(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第3791714号

(P3791714)

(45)発行日　平成18年6月28日(2006.6.28)　(24)登録日　平成18年4月14日(2006.4.14)

(51)Int.Cl.		F I		
A61B 1/04	(2006.01)	A61B	1/04	372
G02B 23/24	(2006.01)	G02B	23/24	B
H04N 7/18	(2006.01)	H04N	7/18	M

請求項の数 2　(全 17 頁)

(21)出願番号　特願平9-21788
(22)出願日　平成9年2月4日(1997.2.4)
(65)公開番号　特開平10-216080
(43)公開日　平成10年8月18日(1998.8.18)
審査請求日　平成16年2月4日(2004.2.4)

(73)特許権者　000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号
(74)代理人　100076233
弁理士　伊藤　進
(72)発明者　高杉　啓
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパス光学工業株式会社内
(72)発明者　今泉　克一
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパス光学工業株式会社内

審査官　長井　真一

最終頁に続く

(54)【発明の名称】内視鏡用画像処理装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

内視鏡で得られた画像信号における所定の波長領域成分信号を入力し、被写体の遠近による画像の明るさの違いを示す明度信号を出力する、当該画像信号における各波長領域成分毎に対応して設けられた複数の低域空間フィルタと、

前記低域空間フィルタによって得られた前記明度信号を当該波長領域成分信号から減算することにより当該波長領域成分信号における所定の細部信号を検出する、前記複数の低域空間フィルタ毎に対応して設けられた複数の減算手段と、

前記減算手段によって得られた前記細部信号に基づいて当該細部信号の振幅を算出する、前記複数の低域空間フィルタ毎に対応して設けられた複数の細部信号振幅算出手段と、

前記複数の細部信号振幅算出手段によってそれぞれ得られた前記細部信号の振幅を比較することにより、前記画像信号における各波長領域成分信号のうちコントラスト値が最も高い波長領域成分信号を検出するコントラスト値比較手段と、

を具備したことを特徴とする内視鏡用画像処理装置。

【請求項２】

内視鏡で得られた画像信号における所定の波長領域成分信号を入力し、被写体の遠近による画像の明るさの違いを示す明度信号を出力する、当該画像信号における各波長領域成分毎に対応して設けられた複数の低域空間フィルタと、

前記低域空間フィルタによって得られた前記明度信号を当該波長領域成分信号から減算することにより当該波長領域成分信号における所定の細部信号を検出する、前記複数の低

域空間フィルタ毎に対応して設けられた複数の減算手段と、
前記減算手段によって得られた前記細部信号に基づいて当該細部信号の振幅を算出する、前記複数の低域空間フィルタ毎に対応して設けられた複数の細部信号振幅算出手段と、
前記複数の細部信号振幅算出手段によってそれぞれ得られた前記細部信号の振幅を比較することにより、前記画像信号における各波長領域成分信号のうちコントラスト値が最も高い波長領域成分信号を検出するコントラスト値比較手段と、
前記コントラスト値比較手段の検出結果に基づいて、当該内視鏡で得られた画像信号における複数の波長領域成分信号のうち、コントラスト値が最も高い波長領域成分信号を当該全ての波長領域成分信号として出力するように切り換える画像切り換え手段と、
を具備したことを特徴とする内視鏡用画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の属する技術分野】

本発明は、内視鏡画像に対して視認性の向上などのために所定の画像処理を行う内視鏡用画像処理装置に関する。

【０００２】

【従来の技術】

従来より、内視鏡装置においてモノクロ表示を行う場合は、Ｇ信号もしくは輝度信号によるモノクロ画像を表示するものが一般的であった。

【０００４】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、このような従来のモノクロ表示を行う構成では、生体内にどんな色素が有ろうともＧ信号などの決まった画像信号要素によるモノクロ表示を行うようになっているため、必ずしもコントラストが明りょうになった画像を観察できるとは限らない。例えば、メチレンブルーによる染色剤が生体粘膜に散布された場合、メチレンブルーの吸収が大きい波長領域はＲ領域であるため、Ｇ信号や輝度信号によりモノクロ表示を行うと染色剤の入り込んだ粘膜構造などの見え方は散布前と散布後との画像を比較してもあまり差が見られず、コントラストの良好なモノクロ画像が得られないという問題点があった。

また、特公平７－９６００５号公報には、観察者がＲ，Ｇ，Ｂの各色信号のうち一つを選択してモノクロ表示を行うものが開示されているが、この構成では、いずれの画像信号要素を選択すればコントラストの良好なモノクロ画像が得られるかを観察者が判断して指示する必要があり、操作に手間が掛かるという問題点があった。

【０００５】

本発明は、これらの事情に鑑みてなされたもので、煩雑な操作の必要なくモノクロ画像のコントラストを常に良好に保つことが可能で、診断能を向上させることが可能な内視鏡用画像処理装置を提供することを目的としている。

【０００６】

【課題を解決するための手段】

本発明による第１の内視鏡用画像処理装置は、内視鏡で得られた画像信号における所定の波長領域成分信号を入力し、被写体の遠近による画像の明るさの違いを示す明度信号を出力する、当該画像信号における各波長領域成分毎に対応して設けられた複数の低域空間フィルタと、前記低域空間フィルタによって得られた前記明度信号を当該波長領域成分信号から減算することにより当該波長領域成分信号における所定の細部信号を検出する、前記複数の低域空間フィルタ毎に対応して設けられた複数の減算手段と、前記減算手段によって得られた前記細部信号に基づいて当該細部信号の振幅を算出する、前記複数の低域空間フィルタ毎に対応して設けられた複数の細部信号振幅算出手段と、前記複数の細部信号振幅算出手段によってそれぞれ得られた前記細部信号の振幅を比較することにより、前記画像信号における各波長領域成分信号のうちコントラスト値が最も高い波長領域成分信号を検出するコントラスト値比較手段と、を具備したことを特徴とする。

