

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5079576号
(P5079576)

(45) 発行日 平成24年11月21日(2012.11.21)

(24) 登録日 平成24年9月7日(2012.9.7)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01) A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 4 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2008-96209 (P2008-96209)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成20年4月2日(2008.4.2)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2009-247442 (P2009-247442A)		東京都港区西麻布2丁目2番30号
(43) 公開日	平成21年10月29日(2009.10.29)	(74) 代理人	100073184
審査請求日	平成23年1月24日(2011.1.24)		弁理士 柳田 征史
		(74) 代理人	100090468
			弁理士 佐久間 剛
		(72) 発明者	阿部 一則
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
			番地 フジノン株式会社内
		審査官	井上 香緒梨

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像素子により取得された複数種類の色信号を出力する電子内視鏡と、該電子内視鏡が出力する信号を処理する処理装置とを備えた電子内視鏡システムであって、

診断に關与する色のみが所望の色に変換されるように各要素データの値が定義された色変換マトリクスを記憶するメモリと、

前記電子内視鏡が出力する前記複数種類の色信号に、それぞれ設定された係数を乗ずる少なくとも1つの乗算器と、

前記メモリから読み出された前記色変換マトリクスの各要素データを、前記係数として前記乗算器に設定する係数設定手段と、

前記乗算器が出力する複数種類の乗算後信号を加算する少なくとも1つの加算器と、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】

前記メモリに、前記要素データの値の書き換えが可能な可変型の色変換マトリクスと、前記要素データの値の書き換えが制限された固定型の色変換マトリクスとが記憶され、

要素データの値を指定する入力を受け付け、該指定に基づいて前記可変型の色変換マトリクスの前記要素データの値を更新する、マトリクス更新手段をさらに備え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】

前記メモリが、前記電子内視鏡に備えられていることを特徴とする、請求項1または2

10

20

記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記メモリに、観察部位ごとに定義された複数の色変換マトリクスが記憶され、

前記係数設定手段が、観察部位を指定する入力を受け付け、指定された観察部位に対応する色変換マトリクスの要素データを前記乗算器に設定することを特徴とする、請求項 1 から 3 のいずれか 1 項記載の電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、簡素な回路で色変換を行う電子内視鏡システムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

電子内視鏡システムは、通常、種類が異なる複数本の電子内視鏡（以下、スコープと称する）と、電子内視鏡により取得された画像を調整してモニタに出力する処理装置（以下、プロセッサと称する）のセットとして提供される。プロセッサは、接続されるスコープの機種に拘らず、一定の画質の画像を出力しなければならない。特に、医師は観察部位の色の差異に基づいて診断を行うため、スコープの機種によって画像の色がばらつくことは、好ましくない。この問題に対し、出願人らは、スコープの機種ごとに、観察部位の撮影により取得し得る色の値と観察部位の真の色の値との対応づけをルックアップテーブルに記憶しておき、そのルックアップテーブルに基づいて色の置換を行うシステムを提案している（特許文献 1）。このシステムによれば、スコープの機種に拘らず、観察部位の真の色をモニタ上で忠実に再現することができる。また、別のルックアップテーブルによりさらに色変換を行うことで、観察部位の色差を広げるなど、画像の色を診断し易い色にすることもできる。

20

【特許文献 1】特開 2006 - 142002 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

特許文献 1 が開示するシステムは、機能的には優れているものの、スコープの機種ごとにルックアップテーブルを記憶しておく必要があるため、装備すべきメモリの容量は必然的に大きくなる。撮影した画像をリアルタイムに画像処理してモニタに表示するためには、大容量で且つ高速動作が可能なメモリを採用しなければならず、実現コストも嵩む。本発明は、電子内視鏡システムの色変換機能を、より簡素且つ安価な構成により実現することを課題とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の電子内視鏡システムは、撮像素子により取得された複数種類の色信号（例えば、RGB 信号、YCC 信号、CMYK 信号など）を出力するスコープと、スコープが出力する信号を処理するプロセッサとを備え、次の手段を備えることを特徴とする。この電子内視鏡システムは、診断に関与する色のみが所望の色に変換されるように各要素データの値が定義された色変換マトリクスを記憶するメモリを備える。診断に関与する色とは、例えばマンセル表色系でいえば、橙（YR）から赤紫（RP）の範囲の色である。すなわち、臓器の内壁（粘膜）、血管、発赤などの疾患を観察したときに通常みられる色を意味し、青、緑など臓器の色としてあり得ない色は除外される。また、所望の色とは診断を行うのに都合のよい色であり、一般には、一の部位（あるいは状態）と他の部位（あるいは状態）との色差がひろがるような色をいう。例えば、発赤が生じている部分はより赤い色に、内壁の正常な部分は橙がかかった色に変換することで、発赤の位置や大きさを識別し易くすることができる。

