_1) と (x_2, y_2) を対角線とする矩形領域内のある画素について、(蛍光画像の画素の輝度値/参照画像の画素の輝度値)と閾値aとの比較が行われる。(蛍光画像の画素の輝度値/参

照画像の画素の輝度値) < a であれば (S 3 1 5 : Y E S)、ステップ S 3 1 7 に進み、フレームバッファに蓄積されている正規化されていない参照画像の比較を行った画素を赤色の画素に置き換え、次いでステップ S 3 2 0 に進む。一方、(蛍光画像の画素の輝度値 / 参照画像の画素の輝度値) > a であれば (S 3 1 5 : N O)、ステップ S 3 1 6 に進む。

【 0 0 6 4 】

ステップ S 3 1 6 では、ステップ S 3 1 5 で比較を行った座標について、(蛍光画像の画素の輝度値 / 参照画像の画素の輝度値) と閾値 b との比較が行われる。(蛍光画像の画素の輝度値 / 参照画像の画素の輝度値) < b であれば (S 3 1 6 : Y E S)、ステップ S 3 1 8 に進み、フレームバッファに蓄積されている正規化されていない参照画像の、比較

10

【 0 0 6 5 】

ステップ S 3 2 0 では、座標 (x 1 , y 1) と (x 2 , y 2) を対角線とする矩形領域内の全ての画素について、ステップ S 3 1 5 ~ S 3 1 8 の処理が行われたかどうかの判定が行われる。全ての画素について処理が行われたのであれば (S 3 2 0 : Y E S)、ステップ S 3 2 1 に進み、まだ未処理の画素が残っていれば (S 3 2 0 : N O) ステップ S 3 1 5 に戻り、未処理の画素について引き続きステップ S 3 1 5 ~ S 3 1 8 の処理を行う。

【 0 0 6 6 】

ステップ S 3 2 1 の実行時は座標 (x 1 , y 1) と (x 2 , y 2) を対角線とする矩形領域内の全ての画素について、ステップ S 3 1 5 ~ S 3 1 8 の処理が完了している。この時、フレームバッファ内の参照画像は、

20

- ・特に危険な患部：赤
- ・やや危険な患部：黄色
- ・健常部：モノクロ

と色分けされた患部強調画像となっている。ステップ S 3 2 1 では、フレームバッファの参照画像を患部強調画像としてメモリ 3 0 3 の他のアドレスにコピーする。このコピーされた患部強調画像は図 3 のステップ S 2 0 8 にてビデオ信号に変換され、画像切替機 4 0 0 に出力される。

30

【 0 0 6 7 】

次いでステップ S 3 2 2 に進み、フレームバッファの内容をクリアし、本ルーチンを終了する。

【 発明の効果 】

以上のように、本発明の診断システムによれば、電子内視鏡に使用されている CCD の種類に応じて患部抽出のための画像処理を行う領域や画像処理の方法を変更可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の実施の形態による診断システムを模式的に示した概略図である。

【 図 2 】 本発明の実施の形態の通常観察用プロセッサのメインルーチンのフローである。

【 図 3 】 本発明の実施の形態の蛍光観察用プロセッサのメインルーチンの動作フローである。

40

【 図 4 】 本発明の実施の形態の蛍光観察用プロセッサの画像処理ルーチンの動作フローである。

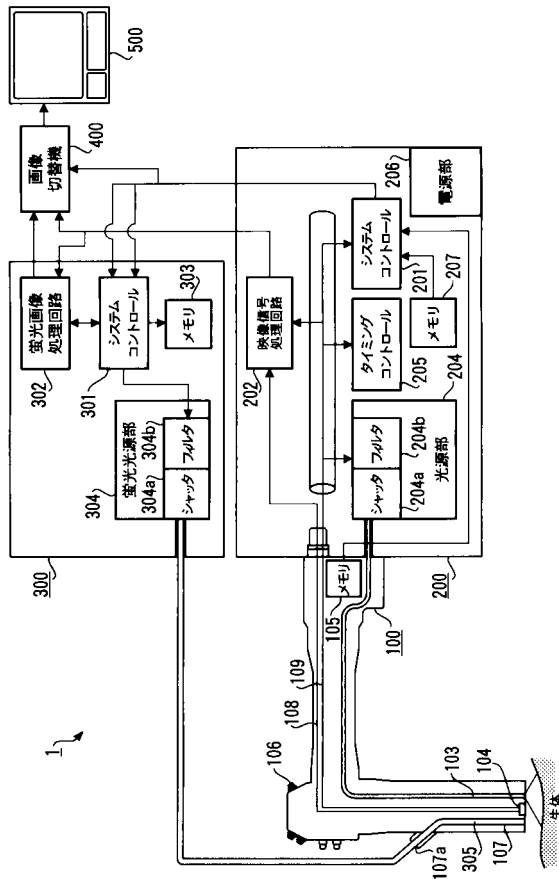
【 符号の説明 】

- | | |
|-------|------------|
| 1 | 診断システム |
| 1 0 0 | 電子内視鏡 |
| 1 0 4 | CCD |
| 1 0 5 | メモリ |
| 2 0 0 | 通常観察用プロセッサ |
| 2 0 1 | システムコントロール |