本発明による第２の内視鏡用画像処理装置は、内視鏡で得られた画像信号における所定

の波長領域成分信号を入力し、被写体の遠近による画像の明るさの違いを示す明度信号を出力する、当該画像信号における各波長領域成分毎に対応して設けられた複数の低域空間フィルタと、前記低域空間フィルタによって得られた前記明度信号を当該波長領域成分信号から減算することにより当該波長領域成分信号における所定の細部信号を検出する、前記複数の低域空間フィルタ毎に対応して設けられた複数の減算手段と、前記減算手段によって得られた前記細部信号に基づいて当該細部信号の振幅を算出する、前記複数の低域空間フィルタ毎に対応して設けられた複数の細部信号振幅算出手段と、前記複数の細部信号振幅算出手段によってそれぞれ得られた前記細部信号の振幅を比較することにより、前記画像信号における各波長領域成分信号のうちコントラスト値が最も高い波長領域成分信号を検出するコントラスト値比較手段と、前記コントラスト値比較手段の検出結果に基づいて、当該内視鏡で得られた画像信号における複数の波長領域成分信号のうち、コントラスト値が最も高い波長領域成分信号を当該全ての波長領域成分信号として出力するように切り換える画像切り換え手段と、を具備したことを特徴とする。

【０００７】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

図１ないし図５は本発明の第１実施形態に係り、図１は内視鏡用画像処理装置の構成を示すブロック図、図２はコントラスト算出手段の構成を示すブロック図、図３はコントラスト値の時系列グラフを示す説明図、図４はグラフ作成手段及びグラフ合成手段の構成を示すブロック図、図５はＩＣＧ濃度に関する時系列グラフを合成した内視鏡画像の表示例を示す説明図である。

【０００８】

本実施形態の画像処理装置１は、赤外内視鏡に接続される内視鏡用画像処理装置であり、生体内に静脈注入されたＩＣＧに相関する濃度値を算出し、この濃度値をもとにしてＩＣＧ消失曲線を作成し、内視鏡画像に合成する機能を有している。

【０００９】

画像処理装置１は、入力された内視鏡画像のコントラスト値を算出するコントラスト算出手段２、前記コントラスト値の時間変化情報を得てグラフを作成するグラフ作成手段３、グラフ作成手段３で作成されたグラフを内視鏡画像に合成するグラフ合成手段４を備えて構成されている。この構成において、コントラスト算出手段２によって簡易的にＩＣＧ濃度に相関する値を算出し、グラフ作成手段３によってＩＣＧ濃度に相関する値の時系列グラフを作成した後、グラフ合成手段４によって、前記グラフ作成手段３によって作成された簡易的なＩＣＧ消失曲線のグラフを内視鏡画像に合成させて出力するようになっている。

【００１０】

コントラスト算出手段２は、入力される内視鏡画像より画像のコントラスト値を求める。赤外内視鏡によって得られた画像はモノクロ画像であり、生体内において赤外光を吸収する色素が少ないため、全体としてのっぺりとしたコントラストの低い画像となる。そこで、ＩＣＧを静脈注入することにより赤外光がＩＣＧによって吸収されるため、コントラストのついた画像が得られる。ＩＣＧは、肝臓によって分解、排泄されるため、静脈注入後、時間が経つにつれて次第に画像のコントラストが低くなっていく。本実施形態では、上記のような現象を利用し、入力される内視鏡画像のコントラスト値を算出してコントラスト値の時系列変化をグラフにすることにより、簡易的にＩＣＧ消失曲線を得るようにしている。

【００１１】

図２にコントラスト算出手段２の構成を示す。コントラスト算出手段２は、最大値検出回路５、最小値検出回路６、加算器７、減算器８、除算器９を有して構成されている。この構成によって、以下に示す算出式（１）の演算を行って入力画像のコントラスト値を算出する。