40

【0005】

また、この電子内視鏡システムは、スコープが出力する複数種類の色信号に、それぞれ

50

設定された係数を乗ずる乗算器と、メモリに記憶された色変換マトリクスの各要素データを前記係数として乗算器に設定する係数設定手段と、乗算器が出力する複数種類の乗算後信号を加算する加算器とを備えることを特徴とする。乗算器と加算器は、スコープが出力する3種類の色信号のそれぞれに対応するように3つ設けてもよいが、診断に關与しない色の変換を行わないときは、乗算器1つと加算器1つのみを設け、変換済みR信号のみが生成されるようにしてもよい。

【0006】

上記電子内視鏡システムの構成では、メモリの容量は、色変換マトリクスの要素データを記憶できるだけの容量があればよい。例えば、色変換マトリクスの各要素データをそれぞれ1バイトのデータとして保持する場合、 3×3 のマトリクスであれば、スコープ機種あたり9バイトあればよく、スコープの機種ごとに変換用ルックアップテーブルを保持する方式と比べ、はるかに少ないメモリ容量で、簡素且つ安価に色変換機能を実現することができる。

【0007】

上記メモリには、要素データの値の書き換えが可能な可変型の色変換マトリクスと、要素データの値の書き換えが制限された固定型の色変換マトリクスとを記憶しておき、電子内視鏡システムに、要素データの値を指定する入力を受け付け、その指定に基づいて可変型の色変換マトリクスの要素データの値を更新する、マトリクス更新手段をさらに備えるようにしてもよい。この構成では、医師は、可変型の色変換マトリクスの要素データを好みの値に設定することで、自分にとって最適な条件で診断を行うことができる。一方、要素データの値の調整が上手くいかなかった場合には、固定型の色変換マトリクスの要素データを読み込むことで、設定を直ちにデフォルトの状態に戻すことができる。

【0008】

色変換マトリクスは、スコープ側に備えられたメモリに記憶しておくことが好ましい。これにより、スコープとともに色変換マトリクスを持ち歩くことができるので、スコープを普段使用しているプロセッサと異なるプロセッサに接続して使用する場合でも、マトリクスの設定作業に煩わされることがない。

【0009】

また、上記メモリには、観察部位ごとに定義された複数の色変換マトリクスを記憶しておき、係数設定手段が、観察部位を指定する入力を受け付け、指定された観察部位に対応する色変換マトリクスの要素データを乗算器に設定するようにしてもよい。これにより、観察部位（臓器の種類）によって診断を行う上で都合のよい色が異なるとしても、変換に使用するマトリクスを入れ替えることで、常に最適な色変換を行うことができる。

【発明の効果】

【0010】

本発明の電子内視鏡システムは、色変換マトリクスを使用して色の変換を行うことで、さらにはその色変換マトリクスの各要素データの値を診断に關与する色のみが所望の色に変換されるように定義することで、色変換を行うにあたり予め保持しておかなければならないデータの量を少なくする。これにより、ルックアップテーブルを用いる方式の約10分の1の大きさの回路で、正確な診断を行う上で十分な色変換機能を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

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。

【0012】

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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 1 3 】

スコープ 2 は、C C D (Charge Coupled Device) 2 1、C C D 2 1 により取得された信号を処理する信号処理回路 2 2、各種制御処理を行うマイコン 2 3、メモリ 2 4、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。

【 0 0 1 4 】

C C D 2 1 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、観察対象からの反射光を取得し、電気信号に変換する。信号処理回路 2 2 は、C C D 2 1 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 2 3 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。また、メモリ 2 4 には、複数の設定情報記憶領域が設けられている。各設定情報記憶領域には、プロセッサ 3 が備える機能のオン / オフ設定値および処理パラメータを記憶することができる。

