

(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2006-142004
(P2006-142004A)

(43) 公開日 平成18年6月8日(2006.6.8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	4 C 0 6 1
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	5 B 0 5 7
G 0 6 T 5/20 (2006.01)	G 0 6 T 5/20 B	5 C 0 5 4

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2005-305264 (P2005-305264)	(71) 出願人 000005201 富士写真フイルム株式会社 神奈川県南足柄市中沼2 1 O 番地
(22) 出願日 平成17年10月20日 (2005.10.20)	
(31) 優先権主張番号 特願2004-305025 (P2004-305025)	(71) 出願人 000005430 フジノン株式会社 埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地
(32) 優先日 平成16年10月20日 (2004.10.20)	(74) 代理人 100073184 弁理士 柳田 征史
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(74) 代理人 100090468 弁理士 佐久間 剛
	(74) 復代理人 100118614 弁理士 重松 万里

最終頁に続く

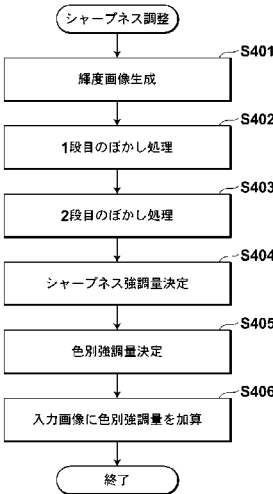
(54) 【発明の名称】 シャープネス調整方法およびプログラム並びに電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】内視鏡画像装置によりシャープネス調整を行って、診断性の高い画像をモニタ出力する。

【解決手段】画像の輝度分布を表す輝度分布画像を生成する。輝度分布画像は、例えば画像の輝度成分からなる輝度画像を生成してからぼかすことにより（S 4 0 1 ～ 4 0 3 ）生成する。続いて、輝度分布画像の各画素値に基づいて、画素ごとにシャープネス強調量を決定する（S 4 0 4 ）。さらに、決定されたシャープネス強調量に基づいて、色別の強調量を決定し（S 4 0 5 ）、もとの画像の画素値に配分に応じた明度調整値および彩度調整値を加算する（S 4 0 6 ）。

【選択図】図 1 3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡により取得された画像の鮮鋭度を調整する方法であって、

前記画像の輝度分布を表す輝度分布画像を構成する各画素の値に基づいて、シャープネス強調量を画素ごとに決定する処理と、

前記シャープネス強調量における明度調整の寄与分を表す明度寄与分と、彩度調整の寄与分を表す彩度寄与分を、前記明度寄与分と前記彩度寄与分の合計が前記シャープネス強調量となるように、画素ごとに決定する処理と、

前記画像を構成する各画素の値に、当該画素の値に前記彩度寄与分に応じた重み付けをした彩度調整値、および前記輝度分布画像中の当該画素に対応する画素の値に前記明度寄与分に応じた重み付けをした明度調整値を加算する処理と
10
を実行することを特徴とするシャープネス調整方法。

【請求項 2】

内視鏡により取得された画像の鮮鋭度を調整する方法であって、

前記画像の輝度分布を表す輝度分布画像を構成する各画素の値に基づいて、シャープネス強調量を画素ごとに決定する処理と、

前記画像を構成する各画素の値に、前記シャープネス強調量に対し当該画素の値と前記輝度分布画像の当該画素に対応する画素の値との比を乗じた値を加算する処理と
20
を実行することを特徴とするシャープネス調整方法。

【請求項 3】

内視鏡により取得された画像の鮮鋭度を調整するプログラムであって、コンピュータに
、

前記画像の輝度分布を表す輝度分布画像を構成する各画素の値に基づいて、シャープネス強調量を画素ごとに決定する処理と、

シャープネス強調量における明度調整の寄与分を表す明度寄与分と、彩度調整の寄与分を表す彩度寄与分を、前記明度寄与分と前記彩度寄与分の合計が前記シャープネス強調量となるように、画素ごとに決定する処理と、

前記画像を構成する各画素の値に、当該画素の値に前記彩度寄与分に応じた重み付けをした彩度調整値、および前記輝度分布画像中の当該画素に対応する画素の値に前記明度寄与分に応じた重み付けをした明度調整値を加算する処理と
30
を実行させることを特徴とするシャープネス調整プログラム。

【請求項 4】

内視鏡により取得された画像の鮮鋭度を調整するプログラムであって、コンピュータに
、

前記画像の輝度分布を表す輝度分布画像を構成する各画素の値に基づいて、シャープネス強調量を画素ごとに決定する処理と、

前記画像を構成する各画素の値に、前記シャープネス強調量に対し当該画素の値と前記輝度分布画像の当該画素に対応する画素の値との比を乗じた値を加算する処理と
40
を実行させることを特徴とするシャープネス調整プログラム。

【請求項 5】

内視鏡により取得された画像の輝度分布を表す輝度分布画像を生成する輝度分布画像生成手段と、該輝度分布画像生成手段により生成された輝度分布画像を利用して画像の鮮鋭度を調整する鮮鋭度調整手段を備えた電子内視鏡装置であって、前記鮮鋭度調整手段は、

前記画像の輝度分布を表す輝度分布画像を構成する各画素の値に基づいて、シャープネス強調量を画素ごとに決定する処理と

前記シャープネス強調量における明度調整の寄与分を表す明度寄与分と、彩度調整の寄与分を表す彩度寄与分を、前記明度寄与分と前記彩度寄与分の合計が前記強調量となるように、画素ごとに決定する処理と、

前記画像を構成する各画素の値に、当該画素の値に前記彩度寄与分に応じた重み付けをした彩度調整値、および前記輝度分布画像中の当該画素に対応する画素の値に前記明度寄
50

与分に応じた重み付けをした明度調整値を加算する処理と
を実行することを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 6】

内視鏡により取得された画像の輝度分布を表す輝度分布画像を生成する輝度分布画像生成手段と、該輝度分布画像生成手段により生成された輝度分布画像を利用して画像の鮮鋭度を調整する鮮鋭度調整手段を備えた電子内視鏡装置であって、前記鮮鋭度調整手段は、

前記画像の輝度分布を表す輝度分布画像を構成する各画素の値に基づいて、シャープネス強調量を画素ごとに決定する処理と、

前記画像を構成する各画素の値に、前記シャープネス強調量に対し当該画素の値と前記輝度分布画像の当該画素に対応する画素の値との比を乗じた値を加算する処理と
を実行することを特徴とする電子内視鏡装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡装置の画像処理機能に関し、詳しくは画像の鮮鋭度を調整するシャープネス調整機能に関する。

【背景技術】

【0002】

画像信号に含まれる各周波数成分を、周波数ごとに異なる度合いで強調あるいは抑制することによって、画像の鮮鋭度を高めるシャープネス強調方法が知られている（例えば、
特許文献 1 参照）。

20

【特許文献 1】特開平 9 - 22460 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

電子内視鏡により取得される画像（以下、内視鏡画像）は、体腔内の画像であるため、画像全域にわたり似たような色をしている。人物写真、風景写真などには自然界に存在するあらゆる色が含まれる可能性があるが、内視鏡画像に含まれるのは、肌の色か検査薬の色に限られる。また、体腔内には、境界らしい境界がないため、内視鏡画像にはエッジと呼べるような対象は含まれていない。また、人物写真などのシャープネス強調処理は、画像全体の画質を向上することを目的として行われるが、内視鏡画像の場合は診断に必要な情報を強調することを目的として行われることが多い。

30

【0004】

特許文献 1 の方法は、電子内視鏡装置の画像処理にも適用可能である。しかし、上記画像の相違を考えれば、電子内視鏡装置の画像処理に適した、より高度なシャープネス調整方法の提案が望まれる。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の第 1 の方法は、内視鏡により取得された画像の鮮鋭度を調整する方法であって、次の処理を実行することを特徴とする。また、本発明のプログラムは、コンピュータに
次の処理を実行させることを特徴とする。

40

【0006】

第 1 の処理は、画像の輝度分布を表す輝度分布画像を構成する各画素の値に基づいて、シャープネス強調量を画素ごとに決定する処理である。輝度分布画像からもとの画像の領域ごとの明るさを判断し、明るさに応じてシャープネス強調量を決定する。シャープネス強調量をどのように決めるかは、設計方針によるが、例えば、暗い領域では明るい領域よりも強調量が大きくなるようにするとよい。

【0007】

第 2 の処理は、シャープネス強調量における明度調整の寄与分を表す明度寄与分と、彩度調整の寄与分を表す彩度寄与分を、明度寄与分と前記彩度寄与分の合計が前記シャープ

50

ネス強調量となるように、画素ごとに決定する処理である。この際、明度寄与分と彩度寄与分の配分は、輝度分布画像中の、その画素に対応する画素の値に基づいて決定することが好ましい。配分をどのように決めるかは、設計方針によるが、例えば、色味が再現されにくい暗い領域では彩度の寄与分が大きくなるように配分を決定するとよい。