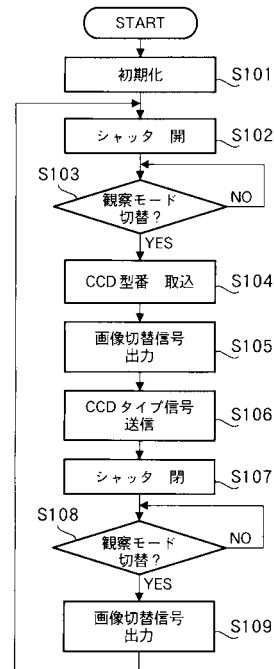
50

- 3 0 0 蛍光観察用プロセッサ
- 3 0 1 システムコントロール
- 3 0 2 蛍光画像処理回路
- 3 0 3 メモリ
- 3 0 4 蛍光光源部
- 4 0 0 画像切替機
- 5 0 0 モニタ

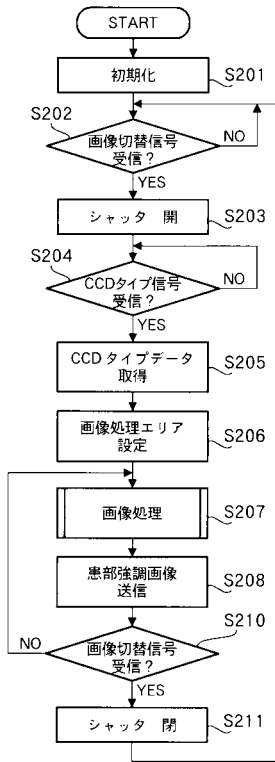
【図1】



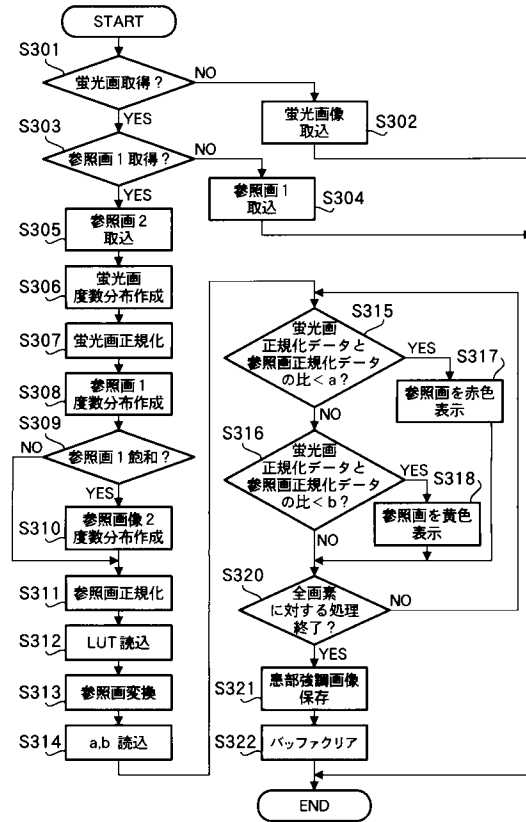
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-340283(JP,A)
特開平08-238216(JP,A)
特開平11-164195(JP,A)
特開2000-325295(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B1/00-1/32

专利名称(译)	使用自发荧光的诊断系统		
公开(公告)号	JP4142326B2	公开(公告)日	2008-09-03
申请号	JP2002103891	申请日	2002-04-05
[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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	小林弘幸		
发明人	小林 弘幸		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G01N21/64 G06T1/00 G06T5/00		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 G01N21/64.Z G06T1/00.290.Z G06T5/00.100 A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.640 A61B1/045.618 A61B1/05 G06T5/00.730 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA05 2G043/FA06 2G043/GA06 2G043/GA08 2G043/GB18 2G043/GB28 2G043/HA05 2G043/HA11 2G043/JA02 2G043/KA02 2G043/LA03 2G043/NA01 2G043/NA02 2G043/NA05 2G043/NA06 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF46 4C061/HH51 4C061/JJ18 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR05 4C061/RR14 4C061/RR26 4C061/SS11 4C061/SS21 4C061/WW04 4C061/WW08 4C061/WW17 4C061/XX02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF46 4C161/HH51 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR05 4C161/RR14 4C161/RR26 4C161/SS11 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW17 4C161/XX02 5B057/AA07 5B057/BA02 5B057/BA26 5B057/BA30 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC03 5B057/CE03 5B057/CE11 5B057/CE17 5B057/CH07 5B057/CH18 5B057/DA16 5B057/DA17 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC22 5B057/DC33 5B057/DC39 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA14 5L096/CA22 5L096/EA12 5L096/EA18 5L096/EA45 5L096/FA22 5L096/GA51 5L096/GA53 5L096/HA01 5L096/HA02 5L096/HA07 5L096/JA22		
其他公开文献	JP2003290130A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种诊断系统，其中，用于执行用于病变提取的图像处理或用于图像处理的方法可以响应于在使用诊断系统时用于电子内窥镜的CCD的类型而改变使用电子内窥镜并利用自发荧光。
 ŽSOLUTION：该诊断系统具有CCD检测装置和图像处理装置，CCD检测装置检测电子内窥镜中提供的CCD的种类，图像处理装置通过处理来自电子处理器的视频信号获得荧光图像和参考图像。内窥镜，并形成自发荧光诊断的数据。图像处理设备以这样的方式构成，即可以根据CCD检测装置的检测结果执行不同的图像处理。Ž

D	画像処理開始座	画像処理終了座	画像処理開始座	画像処理終了座
	標x	標x	標y	標y
CCDType-1	10	340	10	340
CCDType-2	50	200	60	210
CCDType-3	5	635	5	475