【 0 0 1 5 】

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。

【 0 0 1 6 】

また、プロセッサ 3 は、スコープ 2 の信号処理回路 2 2 から、コネクタ部を介して入力された R G B 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 3 1 を備える。信号処理回路 3 1 は、スコープの信号処理回路 2 2 の出力信号が C M Y G 信号の場合には、C M Y G 信号から R G B 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 3 1 の動作や、スコープ 2 との通信を制御するマイコン 3 2 を備える。信号処理回路 3 1 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 3 5 が配置されている。

【 0 0 1 7 】

また、プロセッサ 3 は、複数の設定情報記憶領域を有するメモリ 3 7 を備える。メモリ 3 7 には、スコープ 2 のメモリ 2 4 に記憶されている設定情報と同等の設定情報を記憶することができる。

【 0 0 1 8 】

また、プロセッサ 3 は、マイコン 3 2 に対し外部から文字や数値を入力するための入力キー 3 6 を備える。入力キー 3 6 はプロセッサ 3 本体に備え付けられたものでも、プロセッサ 3 に外付けされたキーボードでもよい。

【 0 0 1 9 】

さらに、プロセッサ 3 は、信号処理回路 3 1、マイコン 3 2 および信号処理回路 3 5 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 3 1 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 4 1 と、画像処理回路 4 1 を制御するマイコン 4 2 が搭載されている。画像処理回路 4 1 は信号処理回路 3 1、3 5 とセクタ 3 3、3 4 を介して接続されている。セクタ 3 3、3 4 はマイコン 3 2 からの制御信号に基づいて切り替わる。

【 0 0 2 0 】

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 4 1 はマトリクス変換部 4 1 1、画像のダイナミックレンジを圧縮するレンジ圧縮部 4 1 2、色変換とダイナミックレンジ以外の画像処理、例えばシャープネスを向上する処理などを実行する画像処理部 4 1 3 の 3 つの処理部に分類される。各処理部 4 1 1 ~ 4 1 3 は、セクタ 4 1 0 a ~ d の切り替えにより、選択的に動作させることができる。すなわち、各処理部の機能のオン / オフは個別に設定することができる。セクタ 4 1 0 a ~ d は、マイコン 4 2 から供給される制御信号に基づいて切り替わる。また、マイコン 4 2 は、各処理部 4 1 1 ~ 4 1 3 に対し処理に必要なパラメータを供給する。

【 0 0 2 1 】

マトリクス変換部 4 1 1 は、信号処理回路 3 1 からセクタ 3 3 および 4 1 0 a を介し

10

20

30

40

50

て供給される３種類の信号、すなわちＲ信号、Ｇ信号、Ｂ信号に対し、次式（１）で示される演算を施すことにより、変換済信号であるＲ'信号、Ｇ'信号、Ｂ'信号を生成する。マトリクスの要素データ $a_{11} \sim a_{33}$ の決め方については、後述する。

【数１】

$$\begin{bmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \cdots (1)$$

【００２２】

10

図３は、本発明の一実施形態におけるマトリクス変換部４１１の概略構成を示す図である。このマトリクス変換部４１１は、上記（１）式におけるマトリクスの要素データのうち、 a_{21} 、 a_{23} 、 a_{31} および a_{32} が０で、 a_{22} および a_{33} が１のときの演算、すなわち次式（２）で示される演算を実行する。

【数２】

$$\begin{bmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \cdots (2)$$

20

【００２３】

マトリクス変換部４１１は、信号処理回路３１からセレクタ３３および４１０aを介して供給されるＲ信号、Ｇ信号、Ｂ信号を、それぞれ一時記憶する３つのバッファ回路５a、５b、５cと、バッファ回路５a、５b、５cが出力するＲ信号、Ｇ信号、Ｂ信号に対し、それぞれ所定の係数を乗ずる乗算器６と、乗算器６による乗算結果を加算することによりＲ'信号を生成する加算器７とにより構成される。乗算器６がＲ信号、Ｇ信号、Ｂ信号に乗ずる係数は、マイコン４２から供給され、乗算器６に設定される。