【0008】

第3の処理は、画像を構成する各画素の値に、その画素の値に彩度寄与分に応じた重み付けをした彩度調整値、および輝度分布画像中のその画素に対応する画素の値に前記明度寄与分に応じた重み付けをした明度調整値を加算する処理である。もとの値に明度調整値のみならず、彩度調整値を加算することで、色味に配慮したシャープネス調整を行うことができる。

10

【0009】

本発明の第2の方法およびプログラムは、上記第1の方法と同じ第1の処理を実行した後に、画像を構成する各画素の値に、前記シャープネス強調量に対しその画素の値と輝度分布画像のその画素に対応する画素の値との比を乗じた値を加算する処理を実行することの特徴とする。この場合も、明度と彩度の両方を加算することになるので、色味に配慮したシャープネス調整を行うことができる。

【0010】

本発明の第1の電子内視鏡装置は、内視鏡により取得された画像の輝度分布を表す輝度分布画像を生成する輝度分布画像生成手段と、輝度分布画像生成手段により生成された輝度分布画像を利用して画像の鮮鋭度を調整する鮮鋭度調整手段を備えた電子内視鏡装置であって、前記鮮鋭度調整手段が上記本発明の第1の方法の各処理を実行することの特徴とする。

20

【0011】

また、本発明の第2の電子内視鏡装置は、内視鏡により取得された画像の輝度分布を表す輝度分布画像を生成する輝度分布画像生成手段と、輝度分布画像生成手段により生成された輝度分布画像を利用して画像の鮮鋭度を調整する鮮鋭度調整手段を備えた電子内視鏡装置であって、前記鮮鋭度調整手段が、上記本発明の第2の方法の各処理を実行することの特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、もとの画像の明度と彩度に応じてシャープネス強調量を決めるため、鮮鋭度を高めつつ、自然な色味の画像を再現することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、本発明の一実施形態として、消化器検査に用いられる電子内視鏡システムを例示する。

【0014】

1. システムの構成

図1に、電子内視鏡システムの概略構成を示す。電子内視鏡システム1は、図に示すように、電子内視鏡2（以下、スコープ2）と、電子内視鏡により取得された画像を処理する処理装置3（以下、プロセッサ3）と、図示されない光源装置、モニタおよびプリンタなどを備える。電子内視鏡システム1では、内視鏡検査の目的に応じた複数種類のスコープを使用することができるが、図のスコープ2は、それらのスコープに共通する構成を示したものである。

40

【0015】

スコープ2は、CCD（Charge Coupled Device）21、CCD21により取得された信号を処理する信号処理回路22、各種制御処理を行うマイコン23およびプロセッサ3に接続されるコネクタ部（図示せず）を備える。

【0016】

CCD21は、対物レンズとともにスコープ2の先端に取り付けられ、観察対象からの

50

反射光を取得し、電気信号に変換する。本実施形態ではＣＣＤの撮像分解能は約５μｍである。

【００１７】

信号処理回路２２は、ＣＣＤ２１の出力信号に対し相関二重サンプリング、自動利得制御およびＡ／Ｄ変換などの信号処理を施す。マイコン２３は、信号処理回路の動作やプロセッサ３へのデータ伝送を制御する。

【００１８】

ここで、スコープ２の色情報の取得方式について説明する。一般に、ＣＣＤはカラーフィルタを備えており、観察対象からの反射光をカラーフィルタを介して取得することによって、観察対象の色に関する情報を取得する。このため、ＣＣＤが備えるカラーフィルタの配置のしかた、あるいはカラーフィルタの種類が異なれば、取得される画像の色情報の質や色表現は異なることとなる。

【００１９】

例えば、カラーフィルタの配置のしかたについては、回転式フィルタを回転させながら各色の情報を交互に取得する面順次式のＣＣＤと、モザイクフィルタを介して各色の情報をまとめて取得する同時式のＣＣＤが知られている。既存のスコープには、面順次式のＣＣＤを採用したものもあれば、同時式のＣＣＤを採用したものもある。しかし、面順次式のＣＣＤは、撮影する部位の動きがフィルタの回転よりも速い場合に、各色の画像がずれる場合がある。このため、電子内視鏡システム１では、スコープ２として、同時式のＣＣＤを備えたスコープを採用している。

【００２０】

また、カラーフィルタの種類としては、赤（Ｒ）、緑（Ｇ）、青（Ｂ）の３色を分別する原色フィルタと、シアン（Ｃ）、マゼンダ（Ｍ）、イエロー（Ｙ）、グリーン（Ｇ）の４色を分別する補色フィルタが知られている。原色フィルタを備えたＣＣＤ（以下、原色ＣＣＤ）により取得される画像はＲＧＢで表現され、補色フィルタを備えたＣＣＤ（以下、補色ＣＣＤ）により取得される画像はＣＭＹＧで表現される。このため、既存の電子内視鏡システムは、原色ＣＣＤを備えたスコープもしくは補色ＣＣＤを備えたスコープのいずれか一方しか使用することができない。これに対し、電子内視鏡システム１では、ＣＣＤのカラーフィルタの種類が異なる複数種類のスコープを使用することができる。

【００２１】

表１に電子内視鏡システム１で使用できるスコープを例示する。

【表１】

	解像度	ＣＣＤ	カットフィルタ
スコープＡ	６５万画素	ＲＧＢ	なし
スコープＢ	６５万画素	ＲＧＢ	赤の中の特定色カット
スコープＣ	６５万画素	ＲＧＢ	黄の中の特定色カット
スコープＤ	８５万画素	ＲＧＢ	なし
スコープＥ	４１万画素	ＣＭＹＧ	なし
スコープＦ	４１万画素	ＣＭＹＧ	赤の中の特定色カット
スコープＧ	１８万画素	ＲＧＢ	黄の中の特定色カット
スコープＨ	２７万画素	ＣＭＹＧ	なし

【００２２】

表１において、スコープＡ、Ｂ、ＣのＣＣＤは、いずれも原色フィルタを備えたＣＣＤであり解像度も同じであるが、スコープＢ、Ｃは、ＣＣＤのフィルタとは別に、ある特定の色の光だけを通さないようにするカットフィルタを備えている。このように、観察対象の色情報を取得する方式は、面順次式か同時式か、原色ＣＣＤか補色ＣＣＤかということ

のみならず、ＣＣＤと組み合わせるカットフィルタの種類によっても異なる。

【００２３】

次に、プロセッサ３の構成について説明する。プロセッサ３は、図示されないコネクタ部を備える。プロセッサ３のコネクタ部は、上記各スコープのコネクタ部を簡単に接続したり取り外したりできる構造となっている。

【００２４】

また、プロセッサ３は、スコープ２の信号処理回路２２から、コネクタ部を介して入力された信号に対し、ガンマ補正を施してビデオ信号を生成する信号処理回路３１を備える。信号処理回路３１は、スコープの信号処理回路２２の出力信号がＣＭＹＧ信号の場合には、ＣＭＹＧ信号からＲＧＢ信号への変換処理も行う。また、プロセッサ３は、信号処理回路３１の動作や、スコープ２との通信を制御するマイコン３２を備える。信号処理回路３１の後段には、画素数変換やＤ／Ａ変換を行ってモニタ出力用の信号を生成する信号処理回路３５が配置されている。

【００２５】

さらに、プロセッサ３は、信号処理回路３１、マイコン３２および信号処理回路３５が搭載された主基板とは別に、画像処理専用基板４を備える。画像処理専用基板４には、信号処理回路３１から出力された画像信号に対し各種画像処理を施す画像処理回路４１と、画像処理回路４１を制御するマイコン４２が搭載されている。画像処理回路４１は信号処理回路３１、３５とセクタ３３、３４を介して接続されている。セクタ３３、３４はマイコン３２からの制御信号に基づいて切り替わる。

【００２６】

図２に、画像処理専用基板４の詳細構成を示す。図に示すように、画像処理回路４１は標準画像生成部４１１、色置換部４１２、明彩度調整部４１３、シャープネス調整部４１４、色相調整部４１５および後処理部４１６の６つの処理部に分類される。色置換部４１２、明彩度調整部４１３、シャープネス調整部４１４および色相調整部４１５は、セクタ４１７ａ～ｅの切り替えにより、選択的に動作させることができる。セクタ４１７ａ～ｅは、マイコン４２から供給される制御信号に基づいて切り替わる。

【００２７】

また、画像処理専用基板４には、メモリ４３が搭載されている。メモリ４３には、色置換部４１２、明彩度調整部４１３、シャープネス調整部４１４および色相調整部４１５の処理で利用される各種ルックアップテーブルが記憶されている。このうち、色置換部４１２で利用されるルックアップテーブルは、スコープの機種ごとに記憶されている。メモリ４３には、このほかにも各種処理パラメータが記憶されている。なお、メモリ４３に記憶されているルックアップテーブルや処理パラメータの中には、電子内視鏡システム１がメーカーから出荷される時点で記憶されているもののほか、ユーザが後から記憶させたものも含まれている。これらのルックアップテーブルやパラメータは、後述するように、マイコン４２により参照される。