コントラスト値＝（最大値－最小値）／（最大値＋最小値）　…（１）

【００１２】
グラフ作成手段３では、コントラスト算出手段２で算出されたコントラスト値に基づいて時系列グラフを作成する。コントラスト値の時系列グラフの一例を図３に示す。図３において、縦軸がコントラスト値、横軸が時間となっており、入力画像より算出されたコントラスト値を順次時間軸方向にプロットしていくことでグラフを作成する。前述したように、ＩＣＧを静脈注入した生体内の赤外光内視鏡画像は、静脈注入後に次第にＩＣＧが消失していくため、コントラスト値が時間経過と共に低くなり、前記時系列グラフはＩＣＧ消失曲線を示すグラフとなる。
【００１３】
図４にグラフ作成手段３及びグラフ合成手段４の構成を示す。グラフ作成手段３は、Ｉ／Ｏポート１０、ＣＰＵ１１、メモリ１２、バス１４を有して構成され、グラフ合成手段４は、前記バス１４に接続されたＶＲＡＭ１３を有して構成されている。
【００１４】
Ｉ／Ｏポート１０にはコントラスト算出手段２が接続されており、コントラスト算出手段２よりＩ／Ｏポート１０に前記算出されたコントラスト値が入力され、ＣＰＵ１１によってこのコントラスト値を読み出すことが可能になっている。Ｉ／Ｏポート１０、メモリ１２、ＶＲＡＭ１３は、バス１４によってＣＰＵ１１と接続され、ＣＰＵ１１により動作が制御されるようになっている。
【００１５】
ＶＲＡＭ１３には、入力される内視鏡画像が書き込まれて一時記憶され、このＶＲＡＭ１３に書き込まれている画像は、ＣＰＵ１１により読み出されて出力され、モニタ等に表示される。このとき、ＶＲＡＭ１３に対する画像の書き込み／読み出しはＣＰＵ１１によって制御される。
【００１６】
前記コントラスト算出手段２によって算出されたコントラスト値は、ＣＰＵ１１によってＩ／Ｏポート１０を介して読み出され、メモリ１２にその時系列グラフが作成される。作成されたコントラスト値の時系列グラフは、観察者によって図示しない指示手段によりグラフ表示指示が行われると、ＶＲＡＭ１３に転送されて書き込まれ、内視鏡画像に合成される。
【００１７】
前記時系列グラフの書き込み位置は、例えば、内視鏡画像内の子画面が表示される位置や患者ＩＤなどの患者データが表示される位置に対応してＶＲＡＭ１３上に書き込まれる。図５はコントラスト値の時系列グラフが合成された後の内視鏡画像の一例を示したものであり、画面の右側には親画面として内視鏡画像８１が配置され、この内視鏡画像８１の左側部の子画面表示領域に時系列グラフ８２が合成された状態で画像表示される。
【００１８】
以上のように、本実施形態の構成によれば、簡易的にＩＣＧ濃度に相関する値を算出することによって、その時系列グラフを作成し、内視鏡画像に合成することができ、ＩＣＧ消失曲線を別体のＩＣＧ濃度測定器を用いることなくモニタに表示させることが可能である。したがって、測定センサを患者に装着する必要がないため、患者の負担を軽減することが可能であり、また、一つのモニタに内視鏡画像とＩＣＧ消失曲線を表示して観察できるようにしているので、従来のように複数のモニタを視線を変えて見たりする必要がなく、観察者の負担を軽減することが可能であり、診断能が向上する。
【００１９】
なお、本実施形態においては、ＩＣＧ濃度に相関する値としてコントラスト値を用いたが、画像の明るさの平均値を用いてＩＣＧ濃度に相関する値としても良い。
【００２０】
次に、第２実施形態として、観察者によって注目領域を設定し、設定された注目領域のＩＣＧ消失曲線を内視鏡画像に合成して表示する画像処理装置の構成を示す。図６は第２実施形態に係る内視鏡用画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【００２１】
画像処理装置１５は、ＶＲＡＭ１６、注目領域指示手段１７、ＣＰＵ１８、メモリ１９、バス２０を有して構成されている。ＶＲＡＭ１６、注目領域指示手段１７、メモリ１９は、バス２０によってＣＰＵ１８と接続されており、ＣＰＵ１８により動作が制御されるようになっている。
【００２２】
ＶＲＡＭ１６には、入力される内視鏡画像が書き込まれて一時記憶されるようになっている。このＶＲＡＭ１６に書き込まれている画像は、ＣＰＵ１８により読み出されて出力され、モニタ等に表示される。このとき、ＶＲＡＭ１６に対する画像の書き込み／読み出しはＣＰＵ１８によって制御される。
【００２３】
注目領域指示手段１７は、キーボードまたはマウスなどを用いて、観察者が画像内の座標などを指定することにより、ＩＣＧの消失曲線を観察したい注目領域を指示する手段である。注目領域は、複数の領域を設定することが可能であり、例えば、病変部と正常粘膜の２つの領域設定を行うようにする。
【００２４】
ＣＰＵ１８は、前記注目領域指示手段１７によって指定された座標などを参考にして、注目領域に含まれる画像データをＶＲＡＭ１６より読み出し、その領域の画像データの輝度レベルの平均値、すなわち明るさの平均値を算出する。明るさの平均値は、時間と共に変化する各画像ごとに算出されてメモリ１９に送られ、その時系列グラフがメモリ１９に作成される。作成された明るさの平均値の時系列グラフは、図３に示した第１実施形態のものと同様の形式のグラフである。
【００２５】
なお、本実施形態では、画像中の注目領域が動かないように、観察者が内視鏡をなるべく動かさないようにして観察を行う必要があるが、動き検出などを行って観察者が指定した領域を追尾するなどしても良い。また、複数の注目領域が設定された場合には、例えば病変部と正常粘膜の２つの領域が設定された場合は、２つの領域の時系列グラフをそれぞれ作成するか、病変部と正常粘膜の明るさの平均値の比を取ってグラフ化するかを観察者の設定によって変化させても良い。
【００２６】
作成された時系列グラフは、観察者のグラフ表示指示などによってＶＲＡＭ１６に書き込まれている内視鏡画像に重ねて書き込まれ、モニタ等に出力されて表示される。前記時系列グラフが表示される位置は、図５に示した第１実施形態のものと同様に内視鏡画像に重ならない位置に設定される。
【００２７】
以上のように、第２実施形態の構成によれば、第１実施形態と同様の効果が得られるだけでなく、観察者の注目している領域のＩＣＧ消失曲線が得られるため、病変部などのうっ血状態の観察を効率よく行うことが可能となる。また、複数の注目領域を設定して病変部と正常粘膜におけるＩＣＧ濃度に相関する値の比をとり、その時系列グラフを表示することで、病変部と正常粘膜との血行状態の違いの観察なども効率よく行うことが可能である。
【００２８】
次に、第３実施形態として、生体粘膜の色調に大きな影響を与えているヘモグロビン（以下、ＩＨｂと記す）色素に相関する値を算出し、病変部と正常粘膜の時系列変化をモニタ等に表示する画像処理装置の構成を示す。図７は第３実施形態に係る内視鏡用画像処理装置の構成を示すブロック図、図８はＩＨｂ値の時間変化グラフを示す説明図である。
【００２９】
画像処理装置２１は、ＩＨｂ算出部２２、注目領域指示手段２３、ＣＰＵ２４、メモリ２５、ＶＲＡＭ２６、バス２７を有して構成されている。ＣＰＵ２４は、ＩＨｂ算出部２２、注目領域指示手段２３、メモリ２５、ＶＲＡＭ２６とバス２７によって接続され、これ