【００２４】

なお、図３に示す構成は必要最小限の回路によりマトリクス変換部を構成する場合を示しているが、Ｒ信号、Ｇ信号、Ｂ信号のそれぞれに対応するように３個の乗算器と３個の加算器を設けてもよい。この場合、マイコン４２は、各乗算器に対し、それぞれＲ信号、Ｇ信号、Ｂ信号に乗ずる係数を設定する。

30

【００２５】

マトリクスの要素データ、すなわちマイコン４２が乗算器６に対し（乗算器が３つある場合には、そのそれぞれに対し）設定する係数は、スコープ２のメモリ２４またはプロセッサ３のメモリ３７に予め記憶される。図４Aに、スコープ２のメモリ２４のマトリクス設定領域を、図４Bおよび４Cに、プロセッサ３のメモリ３７のマトリクス設定領域を例示する。

【００２６】

図４Aに示す例は、メモリ２４上に、マトリクス２つ分の要素データを設定する領域を設け、１つの領域にデフォルトマトリクスとして、要素データの値の書き換えが制限された固定型の色変換マトリクスを記憶し、もう１つの領域に、ユーザマトリクスとして、要素データの値の書き換えが可能な可変型の色変換マトリクスを記憶したものである。この例のように、一方のマトリクスを書き換え不可、他方を書き換え可とすることにより、マトリクスの要素データの値として推奨される値を保持しつつ、ユーザの好みに合わせたカスタマイズを可能にすることができる。

40

【００２７】

一実施形態において、デフォルトマトリクスは、スコープが取得した色が実際の色に忠実な色に変換されるように定義する。デフォルトマトリクスは、メーカーにより定義され、メモリに設定される。デフォルトマトリクスの各要素データの値は、次の手順により決定

50

する。まず、マクベス24色チャートから、診断に関与する色、具体的には橙、赤、赤紫など臓器の内壁、血管、発赤などの色として観察される色の値を得、これを各色の目標色値とする。次に、マクベスチャートのうち目標色値を取得した色を、対象スコープ、すなわちデフォルトマトリクスを記憶しようとしているメモリを備えたスコープにより撮影する。これにより、各色について、スコープにより取得される色値を得る。さらに、各色について、スコープが取得した色値をマトリクス変換した結果得られる色値と、目標色値との色差を求める。そして、それらの色についての色差の合計値が最小となるようなマトリクスを、デフォルトマトリクスとする。要素データの最適化には、ウィナー推定法、滑降シンプレックス法など公知の最適化手法を用いる。

【0028】

なお、色差を求める際には、RGB表色系で表わされた色値をL*a*b*表色系で表わされた色値に変換してから色差を求めることが好ましい。L*a*b*表色系における色差、すなわち次式(3)

【数3】

$$\sqrt{(a^*_{aim} - a^*_{out})^2 + (b^*_{aim} - b^*_{out})^2} \dots (3)$$

【0029】

(但し、 a^*_{aim} 、 b^*_{aim} は、目標色値をL*a*b*表色系で表わした値、 a^*_{out} 、 b^*_{out} はスコープ取得値をマトリクス変換した値を、L*a*b*表色系で表わした値)

により示される値のすべての色についての合計値を最小化することで、定義されるデフォルトマトリクスは、より人間の視覚に即した色変換を行うマトリクスとなる。

【0030】

ユーザマトリクスの要素データは、初期設定では、デフォルトマトリクスの要素データと同一の値に設定されている。ユーザは、ユーザマトリクスの各要素データの値を、所定の設定画面において、個別に調整することができる。例えば、(1)式に示したマトリクスで、要素データ a_{11} の値を0.5増やし、要素データ a_{12} の値を0.3減らし、要素データ a_{13} の値を0.2減らすことで、画像全体の輝度を変更することなく、色空間のうち、赤を中心とする所定の範囲の色空間を広げることができる。すなわち、その範囲で観察される色の差を、より強調することができ、例えば、内壁の正常な部分と発赤が生じている部分との色の違いが小さいような場合に、両部分の色の差を広げ、発赤を区別しやすくすることができる。