【００２８】

ここで、セクタ３３、３４と、セクタ４１７ａ～ｅの切り替えについて、さらに説明する。画像処理専用基板４の機能を利用するか否かは、操作パネルで設定される。また、画像処理専用基板４の機能を利用する場合に、色置換部４１２、明彩度調整部４１３、シャープネス調整部４１４および色相調整部４１５の機能を利用するか否かも、操作パネルで設定される。ユーザが操作パネル上で行った設定の情報（以下、設定情報）は、メモリに記憶される。このメモリは、設定情報記憶用の独立したメモリとすることが好ましいが、メモリ４３や他の目的で設けられたメモリの一部領域を利用してもよい。

【００２９】

このメモリは、機能選択に係る設定情報を、複数組まとめて記憶することができる。したがって、ユーザは、電子内視鏡システムを使用する度に、操作パネル上で機能の選択を行うこともできるし、予め、検査の目的ごとに設定情報を記憶しておき、記憶されている設定情報を呼び出して使用することもできる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

例えば胃の観察に適した設定、大腸の観察に適した設定というように観察部位ごとに設定情報を記憶しておいてもよいし、濃青色検査薬を使った検査に適した設定、赤茶色検査薬を使った検査に適した設定というように使用する検査薬ごとに設定情報を記憶しておいてもよい。さらには、動脈瘤の発見に適した設定、腫瘍の発見に適した設定というように検査により発見しようとする対象ごとに記憶しておいてもよい。

【 0 0 3 1 】

図 3 は、電源投入時にマイコン 3 2 が実行する初期化処理の概要を示すフローチャートである。プロセッサ 3 にスコープ 2 が接続され、電子内視鏡システム 1 の電源が投入されると、マイコン 3 2 はスコープ 2 のマイコン 2 3 と通信を行って、スコープ 2 の機種を判別するためのデータ（以下、スコープデータと称する）を取得する（S 1 0 1）。スコープデータには、表 1 に例示した情報、すなわち C C D の解像度とフィルタの種類を示す情報が含まれている。フィルタの種類を示す情報には、原色 / 補色の区別、カットフィルタの有無、カットフィルタによりカットされる周波数（色）などの情報が含まれる。

【 0 0 3 2 】

続いて、マイコン 3 2 は、メモリに記憶されている設定情報を参照する（S 1 0 2）。複数の設定情報が記憶されている場合には、操作パネルの操作によりユーザが選択した設定情報を参照する。ユーザが操作パネル上で設定情報を選択する操作を行うと選択内容を表す選択信号がマイコン 3 2 に入力される。マイコン 3 2 は、入力された選択信号に基づいて選択された設定情報を判断する。そして、参照した設定情報に基づいて画像処理専用基板 4 との接続の要不要を判定し（S 1 0 3）、判定結果に基づいてセクタ 3 3 , 3 4 を制御する（S 1 0 4 , S 1 0 9）。接続が不要であり画像処理専用基板 4 を切り離した場合には、その時点で初期化処理を終了する。

【 0 0 3 3 】

マイコン 3 2 は、ステップ S 1 0 4 において画像処理専用基板 4 を接続するようにセクタを制御したときは、次にステップ S 1 0 2 で参照した設定情報に基づいて、ユーザが選択した機能の組み合わせが適切か否かを判定する（S 1 0 5）。

【 0 0 3 4 】

マイコン 3 2 は、選択機能の組み合わせが適切と判定した場合には、選択された内容を表す指示データを、ステップ S 1 0 1 で取得したスコープデータとともに画像処理専用基板 4 のマイコン 4 2 に対し送出する（S 1 0 8）。

【 0 0 3 5 】

一方、選択機能の組み合わせが適切ではないと判定した場合には、プロセッサ 3 に接続されているモニタ装置（図示せず）に警告メッセージを出力する（S 1 0 6）。この場合、マイコン 3 2 は、機能の組み合わせを適切な組み合わせに自動修正し（S 1 0 7）、その内容を表す指示データを、ステップ S 1 0 1 で取得したスコープデータとともに画像処理専用基板 4 のマイコン 4 2 に対し送出する（S 1 0 8）。

【 0 0 3 6 】

なお、警告メッセージを出力した後、ユーザが確認操作を行うのを待ってから、スコープデータおよび指示データを送出してもよい。

【 0 0 3 7 】

機能選択が適切か否かの判定は、予め記憶されている判断ルールに基づいて行われる。プロセッサ 3 が備えるメモリに、例えば、明彩度調整部を動作させるときには必ず色置換部も動作させなければならないといった判断ルールを定義したデータを記憶しておく。そして、設定情報をそのデータと照合することによって、ユーザが行った機能選択が適切か否かを判定する。

【 0 0 3 8 】

続いて、図 4 を参照して、マイコン 4 2 の動作について説明する。マイコン 4 2 は、マイコン 3 2 が送出したスコープデータと指示データを受信すると（S 2 0 1）、スコープデータに基づいてスコープの機種を判別し、さらに指示データに基づいて選択された機能

10

20

30

40

50

を判別する（Ｓ２０２）。次に、マイコン４２は、選択された機能を提供する処理部に信号が入力されるように、セクタ４１７ａ～４１７ｅを制御する（Ｓ２０３）。続いてマイコン４２は、各処理部が必要とするルックアップテーブルやパラメータをメモリ４３から読み込む（Ｓ２０４）。

【００３９】

この際、前述のとおり、ルックアップテーブルの中にはスコープの機種ごとに記憶されているテーブルがある。上記スコープ機種の判別結果は、メモリから読み込むルックアップテーブルを選択するときに使用する。読み込んだルックアップテーブルやパラメータは、それらを必要とする処理部に送出される（Ｓ２０５）。

【００４０】

以上に説明したように、電子内視鏡システム１のプロセッサ３はスコープ２の機種、言い換えればスコープの色情報取得方式を判別した上で画像処理を行うので、スコープ２としてあらゆるタイプのスコープを採用することができる。すなわち、補色ＣＣＤを備えたタイプに限定されたり、原色ＣＣＤを備えたタイプに限定されることはない。

【００４１】

また、ユーザは操作パネル上で所定の設定操作を行うことにより、あるいは予め記憶しておいた設定を呼び出すことにより、利用したい画像処理機能を自由に選択することができる。この際、知識不足などから不適切な機能選択を行ってしまった場合でも、警告メッセージの出力とともに適切な選択が自動で行われるので、画像処理機能を、常に有効に活用することができる。

【００４２】

さらに、画像処理専用基板４の機能を利用しないユーザは、操作パネル上で所定の設定操作を行うことにより、画像処理専用基板４への信号入力を停止させることができる。これにより、使用しない機能のために電力が消費されることはなくなる。

【００４３】

なお、画像処理回路４１は、標準画像生成部４１１、色置換部４１２、明彩度調整部４１３、シャープネス調整部４１４、色相調整部４１５および後処理部４１６の機能をそれぞれ個別に提供する複数の半導体装置が配置された回路であってもよいし、画像処理専用のＣＰＵと６種類の画像処理プログラムが記憶されたメモリが配置された回路であってもプログラムの中で各処理を実行するか否かを切り替えるものであってもよい。

【００４４】

２．システムの画像処理機能

以下、画像処理回路４１が実行する画像処理について、詳細に説明する。画像処理回路４１が提供する画像処理機能は、大きく分類して２種類ある。

【００４５】

第１の機能は、スコープの色情報取得方式の違いを吸収する機能である。具体的には、スコープの機種、詳細にはＣＣＤのカラーフィルタの種類に依存しない標準画像を生成することによって、色情報取得方式の違いを吸収する。標準画像は、撮影した部位の色が忠実に再現された画像となるようにする。この標準画像は、標準画像生成部４１１において生成される。

【００４６】

第２の機能は、第１の機能により生成された標準画像を、診断に適した画像となるように処理する機能である。この機能は、色置換部４１２、明彩度調整部４１３、シャープネス調整部４１４および色相調整部４１５により提供される。

【００４７】

色置換部４１２は、画像の色味をユーザの好みに合わせることを目的とした画像処理を行う。明彩度調整部４１３は、暗くて見難い部分を見易くすることを目的とした画像処理を行う。シャープネス調整部４１４は、診断に必要な構造（例えば凹凸や血管）を強調することを目的とした画像処理を行う。また、色相調整部４１５は、診断に必要な色の差を強調し、診断に不要な、あるいは診断を妨害するような色の差を低減することを目的とし