らを制御可能となっている。

【００３０】

ＩＨｂ算出部２２は、入力される内視鏡画像より画素毎にＩＨｂ量の値（ＩＨｂ値）を求める手段であり、以下に示す算出式（２）のようにＲ成分とＧ成分の画像間演算にてＩＨｂ値を算出する。

ＩＨｂ＝３２×Ｌｏｇ（Ｒ／Ｇ）　…（２）

この演算は、ＲＯＭ、ＲＡＭなどによって実現可能であり、各入力値に対応する（２）式の演算結果を記憶させておき、ＲとＧの画像信号を入力してこの入力値に対応する演算結果の値を読み出すようにすればよい。

【００３１】

注目領域指示手段２３は、キーボードまたはマウスなどを用いて、観察者が画像内の座標などを指定することにより、病変部や正常粘膜などのＩＨｂ値を観察したい注目領域を指示する手段である。

【００３２】

ＣＰＵ２４は、前記注目領域指示手段２３によって指定された座標などを参考にして、観察者によって指示された注目領域におけるＩＨｂ値をＩＨｂ算出部２２より読み出す。ＩＨｂ値は所定時間毎に読み出されてメモリ２５に送られ、この読み出されたＩＨｂ値データを基にして、その時間変化グラフがメモリ２５に作成される。

【００３３】

ＩＨｂ値の時間変化を表したグラフの一例を図８に示す。図８において、縦軸がＩＨｂ値、横軸が時間となっており、入力画像ごとに読み出されたＩＨｂ値を順次時間軸方向にプロットしていくことでグラフを作成する。作成するグラフは、図８のように病変部と正常粘膜の各領域におけるＩＨｂ値の変化をそれぞれプロットしても良いが、病変部と正常粘膜との比をとりプロットしても良い。

【００３４】

このようにして作成されたＩＨｂ値の時間変化グラフは、観察者のグラフ表示指示などによってメモリ２５から読み出され、ＶＲＡＭ２６に書き込まれている内視鏡画像との合成が行われる。このとき、ＶＲＡＭ２６には入力される内視鏡画像が一時蓄えられており、合成されるＩＨｂ値の時間変化グラフは子画面や患者データなどが表示される位置に書き込まれ、観察用の内視鏡画像上にかからないように合成される。時間変化グラフが合成された内視鏡画像は、ＶＲＡＭ２６より出力され、モニタ等に表示が行われる。

【００３５】

以上のように、第３実施形態の構成によれば、病変部などの注目している領域のＩＨｂ色素に関する情報をグラフ化して内視鏡画像と合成し、血流の変化を示すグラフと内視鏡画像とを同一モニタ上に表示することにより、観察者は、一つのモニタ上で病変部と正常粘膜の血流状態と内視鏡画像とを観察することが可能となり、診断能が向上する。また、血流をモニタリングするための測定センサを患者に装着する必要がないため、患者の負担を軽減することが可能である。

【００３６】

なお、本実施形態においては、ヘモグロビン量に関する時系列グラフを内視鏡画像に合成したが、ヘモグロビンの酸素飽和度を算出し、前記酸素飽和度の時系列グラフを内視鏡画像に合成するようにしても良い。

【００３７】

次に、第４実施形態として、粘膜の酸素飽和度を測定するオキシメータのデータを内視鏡画像に合成して表示する画像処理装置の構成を示す。図９は第４実施形態に係る内視鏡用画像処理装置の構成を示すブロック図、図１０は内視鏡の鉗子口よりオキシメータの測定プローブを生体粘膜に導いた様子を示す説明図、図１１は酸素飽和度に関する情報を合成した内視鏡画像の表示例を示す説明図である。

【００３８】

画像処理装置２８は、データ入力手段３０、ＣＰＵ３１、ＶＲＡＭ３２、メモリ３３、バ

ス３４を有して構成されている。ＣＰＵ３１は、データ入力手段３０、メモリ３３、ＶＲＡＭ３２とバス３４によって接続され、これらを制御可能となっている。また、画像処理装置２８には、粘膜の酸素飽和度を測定するオキシメータ２９と、被検部位の観察画像を得る内視鏡３５とが接続されている。オキシメータ２９は、図１０に示すように、内視鏡１００の鉗子口１０１から鉗子チャンネル１０２を介して測定プローブ１０３を生体内に挿入し、粘膜に測定プローブ１０３を密着させて粘膜の酸素飽和度を測定し、数値化を行って外部に出力する装置である。

【００３９】

データ入力手段３０は、オキシメータ２９から出力される粘膜の酸素飽和度のデータを入力する。入力された酸素飽和度データは、ＣＰＵ３１によって読み取られ、メモリ３３へ一時記憶される。

【００４０】

一方、内視鏡装置３５によって撮像された画像は、画像処理装置２８に入力され、ＶＲＡＭ３２に一時記憶される。このＶＲＡＭ３２に記憶されている画像は、ＣＰＵ１８により読み出されて画像処理装置２８から出力され、モニタなどに表示が行われる。