【0031】

ここで、再び図1を参照して、ユーザマトリクス設定時の、システムの動作について説明する。入力キー36の操作により設定画面が呼び出されると、プロセッサ3のマイコン32は、スコープ2のマイコン23に対し、メモリ24に記憶されているユーザマトリクスの各要素データの値を転送するよう要求する。マイコン32は、マイコン23からユーザマトリクスの各要素データの値を受信すると、受信した値を所定の表示画面(図示せず)に表示する一方で、入力キー36による要素データ値の変更操作を受け付ける。変更操作が行われたときには、変更後の値をメモリ37に一時記憶するとともに、画面表示を更新する。ユーザマトリクスの保存を指示する操作が行われると、マイコン32は、メモリ37に記憶されている変更後の値をスコープのマイコン23に転送し、マイコン23に対し、メモリ24内のユーザマトリクスを更新するよう指示する。すなわち、本実施形態においては、マイコン32がマトリクス更新手段として機能する。

【0032】

また、ユーザマトリクスは、マトリクスの初期化処理が行われた場合に、デフォルトマトリクスと同等の内容に復元される。すなわち、入力キー36の操作により初期化処理が行われ、マイコン32からマイコン23にマトリクスの初期化が指示されると、マイコン23は、デフォルトマトリクス設定領域に記憶されているデータを、ユーザマトリクス設

10

20

30

40

50

定領域にコピーする。これにより、万一ユーザが不適切な調整を行ってしまった場合でも、簡単に設定をやり直すことができる。

【 0 0 3 3 】

なお、図 4 A に示す例において、デフォルトマトリクスは、必ずしもスコープが取得した色を実際の臓器の色に忠実な色に変換するマトリクスである必要はなく、メーカーが推奨する色変換を行うようなマトリクスとしてもよい。

【 0 0 3 4 】

図 4 B に示す例は、プロセッサのメモリ 3 7 上に、観察部位、すなわち臓器の種類に対応する複数のマトリクスの要素データを設定する領域を設けたものである。図は、胃用マトリクス設定領域、大腸用マトリクス設定領域の 2 つの領域を設けたところを例示している。一般に、胃と大腸とでは、診断に使用するスコープの種類が異なるため、スコープにより取得される色に違いが生じることがある。また、胃と腸とでは、通常ユーザが望む色の見え方、すなわち診断に適した色表現も異なる。これに対し、図 4 B に示すように、観察部位ごとに色変換マトリクスを定義できるようにしておけば、観察部位によらず常に最適な環境で診断を行うことができる。

【 0 0 3 5 】

図 4 C に示す例は、プロセッサのメモリ 3 7 上に、スコープの種類に対応する複数のマトリクスの要素データを設定する領域を設けたものである。図は、スコープ A 用、スコープ B 用、スコープ C 用の 3 つの領域を設けたところを例示している。図 4 C に示す例では、図 4 B に示す例と同様、観察部位によらず、常に診断しやすい色の画像を得ることができる。さらには、同じ観察部位に対し、複数種類のスコープを使用する場合でも、スコープの機種に依存することなく、常に診断しやすい色の画像を得ることができる。

【 0 0 3 6 】

この他、図 4 A、4 B、4 C の例示を組み合わせた設定領域も考えられる。例えば、スコープごとにデフォルトマトリクス設定領域とユーザマトリクス設定領域を設けたり、観察部位ごとにデフォルトマトリクス設定領域とユーザマトリクス設定領域を設けたりしてもよい。また、図 4 A の例示は、スコープのメモリ 2 4 に限らず、プロセッサのメモリ 3 7 にも適用可能である。なお、図 3 および図 4 A ~ 4 C は、R、G、B の 3 種類の色信号を 3 × 3 マトリクスにより変換する場合を例示しているが、本発明において色信号の種類は 3 種類に限られず、マトリクスの大きさも 3 × 3 に限定されるものではない。

【 0 0 3 7 】

続いて、スコープ 2 をプロセッサ 3 に接続して内視鏡検査を行うときの、プロセッサ 3 の動作について説明する。プロセッサ 3 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 との間で接続状態を確認するための通信を行う。その後、メモリ 3 7 もしくはメモリ 2 4 に保存されている各種設定情報（色変換マトリクスを含む）を読み込み、セクタ 3 3、3 4 を制御するとともにマイコン 4 2 に対し設定情報を供給する。