10

20

30

40

50

た画像処理を行う。後処理部 4 1 6 は、ノイズの除去とモニタ出力用信号の生成処理を行う。

【 0 0 4 8 】

以下、各部ごとに、具体的な処理の例を示す。

【 0 0 4 9 】

2 . 1 標準画像生成部

標準画像生成部 4 1 1 は、標準画像を生成する処理部であるが、標準画像を生成する前に所定の前処理を行う。はじめに、その前処理について説明する。

【 0 0 5 0 】

信号処理回路 3 1 の説明として前述したとおり、電子内視鏡システム 1 では、スコープ 2 が補色 C C D を備えたスコープである場合には、信号処理回路 3 1 において C M Y G 信号から R G B 信号への変換が行われる。詳細には、信号処理回路 3 1 は、補色 C C D から得られた信号を輝度信号 Y と色差信号 C r , C b に変換し、さらにその輝度信号 Y と色差信号 C r , C b (以後、Y C C 信号) を原色信号 R , G , B に変換する。 10

【 0 0 5 1 】

このため、画像処理回路 4 1 に入力される R G B 信号の各値は、小数点以下の値を含む値となる可能性がある。そのような値を複雑な計算に用いれば、画像処理のための計算を繰り返す過程で丸め込み誤差が発生し、色空間に狂いが生ずるおそれがある。

【 0 0 5 2 】

そこで、標準画像生成部 4 1 1 では、最初に、8 ビットのデータを 1 0 ビットのデータ 20 に置き換える処理を実行する。詳細には、画像を構成する全画素の R 値、G 値、B 値のそれぞれについて、1 0 ビット分の領域を確保して、8 ビットデータを 4 倍した値をその領域に格納する。これは、図 5 に示すように、8 ビットの値を上位方向に 2 ビットシフトさせた値を 1 0 ビットの領域に格納し、その領域の下位 2 ビットに 0 の値を格納することにより他ならない。これにより、計算の有効桁数が増加するため、丸め込みにより発生する誤差の影響を軽減することができる。なお、標準画像生成部 4 1 1 において 1 0 ビットに変換され処理されたデータは、後処理部 4 1 6 により再び 8 ビットのデータに変換されてからモニタ出力される。

【 0 0 5 3 】

続いて、この 1 0 ビットのデータを用いて、標準画像を生成する処理について説明する 30

【 0 0 5 4 】

標準画像は、1 0 ビット化した R G B データを、予め作成しておいた 3 次元ルックアップテーブル 5 (以下、3 次元 L U T 5) を用いて変換 (置換) することにより生成する。

【 0 0 5 5 】

図 6 に示すように、3 次元 L U T 5 は、スコープにより取得された色の値 (R , G , B) を、実物の色の値 (R ' , G ' , B ') に置き換えるテーブルである。スコープにより取得される可能性がある色の値は、実際にスコープを使用して各部位の観察を行えば取得できる。また、実物の色の値は、手術の機会を利用して各部位の色を測色系を用いて測定すれば取得できる。したがって、同じ部位から取得されたデータ同士を対応付ければ、そのスコープ用の 3 次元 L U T 5 を作成することができる。 40

【 0 0 5 6 】

スコープの機種ごとに観察を行ってデータを収集すれば、各機種用の 3 次元 L U T 5 を作成することができる。上記の手順により作成された L U T 5 によれば、スコープの色情報取得方式の違いのみならず、例えば対物レンズの収差の違いなど色以外に関わる違いも吸収することができる。

【 0 0 5 7 】

このようにして作成された機種ごとの 3 次元 L U T 5 は、図 2 のメモリ 4 3 に記憶されており、図 4 を参照して説明した手順でマイコン 4 2 から標準画像生成部 4 1 1 に供給される。標準画像生成部 4 1 1 は、画像を構成する各画素の R , G , B 値を、3 次元 L U T 50

5 を用いて置換することにより、観察対象の真の色を忠実に再現した標準画像を生成する。

【0058】

なお、R、G、B 値それぞれが 10 ビットで表されたデータを、同じく R、G、B 値それぞれが 10 ビットで表されたデータに置き換える 3 次元 LUT 5 は、 $10 \times 2 \times 4^3$ 個の対応付けを記憶することになる。また 3 次元 LUT 5 は、スコープの機種ごとに複数記憶しておく必要があるため、メモリ 43 はそれらを記憶するのに十分な容量を有するものとする必要がある。

【0059】

メモリの容量に制限がある場合の対策としては、一部の対応付けのみを LUT に記憶し、他の対応付けは補間計算により求めるという方法が考えられる。例えば、図 7 に例示するように、R、G、B がそれぞれ 0、32、63、96、・・・、255 (32 とびの値) のときの対応付けのみを 3 次元 LUT 6 に記憶しておく。

【0060】

そして、3 次元 LUT 6 に記憶されていない RGB 値が入力された場合には、図 8 に示すように、入力値の RGB 空間における座標点 P (r, g, b) の周辺から、3 次元 LUT 6 に対応付けが記憶されている座標点 A ~ H を抽出する。そして、座標点 A ~ H の RGB 値を 3 次元 LUT 6 を用いて座標点 A' ~ H' の R' G' B' 値に置換する。

【0061】

その後、座標点 A' ~ H' の R' G' B' 値に、座標点 A ~ H と座標点 P の関係に応じた重み付けをして加算すれば、3 次元 LUT 6 に対応付けが記憶されていない座標点 P (r, g, b) に対応する P' (r', g', b') を求めることができる。

【0062】

以上に説明した処理により、スコープの機種に依存せず、かつ実物の色に忠実な色が再現された標準画像を得ることができる。以降の画像処理は、この標準画像を対象として行われるため、スコープの機種によって、画像処理回路 41 により出力される画像の仕上がりに差が生じるということはない。

【0063】

なお、本実施形態では、セレクト 417a ~ 417e の切り替えにより後段の色置換部以降の処理部が実行されないようにして、標準画像生成部 411 において生成された標準画像をモニタ出力することもできる。

【0064】

2.2 色置換部

色置換部 412 は、画像の色をユーザの好みに合わせることを目的とした色置換処理を行う。

【0065】

例えば、電子内視鏡システムの光源にはキセノンランプが用いられることが多いが、初期の内視鏡はハロゲンランプを光源として用いていたため、取得される画像は黄色っぽいものであった。このため、実物の色が忠実に再現された画像よりも、慣れ親しんだ色味の画像のほうが正確な診断ができると考えるユーザは少なくない。色置換部 412 は、このようなニーズに応えるために、標準画像の色をユーザの好みの色に置き換える。

【0066】

色の置換は、標準画像の生成処理と同様、3 次元 LUT を用いて行う。ここで使用する 3 次元 LUT は、標準画像の RGB 値を、それぞれユーザの好みの R' G' B' 値に置き換えるテーブルである。このテーブルは、電子内視鏡システム 1 を提供するメーカーが提供してもよいし、ユーザが自ら作成することもできる。

【0067】

色置換部 412 が使用する 3 次元 LUT も、図 2 のメモリ 43 に記憶されており、図 4 を参照して説明した手順でマイコン 42 から色置換部 412 に供給される。設定情報はテーブル選択に必要な情報を含んでおり、3 次元 LUT が複数記憶されている場合には設定

10

20

30

40

50

情報に基づいて選択されたテーブルが色置換部 4 1 2 に供給される。色置換部 4 1 2 は、供給された 3 次元 L U T を利用して、標準画像を構成する各画素の R G B 値を変換する。

【 0 0 6 8 】

なお、標準画像生成処理と同様、3 次元 L U T に一部の対応付けのみを記憶しておき、3 次元 L U T に対応付けが記憶されていない R G B 値の変換は、補間計算により行ってもよい。

【 0 0 6 9 】

2 . 3 明彩度調整部

明彩度調整部 4 1 3 は、画像の明るさを調整する処理を行う。特に、画像中の明暗差が大きいことから生じる問題を解決することを目的とした画像処理を行う。

10

【 0 0 7 0 】

例えば、十二指腸の入口部分の内視鏡撮影では、手前（胃側）と奥（十二指腸の中）との明暗差が大きい画像が得られる。特に濃青色など暗い色の検査薬を散布して撮影を行った場合には、十二指腸内部が暗すぎて観察できないといった問題が生ずる。診断のためには、検査薬を散布した状態でも手前から奥まで見渡せるような画像が必要であるが、内視鏡による撮影では、一般の写真撮影と異なり、撮影時に照明の位置や向きを調整することはできない。また人体が火傷を負う危険があるので、照明を強くすることもできない。このため、画像の明るさが適切な明るさとなるように、画像処理で調整する必要がある。

【 0 0 7 1 】

この際、C C D は光の量に応じて出力電圧を制御する素子であるため、暗い領域の撮影では出力電圧が小さくなり、色の情報を正確に取得できないことがある。この場合、画像処理により単純に画像の輝度成分の値を大きくすると、暗い青色が明るい青色にならずに緑色になるといった問題が発生することがある。このため、明彩度調整部 4 1 3 の処理では、単に画像の明度を補正するのではなく、色味も調整しながら明るさを調整する。