【００４１】

観察者などによって、粘膜の酸素飽和度を表示させる指示が図示しない指示手段を用いてなされると、ＣＰＵ３１によりメモリ３３に記憶されている酸素飽和度のデータが読み出され、文字データとしてＶＲＡＭ３２に書き込まれている内視鏡画像データに合成が行われる。図１１は酸素飽和度データが合成された内視鏡画像の一例を示したものであり、画面の右側には親画面として内視鏡画像８１が配置され、この内視鏡画像８１の左側部の子画面表示領域に粘膜の酸素飽和度データ８３が合成された状態で同一の表示装置に画像表示される。

【００４２】

以上のように、第４実施形態の構成によれば、別体に設けられたオキシメータによって得られる粘膜の酸素飽和度のデータを内視鏡画像に合成し、同一の表示装置に表示を行うことが可能となり、これによって検査中に内視鏡画像を観察しながら病変部などの酸素飽和度の情報を同時にモニタすることができるため、診断能が向上する。

【００４３】

なお、本実施形態では、内視鏡を介して測定プローブを生体粘膜に導く場合について説明を行ったが、患者の指先などに測定用のセンサを装着し、血液中の酸素飽和度を測定するものを用いても良く、オキシメータの代わりにＩＣＧ濃度測定器を接続すれば同様にして内視鏡画像とともにＩＣＧ濃度の情報が観察可能となる。また、粘膜の酸素飽和度を数値データとして内視鏡画像に合成を行ったが、前述した第１ないし第３実施形態のように時系列グラフとして表示を行っても良い。

【００４４】

次に、第５実施形態として、Ｒ，Ｇ，Ｂの各色信号の中から最良のコントラストを持つ信号を選択し、モノクロ画像を表示する画像処理装置の構成を示す。図１２は第５実施形態に係る内視鏡用画像処理装置の構成を示すブロック図、図１３は画像信号選択手段の構成を示すブロック図である。

【００４５】

内視鏡装置においてモノクロ表示を行う場合は、従来はＧ信号もしくは輝度信号によるモノクロ画像を表示するものが一般的であった。このような従来のモノクロ表示を行う構成では、生体内にどんな色素があろうともＧ信号などの決まった画像信号要素によるモノクロ表示を行うようになっているため、必ずしもコントラストが明瞭になった画像を観察できるとは限らない。例えば、メチレンブルーによる染色剤が生体粘膜に散布された場合、メチレンブルーの吸収が大きい波長領域はＲ領域であるため、Ｇ信号や輝度信号によりモノクロ表示を行うと染色剤の入り込んだ粘膜構造などの見え方は散布前と散布後の画像を比較してもあまり差が見られず、コントラストの良好なモノクロ画像が得られないという問題点があった。

【００４６】
また、特公平７－９６００５号公報には、観察者がＲ，Ｇ，Ｂの各色信号のうち一つを選択してモノクロ表示を行うものが開示されているが、この構成では、いずれの画像信号要素を選択すればコントラストの良好なモノクロ画像が得られるかを観察者が判断して指示する必要があり、操作に手間がかかるという問題点があった。
【００４７】
そこで、本実施形態では、煩雑な操作の必要なくモノクロ画像のコントラストを常に良好に保つことが可能で、診断能を向上させることのできる内視鏡用画像処理装置の構成例を以下に説明する。
【００４８】
画像処理装置３６は、Ｒ，Ｇ，Ｂの各色信号の中から最良のコントラストを持つ画像信号要素を検出する画像信号選択手段３７と、画像信号選択手段３７からの画像選択信号を基にして最良のコントラストを持つ画像信号要素をＲ，Ｇ，Ｂ全ての信号ラインに出力する画像切換手段３８とを有して構成されている。
【００４９】
画像信号選択手段３７は、図１３に示すように、粘膜のピットパターン構造などを表す細部信号の振幅を検出する細部信号検出手段３９，４０，４１と、細部信号検出手段３９～４１の出力を基にコントラストが一番良好な画像信号要素を指定する画像選択信号を出力する比較回路４２とを有して構成されている。吸収波長検出手段としての機能を有する細部信号検出手段３９～４１は、低域空間フィルタ４３、減算器４４、振幅算出手段４５により構成されている。
【００５０】
モノクロ画像を表示する際には、画像信号選択手段３７の細部信号検出手段３９～４１において、入力されるＲ，Ｇ，Ｂの画像信号要素ごとに細部信号が検出される。細部信号検出手段３９～４１では、まず、低域空間フィルタ４３によって被写体の遠近による画像の明るさの違いが検出される。低域空間フィルタ４３は、メディアンフィルタなどの平滑化フィルタを用いて周囲の画素を参照し、中心画素の明度信号を算出する。このようにして求められた明度信号を減算器４４によって入力される画像信号より減算すれば、粘膜のピットパターン構造などを表す細部信号を検出することが可能である。
【００５１】
そして、振幅算出手段４５によって、前記得られた細部信号を基に、この細部信号の最大値より最小値を減算するなどして細部信号の振幅を算出する。さらに、前記振幅算出手段４５は、１フィールドまたは１フレーム分の細部信号の振幅の平均値を計算し、１フィールドまたは１フレームごとに入力される画像信号要素の振幅として比較回路４２に出力する。なお、比較回路４２に出力する画像信号要素の振幅は、前述したものに限らず、細部信号の振幅の加算値やヒストグラムの最多頻度値でも良く、また、１フィールドや１フレームではなく複数フレームのデータを用いても良い。
【００５２】
前述のように細部信号検出手段３９～４１においてＲ，Ｇ，Ｂの各画像信号要素ごとに算出された振幅は、比較回路４２においてＲ，Ｇ，Ｂ間で比較され、振幅が最大である画像信号要素、すなわち、入力画像の各画像信号要素のうちコントラストが一番良好な画像信号要素が検出される。そして、前記検出された画像信号要素を指定する画像選択信号が画像切換手段３８に出力され、画像切換手段３８において、入力画像の各画像信号要素の中で一番コントラストが良好な画像信号要素がＲ，Ｇ，Ｂ全ての信号ラインより出力される。
【００５３】
以上の構成によって、例えば、入力画像においてヘモグロビン色素による吸収が一番支配的である場合、Ｇ信号のコントラストが一番良好であるため、この信号要素が画像信号選択手段３７により検出され、Ｇ信号要素を指定する画像選択信号が出力される。そして、画像切換手段３８によってＧ信号がＲ，Ｇ，Ｂ全ての信号ラインに出力され、Ｇ信号によ