【 0 0 3 8 】

図 5 は、保存されている設定情報に基づいてプロセッサ 3 を設定するときの、マイコン 3 2 の処理を示すフローチャートである。なお、以下の例示では、マイコン 3 2 とマイコン 4 2 とが協働して係数設定手段として機能する。

【 0 0 3 9 】

ユーザが予め定められた所定の操作を行うと、その操作はマイコン 3 2 により検出される（S 1 0 1）。検出した操作がスコープ 2 側に記憶された設定情報の読み込みを要求する操作であれば、マイコン 3 2 は、マイコン 2 3 に対しメモリ 2 4 に記憶されている設定情報の転送を要求する。マイコン 2 3 は、メモリ 2 4 から読み出した設定情報をマイコン 3 2 に転送する。これにより、マイコン 3 2 に、スコープ 2 が保持する設定情報が読み込まれる（S 1 0 2）。例えば、メモリ 2 4 上に図 4 A に例示したマトリクス設定領域があるときには、ユーザマトリクス設定領域に記憶されているデータの値が読み込まれる。

【 0 0 4 0 】

一方、マイコン 3 2 が検出した操作が、プロセッサ 3 側に記憶された設定情報の読み込

10

20

30

40

50

みを要求する操作であれば、マイコン 3 2 はメモリ 3 7 に直接アクセスする。これにより、プロセッサ 3 が保持する設定情報がマイコン 3 2 に読み込まれる (S 1 0 3)。例えば、メモリ 3 7 上に図 4 B あるいは図 4 C に例示したマトリクス設定領域があり、ステップ S 1 0 1 において観察部位を指定する操作あるいはスコープの機種を指定する操作が行われた場合には、マイコン 3 2 はメモリ 3 7 の、指定された観察部位もしくはスコープ機種に対応するマトリクス設定領域にアクセスし、そのマトリクスの要素データの値を、設定情報の 1 つとして読み込む。

【 0 0 4 1 】

マイコン 3 2 は、設定情報の読み込みが完了すると、画像処理専用基板 4 との接続要否を判定する (S 1 0 4)。例えばメモリ 2 4 あるいはメモリ 3 7 に色変換マトリクスが記憶されておらず、ダイナミックレンジの圧縮度合いもシャープネスレベルも設定されていなければ、画像処理専用基板 4 との接続は不要と判断する。一方、それらの設定値がいずれか 1 つでも設定されていれば、画像処理専用基板 4 との接続は必要と判断する。

【 0 0 4 2 】

マイコン 3 2 は、画像処理専用基板 4 との接続が必要と判断した場合には、信号処理回路 3 1 と信号処理回路 3 5 が画像処理専用基板 4 と接続されるように、セレクト 3 3 およびセレクト 3 4 を制御する (S 1 0 5)。そして、メモリ 2 4 またはメモリ 3 7 から読み出された設定情報を、画像処理専用基板 4 のマイコン 4 2 に転送する (S 1 0 6)。

【 0 0 4 3 】

一方、マイコン 3 2 は、画像処理専用基板 4 との接続は不要と判断した場合には、信号処理回路 3 1 と信号処理回路 3 5 とが画像処理専用基板 4 から切り離されるように、すなわち、信号処理回路 3 1 の出力が信号処理回路 3 5 に直接入力されるように、セレクト 3 3 およびセレクト 3 4 を制御する (S 1 0 7)。

【 0 0 4 4 】

図 6 は、ステップ 1 0 6 において転送された設定情報を受信するマイコン 4 2 の処理を示すフローチャートである。マイコン 4 2 は、マイコン 3 2 から転送された設定情報を受信すると (S 2 0 1)、使用する機能を判別し、その機能に關与する処理部のみが動作するようにセレクト 4 1 0 a ~ 4 1 0 d を制御する (S 2 0 2)。そして、設定情報の 1 つとして色変換マトリクスの情報を受信していた場合には、マトリクス変換部 4 1 1 が備える乗算器に受信した要素データの値を係数として設定する (S 2 0 3)。さらに、マイコン 3 2 から受信した他の設定情報を各処理部に供給する (S 2 0 4)。