20

【 0 0 7 2 】

図 9 は、明彩度調整部 4 1 3 の処理の概要を示すフローチャートである。明彩度調整部 4 1 3 では、はじめに入力画像を Y C C 信号に変換し、輝度成分のみからなる輝度画像 Y を生成する（S 3 0 1）。なお、以下の説明では、画像を構成する各画素の位置を（x , y）で表現し、画像 I の位置（x , y）の画素の値を I（x , y）と表すこととする。

【 0 0 7 3 】

30

続いて、輝度画像 Y に対し画像処理フィルタを用いたぼかし処理を施して輝度ボケ画像 U Y を生成する。ぼかし処理は 2 段階に行う。1 段目のぼかし処理では、画像処理フィルタとして移動平均フィルタを用いる（S 3 0 2）。2 段目のぼかし処理では、画像処理フィルタとしてガウシアンフィルタを用いる。この 2 段階のぼかし処理により、画像の輝度分布を表す輝度ボケ画像 U Y を生成する（S 3 0 3）。

【 0 0 7 4 】

次に、明彩度調整部 4 1 3 は、明るさの調整度合いを表す明るさ調整分を決定する（S 3 0 4）。明るさ調整分は、輝度ボケ画像 U Y の各画素値をルックアップテーブル L U T y により変換することによって、画素ごとに決定する。

【 0 0 7 5 】

40

L U T y は、0 ~ 1 0 2 3 の範囲の入力値と、0 ~ 1 0 2 3 の範囲の出力値との対応付けを記憶した 1 次元のルックアップテーブルである。L U T y としては、例えば、図 1 0 に示すように、入力値が所定値を超えると出力値が 0 になるようなテーブルを使用する。なお、図 1 0 は、入力値と出力値の対応付けを、入力値を横軸、出力値を縦軸として表現したものである。

【 0 0 7 6 】

なお、L U T y は、明るさの調整方針に基づいて適宜設計すればよい。例えば図 1 0 に例示したテーブルは、暗い部分を明るくして明るい部分はそのままにするという調整方針に基づいて設計されたテーブルであるが、暗い部分を大幅に明るくし明るい部分は少しだけ明るくする、あるいは明るい部分の明るさを少し抑えるなど、調整方針としては種々考

50

えられる。なお、LUT_yは、図2のメモリ43に記憶されており、図4を参照して説明した手順でマイコン42から明彩度調整部413に供給される。

【0077】

次に、明るさ調整分における明度寄与分と彩度寄与分の配分を決める(S305)。この配分は、画像を構成する画素ごとに決める。具体的には、次式により、明度寄与分 $rate1$ と、彩度寄与分 $rate2$ を決定する。

$$Yp(x, y) = Y(x, y) + LUT_y(UY(x, y))$$

$$rate1(x, y) = LUT_y(UY(x, y)) \times LUT_r(Yp)$$

$$rate2(x, y) = LUT_y(UY(x, y)) \times (1 - LUT_r(Yp))$$

但し、 Yp は、輝度ボケ画像 UY から得られる輝度情報のみに基づいて調整を行った場合の、各画素の輝度値を推定した値である。 10

【0078】

LUT_rは、例えば図11に示すように、入力値が所定値以下のときと所定値以上のときに出力値がほぼ一定になり、入力値がそれ以外の部分では出力値が入力値の増加とともに増加するようなテーブルとする。このテーブルは、暗い領域で彩度調整機能を特に効かせるという方針に基づいて設計されたテーブルである。LUT_rも、LUT_yと同様、調整方針に基づいて適宜設計すればよい。LUT_rも、図2のメモリ43に記憶されており、図4を参照して説明した手順でマイコン42から明彩度調整部413に供給される。

【0079】

上記式から明らかであるように、 $rate1(x, y)$ と $rate2(x, y)$ は、その合計が、ステップS304で決定した明るさ調整分 $LUT_y(UY(x, y))$ となるように決定される。また、 $rate1(x, y)$ と $rate2(x, y)$ の配分は、推定された輝度値に依存する。これは、LUT_yによる変換で、明るさをどの程度調整するか調整量を決め、次に、その決められた量の中で彩度調整をどの程度効かせるかを決定するということである。さらには、彩度調整をどの程度効かせるかを決定する際に、もし彩度を調整せずに明度のみを調整したらどうなるか推定した値を参考にするということである。 20

【0080】

次に、明彩度調整部413は、次式にしたがって、入力信号を構成する各画素 (x, y) のRGB値に対し、そのRGB値に彩度寄与分に応じた重み付けをした彩度調整値と、輝度画像の画素値に明度寄与分に応じた重み付けをした明度調整値とを加算する(S306)。 30

$$R'(x, y) = R(x, y) + Y(x, y) \times rate1 + R(x, y) \times rate2$$

$$G'(x, y) = G(x, y) + Y(x, y) \times rate1 + G(x, y) \times rate2$$

$$B'(x, y) = B(x, y) + Y(x, y) \times rate1 + B(x, y) \times rate2$$

【0081】

あるいは、明度調整値は、輝度ボケ画像の画素値に明度寄与分に応じた重み付けをした値としてもよい。すなわち、ステップS306では、次式にしたがった処理を実行してもよい。

$$R'(x, y) = R(x, y) + UY(x, y) \times rate1 + R(x, y) \times rate2$$

$$G'(x, y) = G(x, y) + UY(x, y) \times rate1 + G(x, y) \times rate2$$

$$B'(x, y) = B(x, y) + UY(x, y) \times rate1 + B(x, y) \times rate2$$

【0082】

上記処理式を用いた明るさの調整処理では、輝度を調整するだけでなく、彩度を合わせて調整しているため、自然な色合いの、違和感の少ない画像が得られる。例えば図10および図11に例示したルックアップテーブルを使用した処理では、暗い部分で特に丁寧な彩度調整が行われるので、暗い部分の細かい構造まで見やすく再現される。また、例えば暗い部分は診断に不必要なのでそのままとし、診断に必要な領域で細かい構造が見やすく再 50

現されるようにルックアップテーブルを設計することもできる。すなわち、目的に適した方法で、その目的に適した量だけ明るさを調整することができる。

【 0 0 8 3 】

ここで、ステップ S 3 0 2 および S 3 0 3 のぼかし処理について、さらに説明する。

【 0 0 8 4 】

画像を構成する各画素の値を、画像処理フィルタを用いた演算により求められた値と置き換えることによって、その画像のボケ画像を生成する手法は、従来から知られている。そのようなボケ画像生成処理では、通常、 3×3 画素 ~ 15×15 画素程度の大きさの画像処理フィルタが演算に使用される。これに対し、明彩度調整部 4 1 3 は、画像の幅の $1/4$ もしくはそれ以上の幅を有する画像処理フィルタを用いて演算を行う。例えば画像の幅が 1024 画素であった場合には、 255×255 画素もしくはそれより大きなサイズの画像処理フィルタを用いる。

10

【 0 0 8 5 】

図 1 2 は、画像処理フィルタの大きさと処理結果の関係について説明するための図である。図 1 2 (a) は通常の画像処理の例、図 1 2 (b) は明彩度調整部 4 1 3 の画像処理の例を示している。

【 0 0 8 6 】

図 1 2 (a) に例示するように 3×3 画素の画像処理フィルタを用いた場合、各画素の値は 9 個の画素の値に依存することとなる。一方、図 1 2 (b) に示すように 255×255 画素の画像処理フィルタを用いた場合、各画素の値は、 255^2 個の画素の値に依存することとなる。

20

【 0 0 8 7 】

明暗差が大きい画像の明るさを調整するときには、単に暗い部分を明るくすればよいというものではなく、不自然にならない程度に明暗の差を残さなければならない。すなわち、画像全体の明るさのバランスは崩さずに、暗い部分を明るくする必要がある。そのためには、近接する画素の値のみをみて明るさを決定するのではなく、遠くの画素の値もみた上で明るさを決定する必要がある。

【 0 0 8 8 】

例えば図 1 2 (a) に例示したような小さな画像処理フィルタを用いて生成された輝度ボケ画像の各画素値は、 100 画素以上離れた画素の値とは無関係に決定される。このため、その 100 画素以上離れた画素との間で明暗が逆転する可能性がないとはいえない。

30

【 0 0 8 9 】

これに対し、図 1 2 (a) に例示したような大きな画像処理フィルタを用いて生成された輝度ボケ画像の各画素値は、 100 画素以上離れた画素の値を参照した上で決定される。したがって、 100 画素以上離れた画素との間で明暗が逆転するということは有り得ず、画像全体の明暗のバランスがくずれることはない。

【 0 0 9 0 】

明彩度調整部 4 1 3 の処理では、推定輝度の計算や、明度寄与分、彩度寄与分の決定には、この画像全体の明暗のバランスが忠実に反映された輝度ボケ画像 U Y が使用されるので、調整後の画像は、明暗のバランスが維持された自然な画像となる。

40

【 0 0 9 1 】

ここで、画像処理フィルタのサイズが大きければ、当然のことながら演算量は多くなる。しかし、電子内視鏡の画像処理は、レントゲン装置の画像処理などと異なりリアルタイム性が要求されるため、処理時間が長くなることは好ましくない。