るモノクロ画像が、内視鏡装置に付属している通常のカラー画像が表示されるモニタとは別体に設けたモニタなどに表示される。また、メチレンブルーが生体粘膜上に散布された場合は、入力画像の信号要素の中で一番コントラストの良好なＲ信号が検出されて画像処理装置３６のＲ，Ｇ，Ｂ全ての信号ラインより出力され、Ｒ信号によるモノクロ画像がモニタ等に表示される。

【００５４】

従って、通常の観察を行っている間にメチレンブルーなどの染色剤を散布してポリープや癌などの粘膜構造を観察したい場合などには、第５実施形態の構成による画像処理装置を用いることにより、常にコントラストの良好なモノクロ画像をモニタ上に表示させることが可能であるため、粘膜構造等の観察が容易になり、診断能が向上する。また、異なる極大吸収波長を持つ染色剤を複数用いたような場合でも、観察領域においてコントラストが良好に得られる画像信号要素を検知して表示するようになっているため、観察者がモノクロ表示を行う際に最適なコントラストを持つ画像信号要素を選択する必要がなく、検査中は内視鏡操作や診断に集中することができる。よって、観察者の手を煩わせることなく常に良好なコントラストのモノクロ画像を得ることが可能である。

【００５５】

次に、第６実施形態として、第５実施形態と同様にＲ，Ｇ，Ｂの各色信号の中から最良のコントラストを持つ信号を選択してモノクロ画像を表示する画像処理装置の他の構成を示す。図１４は第６実施形態に係る内視鏡用画像処理装置の構成を示すブロック図、図１５は画像信号選択手段の構成を示すブロック図、図１６は画像切換手段の構成を示すブロック図である。

【００５６】

画像処理装置４６は、Ｒ，Ｇ，Ｂの各色信号の中から最良のコントラストを持つ画像信号要素を検出する画像信号選択手段４７と、画像信号選択手段４７からの画像選択信号を基にして最良のコントラストを持つ画像信号要素をＲ，Ｇ，Ｂ全ての信号ラインに出力する画像切換手段４８とを有して構成されている。

【００５７】

画像信号選択手段４７は、図１５に示すように、入力される各画像信号要素のコントラストを算出するコントラスト算出手段４９，５０，５１と、コントラスト算出手段４９～５１の出力を基にコントラストが一番良好な画像信号要素を指定する画像選択信号を出力する比較回路５２とを有して構成されている。吸収波長検出手段としての機能を有するコントラスト算出手段４９～５１は、最大値検出回路５３、最小値検出回路５４、加算器５５、減算器５６、除算器５７により構成されている。

【００５８】

モノクロ画像を表示する際には、画像信号選択手段４７のコントラスト算出手段４９～５１において、入力されるＲ，Ｇ，Ｂの各画像信号要素に基づき、コントラスト値が１フィールドまたは１フレームごとに算出される。コントラスト算出手段４９～５１では、まず、最大値検出回路５３によって入力された画像信号要素における１フィールドまたは１フレームの最大値が検出される。また、同様に最小値検出回路５４によって最小値が検出される。そして、加算器５５によって前記最大値と最小値の加算を行う一方、減算器５６によって前記最大値から最小値の減算を行う。さらに、除算器５７によって前記減算値を前記加算値により除算する。

【００５９】

上記構成によって第１実施形態と同様に算出式（１）の演算が行われ、１フィールドまたは１フレームのコントラスト値が算出される。

【００６０】

なお、前記コントラスト値は、第５実施形態と同様に、１フィールドまたは１フレームごとに算出したものに限らず、複数フレームごとに算出したコントラスト値を用いても良い。

【００６１】

以上の手順によって求められた各画像信号要素ごとのコントラスト値は、比較回路５２によって比較され、一番コントラストが高い画像信号要素が決定され、その画像信号要素を指定する情報として画像選択信号が画像切換手段４８に出力される。本実施形態においては、画像選択信号として、例えばコントラストの高い画像信号要素がＲである場合には０、Ｇである場合には１、Ｂである場合には２を出力するが、もちろん、これに限られたものではない。

【００６２】

画像切換手段４８は、図１６に示すように、モノクロ表示を行うか否かを指示する表示モード信号を出力する表示モード決定部５８と、前記画像選択信号及び表示モード信号の値に応じて出力が変化するゲート回路５９と、ゲート回路５９の出力に基づきＲ，Ｇ，Ｂの画像信号要素のいずれかを選択するセレクタ６０，６１，６２とを有して構成されている。