【 0 0 4 5 】

以上に説明した構成では、ルックアップテーブルにより色変換を行う方式に比べ、メモリ使用量を大幅に抑えることができる。例えば 3×3 マトリクスの各要素を 1 バイトのデータとした場合、設定情報の記憶に必要なメモリ領域は、1 マトリクスあたり 9 バイトで足りる。図 4 A、4 B、4 C に例示したように、複数種類のマトリクスを保持する場合でも、十数バイト ~ 数十バイトの記憶領域があれば十分である。また、図 3 に例示したように乗算器、加算器を 1 つのみとする構成では、マトリクスを構成する要素データの一部のみを記憶しておけばよいので、メモリ使用量をさらに少なくすることもできる。容量が少なくてよい分、高価格で高速なメモリを採用すれば、高速化を図ることもできる。

【 0 0 4 6 】

特に、スコープ側のメモリに設定情報を保持する方式では、設定情報を記憶するメモリは、スコープの機種と同数必要であるため、大容量のメモリを搭載しなければならない場合には、システム全体のコストは大幅に嵩むことになる。これに対し、本実施形態のシステムでは、一スコープあたりのメモリ使用量は少なくてよいので、コストを増加させることなく、スコープ側に設定情報を記憶することの利点、すなわちスコープ交換ごとに設定を行う必要がなく、またスコープとともに設定情報を持ち歩けるという利点を享受することができる。

【 0 0 4 7 】

また、マトリクスの要素データは、橙、赤、ピンクなど診断に關与する赤系統のみが所

10

20

30

40

50

望の色に変換されるように定義され、乗算器、加算器によるマトリクス演算も赤系統の色についてのみ実行されるので、回路規模、演算量ともに低減することができる。ここで、内視鏡システムの観察対象は人間の内臓に限られるため、緑系統、青系統の色変換処理を省略もしくは簡略化することで、システムが出力する画像の画質が劣化する心配はない。

【 0 0 4 8 】

また、観察対象やスコープの機種に応じた色変換マトリクスを用意し、ユーザに観察対象やスコープの機種を指定させることで、マトリクスを使い分ければ、診断の目的あるいは撮影環境に、より即した色変換を行うことができるので、診断に適した画像を出力して、診断の質の向上に貢献することができる。

【図面の簡単な説明】

10

【 0 0 4 9 】

【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】マトリクス変換部の概略構成を示す図

【図 4 A】一実施形態におけるスコープ側メモリの設定情報記憶領域を示す図

【図 4 B】一実施形態におけるプロセッサ側メモリの設定情報記憶領域を示す図

【図 4 C】他の実施形態におけるプロセッサ側メモリの設定情報記憶領域を示す図

【図 5】マイコン 3 2 の処理を示すフローチャート

【図 6】マイコン 4 2 の処理を示すフローチャート

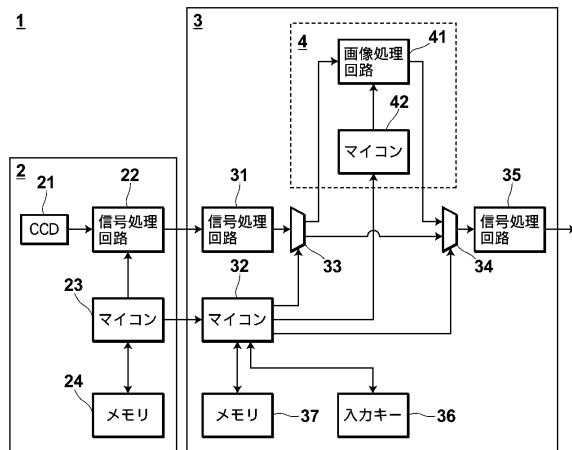
【符号の説明】

20

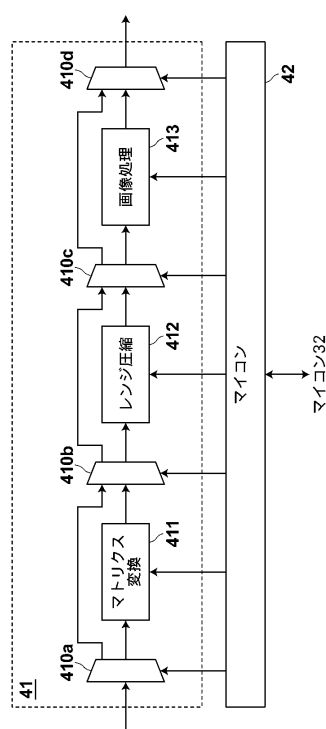
【 0 0 5 0 】

1 電子内視鏡システム、 2 スコープ（電子内視鏡）、 3 プロセッサ（処理装置）、 4 画像処理専用基板、 3 3 , 3 4 , 4 1 0 a ~ d セレクタ