【 0 0 9 2 】

そこで、明彩度調整部 4 1 3 では、ステップ S 3 0 2 の 1 段目のぼかし処理を行うときに、縦横それぞれ数画素おきにフィルタを配置して演算を行うことによって、演算量を低減している。例えば 3 画素おきに演算を実行すれば、演算量を、全画素を対象として演算を実行する場合の $1/9$ に低減することができ、処理時間を短縮できる。

【 0 0 9 3 】

50

なお、ステップ S 3 0 3 の 2 段目のぼかし処理でも同様に数画素おきに演算を行ってもよいが、ガウシアンフィルタを用いた演算では数画素おきの演算ではアーティファクトが発生するおそれがあるため、好ましくは 1 段目のぼかし処理は数画素ごと、2 段目のぼかし処理は全画素を対象として演算を行うのがよい。

【 0 0 9 4 】

2 . 4 シャープネス調整部

シャープネス調整部 4 1 4 は、主として画像のシャープネスを強調することを目的とした画像処理を行う。但し、内視鏡画像には鋭いエッジは含まれていないため、主として凹凸や血管など観察対象の構造を強調することを目的とした処理を行う。

【 0 0 9 5 】

例えば、胃の粘膜の下に何らかの隆起物ができた場合、細い血管は渦巻状になり、太い血管は湾曲する。このため、血管の形状変化の観察は、隠れた病変を見つけ出す上で極めて有効である。しかし、胃の内部は全体的に似通った色をしているため、画像の周波数成分に基づいて血管を区別しようとするると太い血管と隆起物の影とを区別することができない。

【 0 0 9 6 】

このため、シャープネス調整部 4 1 4 では、画像の色味を考慮に入れたシャープネス調整処理を実行する。

【 0 0 9 7 】

図 1 3 は、シャープネス調整部 4 1 4 の処理の概要を示すフローチャートである。

【 0 0 9 8 】

シャープネス調整部 4 1 4 では、はじめに入力画像を Y C C 信号に変換し、輝度成分のみからなる輝度画像 $Y(x, y)$ を生成する (S 4 0 1) 。

【 0 0 9 9 】

続いて、その輝度画像 $Y(x, y)$ に対し、画像処理フィルタを用いたぼかし処理を施して輝度ボケ画像 $U(Y(x, y))$ を生成する。ぼかし処理は 2 段階に行う。1 段目のぼかし処理では、画像処理フィルタとして移動平均フィルタを用いる (S 4 0 2) 。フィルタは、あまり小さすぎると胃壁の凹凸など比較的大きな構造の情報が含まれなくなるので、 80×80 画素程度の大きさとする。また、ステップ S 4 0 2 では、明彩度調整部 4 1 3 のステップ S 3 0 2 と同様、計算量が少なくなるように数画素おきに演算を実行する。

【 0 1 0 0 】

2 段目のぼかし処理では、画像処理フィルタとしてガウシアンフィルタを用いる (S 4 0 3) 。ガウシアンフィルタは、標準偏差が異なる 3 種類のフィルタを使用する。

【 0 1 0 1 】

図 1 4 (a) 、 (b) および (c) は、3 種類のガウシアンフィルタを表す。図の横軸は画像処理フィルタの中心画素の位置を 0 とした各画素の位置、縦軸はフィルタを構成する各画素の値を表す。図 1 4 (a) は、大きさが 79×79 画素の 3 種類の中で標準偏差が最も大きいフィルタである。このフィルタにより、臓器内壁の凹凸や動脈など比較的大きな構造の情報が抽出される。また、図 1 4 (b) は、大きさが 15×15 画素程度で図 1 4 (a) のフィルタよりも標準偏差が小さいフィルタである。このフィルタにより標準的な太さの血管など中くらいの大きさの構造の情報が抽出される。図 1 4 (c) は、大きさが 3×3 画素程度で、図 1 4 (b) のフィルタよりもさらに標準偏差が小さいフィルタである。このフィルタにより毛細血管など細かい構造の情報が抽出される。

【 0 1 0 2 】

ステップ S 4 0 3 において、強調したい構造の大きさに応じて標準偏差が設定されたガウシアンフィルタを使用すれば、強調したい構造を区別するのに十分な画像情報が残された輝度ボケ画像 U_Y を生成することができる。

【 0 1 0 3 】

なお、2 段目のぼかし処理では、3 種類のガウシアンフィルタを用いて 3 段階に演算を

10

20

30

40

50

行ってもよいが、処理時間を短縮するためには、３種類のガウシアンフィルタを重ね合わせた（機能を兼ね備えた）画像処理フィルタを用いて演算を行うのがよい。

【 0 1 0 4 】

シャープネス調整部 4 1 4 は、輝度ボケ画像 $U Y$ を生成すると、続いて次式により、輝度画像 Y と輝度ボケ画像 $U Y$ の値の差分を画素ごとに計算し、その差分の値に応じてシャープネス強調量 $C(x, y)$ を決定する（ステップ S 4 0 4 ）。

$$C(x, y) = |Y(x, y) - UY(x, y)| \times LUT_y(UY(x, y))$$

ルックアップテーブル LUT_y は、明彩度調整部 4 1 3 が使用するルックアップテーブル LUT_y と同じテーブルとしてもよいし、他の調整方針に基づいて設計されたテーブルとしてもよい。

10

【 0 1 0 5 】

一般のシャープネス強調処理では、入力された画像の各画素値に上記シャープネス強調量 $C(x, y)$ を単純に加算することによりシャープネスを強調する。これに対し、シャープネス調整部 4 1 4 の処理では、色に依存する色別強調量 $C_r(x, y)$ 、 $C_g(x, y)$ 、 $C_b(x, y)$ を求め（S 4 0 5）、その色別強調量を入力された画像の各画素値に加算することによりシャープネスを強調する。

【 0 1 0 6 】

色別強調量は次のような手順で計算される。まず次式に基づいて、シャープネス強調における明度調整の寄与分を表す明度寄与分 $rate3$ と、シャープネス強調における彩度調整の寄与分を表す彩度寄与分 $rate4$ を、決定する。

20

$$rate3 = LUT_c(Y(x, y)) \times C(x, y)$$

$$rate4 = \{1 - LUT_c(Y(x, y))\} \times C(x, y)$$

【 0 1 0 7 】

上記式から明らかであるように、明度寄与分と彩度寄与分は、その合計がステップ S 4 0 4 で求めたシャープネス強調量となるように決定される。 LUT_c は、明度寄与分と彩度寄与分の配分を決定するテーブルであり、目標とする画質に応じて適宜定義することができる。

【 0 1 0 8 】

続いて、次式により色別強調量を決定する。

$$C_r(x, y) = Y(x, y) \times rate3 + R(x, y) \times rate4$$

30

$$C_g(x, y) = Y(x, y) \times rate3 + G(x, y) \times rate4$$

$$C_b(x, y) = Y(x, y) \times rate3 + B(x, y) \times rate4$$

【 0 1 0 9 】

あるいは、色別強調量は、次式を用いて決定してもよい。

$$C_r(x, y) = C(x, y) \times R(x, y) / Y(x, y)$$

$$C_g(x, y) = C(x, y) \times G(x, y) / Y(x, y)$$

$$C_b(x, y) = C(x, y) \times B(x, y) / Y(x, y)$$

【 0 1 1 0 】

続いて、上記 2 式のいずれかを用いて計算した色別強調量を、次式に示すように入力信号に加算にすることにより、シャープネスを強調する（S 4 0 6 ）。

40

$$R'(x, y) = R(x, y) + C_r(x, y)$$

$$G'(x, y) = G(x, y) + C_g(x, y)$$

$$B'(x, y) = B(x, y) + C_b(x, y)$$

【 0 1 1 1 】

色別強調量の加算によりシャープネスを強調すれば、色味に応じたシャープネス強調を実現することができる。この場合、太い血管と隆起物の陰とでは強調される色味成分が異なるため、影が血管と誤認されることはなくなる。

【 0 1 1 2 】

なお、上記説明から明らかであるように、明彩度調整部 4 1 3 とシャープネス調整部 4 1 4 は、いずれも輝度ボケ画像を生成し、処理に利用する。よって、図 2 のセクタ 4 1

50

7 a の前段に、輝度ボケ画像を生成する処理部を備え、その処理部により生成された輝度ボケ画像が、明彩度調整部 4 1 3 やシャープネス調整部 4 1 4 に入力されるようにしてもよい。この場合、輝度ボケ画像の生成に使用する画像処理フィルタは、2 種類の機能を兼ね備えたフィルタとする。

【0 1 1 3】

なお、シャープネス調整部 4 1 4 が使用するルックアップテーブルや画像処理フィルタは、図 2 のメモリ 4 3 に記憶されており、図 4 を参照して説明した手順でマイコン 4 2 からシャープネス調整部 4 1 4 に供給される。