【００６３】

表示モード決定部５８は、観察者が予め画像処理装置４６の図示しないフロントパネルやメニューなどの操作入力手段によってモノクロ表示を行うか否かを選択した情報から表示モード信号をゲート回路５９の一方の入力端へ出力する。本実施形態においては、モノクロ表示を行う場合は１を出力し、通常のカラー画像を表示する場合は０を出力する場合について述べる。なお、これに限らず、前記とは逆の値を出力しても良い。その場合は、ゲート回路５９には表示モード決定部５８からの出力を反転させて入力すればよい。

【００６４】

ゲート回路５９の他方の入力端には、画像信号選択手段４７の比較回路５２より出力される画像選択信号が入力される。そして、ゲート回路５９は、観察者がモノクロ表示を選択した場合にのみ、セレクタ６０～６２へ前記画像選択信号を出力する。

【００６５】

セレクタ６０～６２は、ゲート回路５９を介して入力される画像選択信号に基づいて、Ｒ，Ｇ，Ｂの各画像信号要素からコントラストが一番良好な画像信号要素を選択して出力する。すなわち、画像選択信号が０の場合にはＲを選択して出力し、１の場合にはＧを選択して出力し、２の場合にはＢを選択して出力する。

【００６６】

以上の第６実施形態の構成によれば、第５実施形態と同様に、入力画像においてコントラストの大きい画像信号要素を自動的に選択してモノクロ表示を行うことが可能であり、常に診断能の高い観察を行うことが可能となる。また、観察者が予めモノクロ表示を行うか否かを選択して表示を行うため、モノクロ表示を行いたくない場合には、常に通常観察しているカラー画像を表示することが可能である。さらに、表示モードの決定を検査中に行えるようにすることで、モノクロ画像表示とカラー画像表示の切り換えが可能であるため、第５実施形態のように別体のモニタを設けることなく、内視鏡装置に付属のモニタに画像処理装置４６の出力画像を表示可能である。また、観察者はモノクロ画像とカラー画像との切り換えについてのみ操作を行えばよいため、余分な操作を行うことなくコントラストの良好なモノクロ画像を得ることができる。

【００６７】

次に、第７実施形態として、モノクロ画像を表示する際の画像切り換えメッセージを内視鏡画像に合成して表示する画像処理装置の構成を示す。図１７は第７実施形態に係る内視鏡用画像処理装置の構成を示すブロック図、図１８は画像切り換えメッセージを合成した内視鏡画像の表示例を示す説明図である。

【００６８】

画像処理装置６３は、最大吸収画像要素検出手段６４、Ｉ／Ｏポート６５，６６、ＣＰＵ６７、ＶＲＡＭ６８、モノクロ画像表示選択スイッチ６９、画像切換手段７０、切り換えメッセージ合成手段７１、バス７２を有して構成されている。

【００６９】

最大吸収画像要素検出手段６４は、第５実施形態の画像信号選択手段３７または第６実施

形態の画像信号選択手段４７を用いることが可能であり、動作も同様であるためここでは説明を省略する。

【００７０】

モノクロ画像を表示する際に、最大吸収画像要素検出手段６４によって入力画像において最良のコントラストを持つ画像信号要素が決定されると、Ｉ／Ｏポート６５にその情報が出力される。Ｉ／Ｏポート６５はバス７２によってＣＰＵ６７と接続されており、ＣＰＵ６７は、Ｉ／Ｏポート６５を介して前記情報を読み出し、例えばメチレンブルーによる吸収が大きいＲの画像信号要素が最良のコントラストを持つことが検出されると、ＣＰＵ６７とバス７２を介して接続されているＶＲＡＭ６８において画像切り換えメッセージを作成して一時記憶させる。また、ＣＰＵ６７は、Ｉ／Ｏポート６６とバス７２を介して接続されており、前記画像切り換えメッセージを作成すると共に、Ｒ画像選択信号をＩ／Ｏポート６６を介して画像切換手段７０に出力する。

【００７１】

一方、画像切換手段７０は、モノクロ画像表示選択スイッチ６９の指示に従ってモノクロ画像を出力する。本実施形態では、通常はカラー画像を出力し、観察者がモノクロ画像表示選択スイッチ６９を操作してモノクロ表示を選択すると、ＣＰＵ６７よりＲ画像選択指示がない場合はＧ画像によるモノクロ画像を出力するようになっているが、モノクロ表示が選択された際にＣＰＵ６７よりＩ／Ｏポート６６を介してＲ画像選択信号が入力されると、Ｒ画像によるモノクロ画像を出力する。この画像切換手段７０より出力されたカラー画像またはモノクロ画像は、切り換えメッセージ合成手段７１に入力される。

【００７２】

切り換えメッセージ合成手段７１は、生体粘膜にメチレンブルーが散布された場合など、最大吸収画像要素検出手段６４によってＲ画像信号要素が最良のコントラストを持つことが検出され、ＣＰＵ６７によって画像切り換えメッセージが作成されると、画像切換手段７０より入力されるカラー画像とＶＲＡＭ６８より入力される画像切り換えメッセージとを合成して出力する。

【００７３】

図１８は画像切り換えメッセージが合成された内視鏡画像の一例を示したものであり、画面の右側には親画面として内視鏡画像８１が配置され、この内視鏡画像８１の左側部の子画面表示領域に画像切り換えメッセージ８４が合成された状態で画像表示される。このように画像切り換えメッセージを合成した画像により、観察者がモノクロ画像表示選択スイッチ６９によってモノクロ画像表示を行うかどうかの選択を促すメッセージ表示を行う。

【００７４】

観察者がモノクロ画像表示選択スイッチ６９を操作し、モノクロ表示が選択されると、画像切換手段７０によって前述したようにＲ画像によるモノクロ画像が表示される。また、メチレンブルーが散布されていない場合に観察者がモノクロ表示を選択するとＧ画像によるモノクロ画像が出力される。前記画像切り換えメッセージは、観察者がモノクロ画像表示選択スイッチ６９を操作すると切り換えメッセージ合成手段７１への入力が停止され、画像処理装置６３から出力される表示画像より消去される。