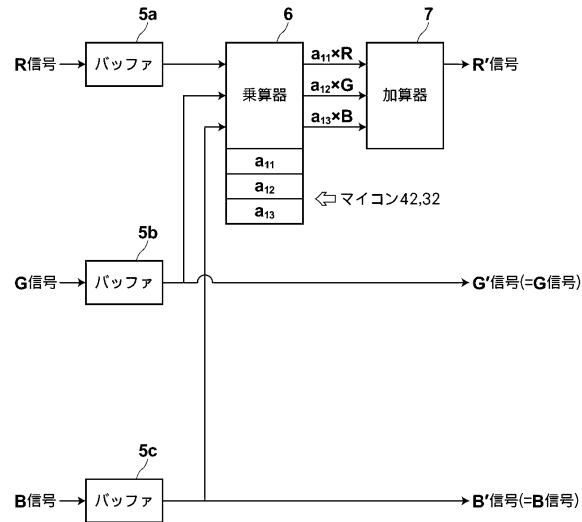
【図 1】



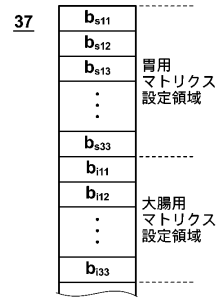
【図 2】



【図 3】



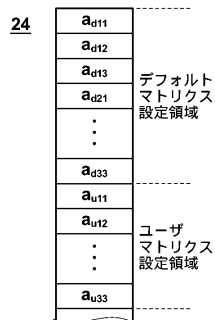
【図 4 B】



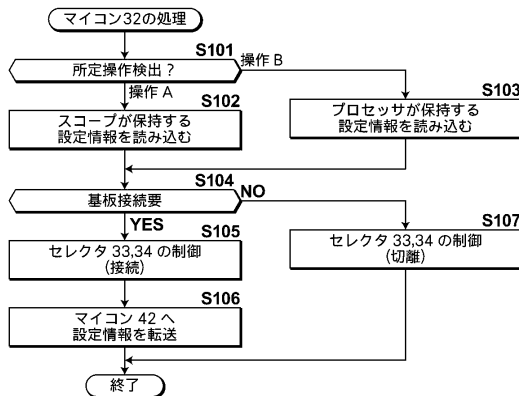
【図 4 C】



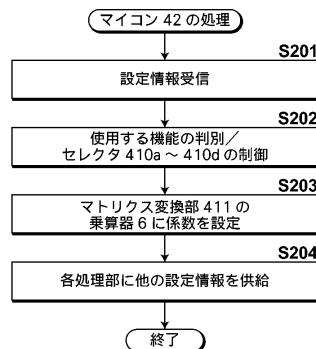
【図 4 A】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 0 - 2 0 9 6 0 5 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 7 0 2 4 0 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 2 9 9 6 9 3 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 1 1 5 9 6 3 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5079576B2	公开(公告)日	2012-11-21
申请号	JP2008096209	申请日	2008-04-02
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	阿部一則		
发明人	阿部 一則		
IPC分类号	A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/045		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/04 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/LL01 4C061/NN05 4C061/TT13 4C061/WW09 4C161/CC06 4C161/LL01 4C161/NN05 4C161/TT13 4C161/WW09		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP2009247442A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过简单且廉价的配置实现电子内窥镜系统的颜色转换功能。
ZSOLUTION：在示波器2的存储器24或处理器3的存储器37中，作为要在颜色转换处理中使用的设置信息，颜色转换矩阵，其中定义每个元素数据值，使得仅诊断中涉及的颜色被转换为所需的颜色被存储。
处理器3包括至少一个乘法器6，其将从示波器2输出的RGB信号分别乘以分别设定的系数，系数设定装置（微型计算机42,32），用于设定从存储器中读出的颜色转换矩阵的每个元素数据。乘数作为系数，并且至少一个加法器7将乘法器输出的信号相加。Z

$$\begin{bmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \cdots (1)$$