【0 1 1 4】

2 . 5 色相調整部

色相調整部 4 1 5 は、診断に必要な色相を拡大し、診断に不要な色相を縮小する画像処理を行う。

【0 1 1 5】

内視鏡検査では、色素を含む検査薬を散布して観察を行うことがある。例えば、胃の内壁にインジゴカルミンと呼ばれる濃青色の検査薬を散布すると、粘膜面の谷間に検査薬が貯留するので、胃壁の凹凸を赤と青の色のコントラストとして観察できるようになる。また、メチレンブルーと呼ばれる同じく濃青色の検査薬を散布した場合、正常な粘膜は青く染まるが、腫瘍は染まらない。このため、腫瘍の有無および場所を確認することができる。

【0 1 1 6】

一方、そのような検査では、肌の色合いが部分ごとに少しずつ違うといった情報は、診断には不要である。

【0 1 1 7】

図 1 5 は、色相調整部 4 1 5 の処理の概要を示すフローチャートである。色相調整部 4 1 5 では、まず R G B 信号を H S V 信号に変換して色相成分のみを抽出ことによって、色相分布を表す色相画像を生成する (S 5 0 1)。続いて、色相画像を構成する各画素の値 $H(x, y)$ を、ルックアップテーブル L U T h を用いて変換する (S 5 0 2)。

【0 1 1 8】

L U T h は、診断に必要な色の範囲で色相が拡大され、診断に不要な色の範囲で色相が狭くなるように設計されたテーブルである。

【0 1 1 9】

例えば、図 1 6 に例示する L U T h によれば、青紫色が、より青に近い色に置き換えられる。この L U T h を用いて画像を処理すれば、青紫色の検査薬を散布して撮影を行った場合に検査薬が付着している部分と付着していない肌の部分の色のコントラストを大きくすることができる。また、図 1 6 の L U T h によれば、赤からピンクにかけての色は、すべて同じピンクに置き換えられる。このため、この L U T h を用いて画像を処理すれば、肌の赤みの微妙な差は、画像には表れなくなる。

【0 1 2 0】

また、図 1 7 に例示する L U T h は、ヘモグロビンの色素の色のみを緑色に置き換え、他の色の置き換えは行わないテーブルである。このテーブルは、血液の色と肌の色との差を拡大して、血流の観察に適した画像を生成することを目的として設計されたものである。

【0 1 2 1】

内視鏡画像では、撮影で取得される色の範囲は赤っぽい色に限られており、検査薬の色を除けば、青や緑色の対象が撮影されることは有り得ない。このため、血液の色を緑色にするといった置換を行っても、緑色に置換したことによって他の緑色の対象と区別がつかなくなるといった心配はない。したがって、内視鏡の画像処理では、図 1 7 に例示するような極端な色相拡大処理を行うこともできる。

【0 1 2 2】

色相調整部 4 1 5 は、ステップ S 5 0 2 において L U T h を用いて色を置き換えること

10

20

30

40

50

により色相を拡大したり縮小したりした後、L U T h による変換後の色相データ $H' (x, y)$ を色相成分とする H S V 信号を R G B 信号に変換する (S 5 0 3)。

【 0 1 2 3 】

L U T h としては、ユーザである医師の考え方、内視鏡メーカーの設計方針、使用される検査薬の種類、観察される部位、観察の目的などに応じて設計された複数のテーブルを用意しておくことが好ましい。このテーブルは、電子内視鏡システム 1 を提供するメーカーが提供してもよいし、ユーザが自ら作成することもできる。L U T h は、図 2 のメモリ 4 3 に記憶されており、図 4 を参照して説明した手順でマイコン 4 2 から色相調整部 4 1 5 に供給される。

【 0 1 2 4 】

なお、上記例では H S V 空間において色相調整を行っているが、R G B 信号を L a b 信号に変換して、a 成分と b 成分をルックアップテーブルにより変換した後に R G B 信号に戻してもよい。

【 0 1 2 5 】

また、他の色空間への変換は行わずに、標準画像生成部 4 1 1 や色置換部 4 1 2 と同様に 3 次元 L U T を用意しておき、入力された R G B 信号を、色相調整後の R G B 信号に直接置き換えるようにしてもよい。

【 0 1 2 6 】

上記説明において、プロセッサ 3 は本発明の電子内視鏡装置に相当し、プロセッサ 3 の画像処理回路 4 1 のシャープネス調整部 4 1 4 が実行する処理は本発明の方法に相当する。また、前述のように、画像処理回路 4 1 は、画像処理専用の C P U と 6 種類の画像処理プログラムが記憶されたメモリが配置された回路として実施することができ、そのような形態におけるシャープネス調整処理プログラムが、本発明のプログラムに相当する。

【 0 1 2 7 】

以上、本発明の一実施形態について詳細に説明したが、本発明の範囲は特許請求の範囲によって定められるべきものであり、上記実施形態には限定されない。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 2 8 】

【図 1】電子内視鏡システムの概略構成を示す図

【図 2】画像処理専用基板の詳細構成を示す図

【図 3】マイコン 3 2 が実行する初期化処理の概要を示すフローチャート

【図 4】マイコン 4 2 の処理の概要を示すフローチャート

【図 5】データを 1 0 ビット化する処理について説明するための図

【図 6】標準画像生成部で使用される 3 次元ルックアップテーブルの一例を示す図

【図 7】標準画像生成部で使用される 3 次元ルックアップテーブルの他の例を示す図

【図 8】ルックアップテーブルに無い値の処理方法について説明するための図

【図 9】明彩度調整部の処理の概要を示すフローチャート

【図 1 0】明彩度調整部で使用されるルックアップテーブル L U T y の一例を示す図

【図 1 1】明彩度調整部で使用されるルックアップテーブル L U T r の一例を示す図

【図 1 2】画像処理フィルタの大きさと処理結果の関係について説明するための図

【図 1 3】シャープネス調整部の処理の概要を示すフローチャート

【図 1 4】シャープネス調整部で使用されるガウシアンフィルタの例を示す図

【図 1 5】色相調整部の処理の概要を示すフローチャート

【図 1 6】色相調整部で使用されるルックアップテーブル L U T h の一例を示す図

【図 1 7】色相調整部で使用されるルックアップテーブル L U T h の他の例を示す図

【符号の説明】

【 0 1 2 9 】

1 電子内視鏡システム

2 電子内視鏡 (スコープ)

3 処理装置 (プロセッサ)

10

20

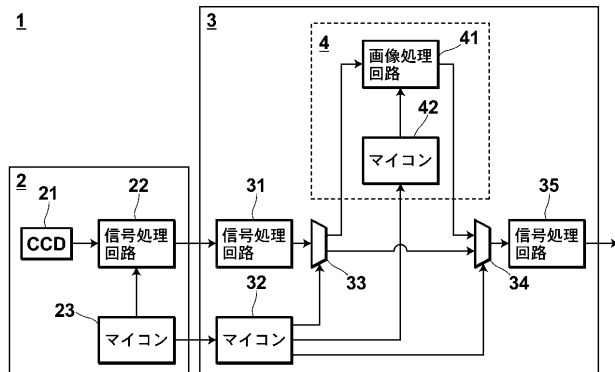
30

40

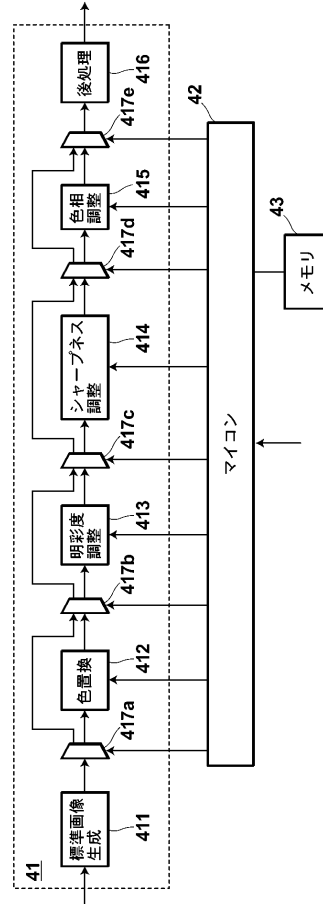
50

- 3 3 , 3 4 セレクタ
 4 画像処理専用基板
 4 1 7 a ~ e セレクタ
 5 , 6 3次元ルックアップテーブル

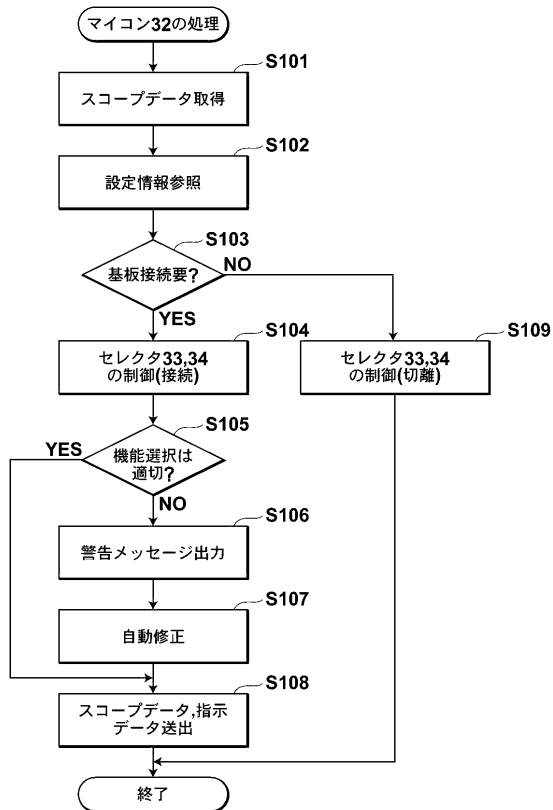
【図 1】



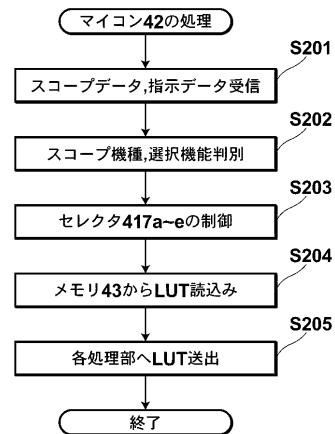
【図 2】



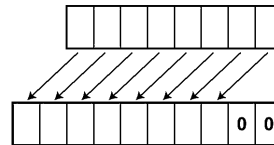
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



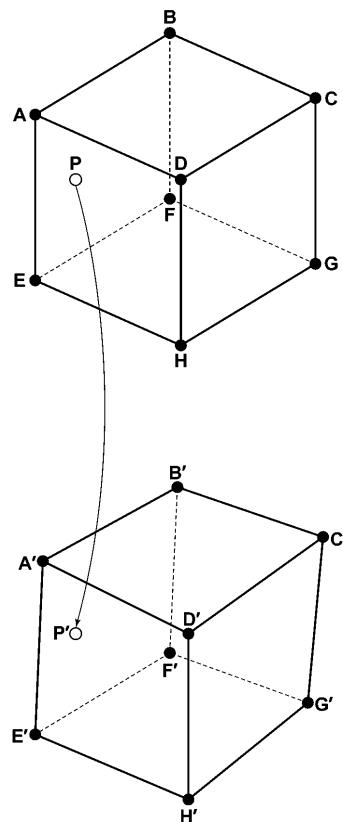
【 図 6 】

(R,G,B)	(R',G',B')	5
(0,0,0)	(0,0,0)	
(1,0,0)	(1,0,0)	
(2,0,0)	(2,0,0)	
⋮	⋮	
(196,37,3)	(201,30,1)	
⋮	⋮	
(1023,1023,1022)	(1023,1023,1022)	
(1023,1023,1023)	(1023,1023,1023)	

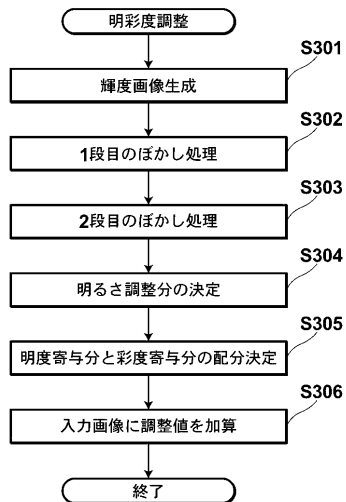
【 図 7 】

(R,G,B)	(R',G',B')	6
(0,0,0)	⋮	
(32,0,0)	⋮	
(64,0,0)	⋮	
⋮	⋮	
(0,32,0)	⋮	
(0,64,0)	⋮	
⋮	⋮	
(0,0,32)	⋮	
(0,0,64)	⋮	
⋮	⋮	

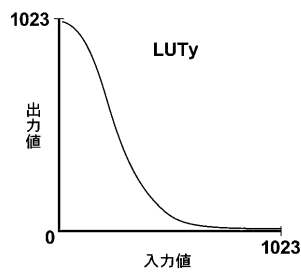
【 図 8 】



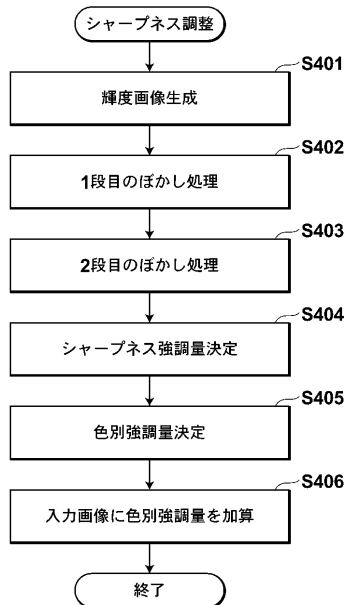
【図 9】



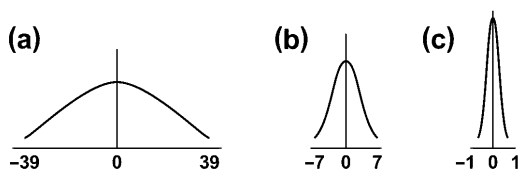
【図 10】



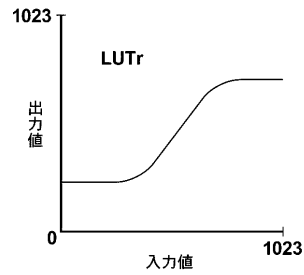
【図 13】



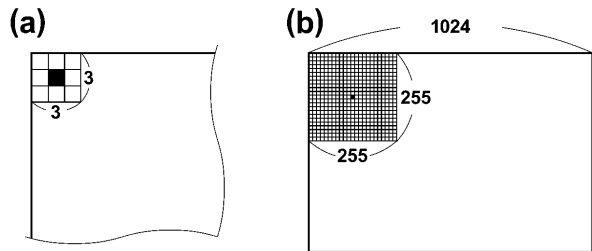
【図 14】



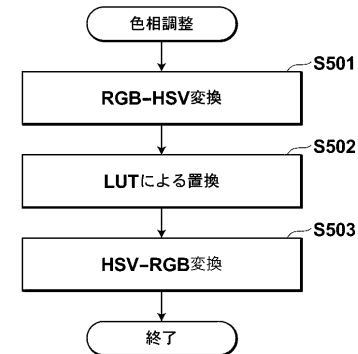
【図 11】



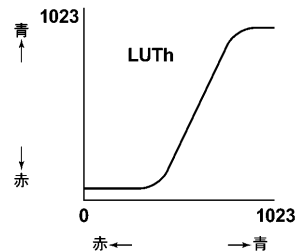
【図 12】



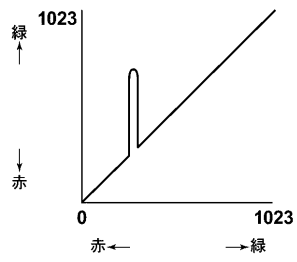
【図 15】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

(72)発明者 堂之前 義文

川崎市麻生区万福寺 1 - 2 - 2 新百合トゥエンティワン 富士フイルムソフトウェア株式会社内

(72)発明者 阿部 一則

埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地 フジノン株式会社内

F ターム(参考) 4C061 AA01 AA04 BB01 CC06 JJ17 NN05 TT01 TT05 WW07

5B057 AA07 BA02 BA29 CA01 CA08 CA12 CA16 CB01 CB08 CB12

CB16 CC01 CE03

5C054 CD03 FE05 FE06 HA12

专利名称(译)	清晰度调整方法，程序和电子内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2006142004A	公开(公告)日	2006-06-08
申请号	JP2005305264	申请日	2005-10-20
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司 富士公司		
[标]发明人	堂之前義文 阿部一則		
发明人	堂之前 義文 阿部 一則		
IPC分类号	A61B1/04 H04N7/18 G06T5/20		
FI分类号	A61B1/04.370 H04N7/18.M G06T5/20.B A61B1/04 A61B1/045.610 G06T5/00.710		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/JJ17 4C061/NN05 4C061/TT01 4C061/TT05 4C061/WW07 5B057/AA07 5B057/BA02 5B057/BA29 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC01 5B057/CE03 5C054/CD03 5C054/FE05 5C054/FE06 5C054/HA12 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/JJ17 4C161/NN05 4C161/TT01 4C161/TT05 4C161/WW07		
代理人(译)	佐久间刚 重松万里		
优先权	2004305025 2004-10-20 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过内窥镜成像设备执行锐度调整并监视和输出高诊断图像。生成表示图像的亮度分布的亮度分布图像。通过例如生成由图像的亮度分量组成然后模糊的亮度图像来生成亮度分布图像（S401至S403）。随后，基于亮度分布图像的每个像素值确定每个像素的锐度增强量（S404）。此外，基于所确定的锐度增强量来确定每种颜色的增强量（S405），并且将根据分布的亮度调整值和饱和度调整值添加到原始图像的像素值（S406）。。。The 13