【００７５】

なお、前記画像切り換えメッセージは一定時間が経つと自動的に消去されるようにしても良い。また、画像切り換えメッセージの形式は図１８に示したものに限らず、メッセージ画面上で選択を行うメニュー形式であっても良い。さらに、メチレンブルーを散布する前に、既にモノクロ画像表示が行われている場合には、自動的にＲ画像によるモノクロ画像を表示させたり、Ｒ画像によるモノクロ画像に切り換えるかどうかを観察者に知らせるメッセージを表示させ、観察者がモノクロ画像表示選択スイッチ６９を操作するとその指示に従ってモノクロ画像の切り換えを行うようにしても良い。

【００７６】

以上のように、第７実施形態の構成によれば、第５実施形態や第６実施形態と同様の効果を得ることが可能であるとともに、観察者にコントラストの良好な画像に切り換えるタイ

ミングを知らせることが可能であるため、さらに診断能が向上した画像処理装置を提供することが可能となる。

【００７７】

［付記］

（１） 内視鏡で得られた画像信号を処理する内視鏡用画像処理装置において、
前記画像信号より入力された画像のコントラスト値を算出するコントラスト算出手段と、
前記コントラスト算出手段の出力に基づき前記コントラスト値の時間的変化情報を得るコントラスト値変化情報取得手段と、
を具備したことを特徴とする内視鏡用画像処理装置。

【００７８】

（２） 前記コントラスト値変化情報取得手段により得られたコントラスト値の時間的変化情報を生体内に存在する色素または生体内に注入した色素に相関する色素情報として前記画像信号に合成する色素情報合成手段をさらに備えたことを特徴とする付記１に記載の内視鏡用画像処理装置。

【００７９】

（３） 内視鏡で得られた画像信号を処理する内視鏡用画像処理装置において、
前記画像信号より生体内に存在する色素または生体内に注入した色素に関する情報を算出する色素情報算出手段と、
前記色素情報算出手段によって得られた色素情報の時系列変化をグラフにする色素変化グラフ作成手段と、
前記色素変化グラフ作成手段によって作成されたグラフを前記画像信号に合成する色素情報合成手段と、
を備えたことを特徴とする内視鏡用画像処理装置。

【００８０】

（４） 前記色素情報算出手段は、肝機能検査薬（ＩＣＧ）の濃度に関する情報を算出することを特徴とする付記３に記載の内視鏡用画像処理装置。

【００８１】

（５） 前記色素情報算出手段は、ヘモグロビン色素に関する情報を算出することを特徴とする付記３に記載の内視鏡用画像処理装置。

【００８２】

（６） 前記色素情報算出手段は、ヘモグロビン色素の酸素飽和度に関する情報を算出することを特徴とする付記３に記載の内視鏡用画像処理装置。

【００８３】

（７） 内視鏡装置及び外部測定器と接続され、前記内視鏡装置で得られた画像信号を処理する内視鏡用画像処理装置において、
前記外部測定器によって測定された測定データを入力するデータ入力手段と、前記データ入力手段より入力された測定データを前記画像信号に合成する外部測定データ合成手段と、
を備えたことを特徴とする内視鏡用画像処理装置。

【００８４】

（８） 前記外部測定器は、前記測定データとしてヘモグロビン色素の酸素飽和度を測定することを特徴とする付記７に記載の内視鏡用画像処理装置。

【００８５】

（９） 前記外部測定器は、前記測定データとしてＩＣＧ濃度を測定することを特徴とする付記７に記載の内視鏡用画像処理装置。

【００８６】

（１０） 前記外部測定データ合成手段は、前記測定データとして数値データを前記画像信号に合成することを特徴とする付記７に記載の内視鏡用画像処理装置。

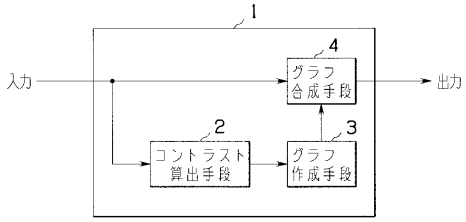
【００８７】

（１１） 前記外部測定データ合成手段は、前記測定データとして時系列データを前記画

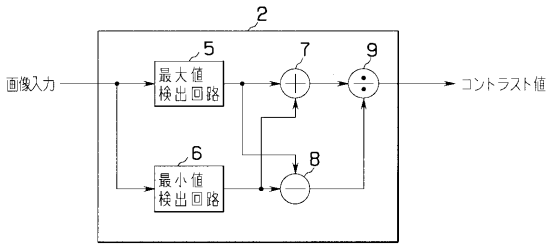
像信号に合成することを特徴とする付記７に記載の内視鏡用画像処理装置。
【００８８】
（１２） 内視鏡で得られた画像信号を処理する内視鏡用画像処理装置において、
前記画像信号より生体内に存在する色素または生体内に注入した色素による吸収の大きい波長領域を検出する吸収波長検出手段と、
前記吸収波長検出手段の出力に基づき、表示を行う波長領域の画像信号を選択する表示画像選択手段と、
を備えたことを特徴とする内視鏡用画像処理装置。
【００８９】
（１３） 前記吸収波長検出手段は、前記画像信号におけるヘモグロビン色素による吸収の大きい波長領域を検出することを特徴とする付記１２に記載の内視鏡用画像処理装置。
【００９０】
（１４） 前記吸収波長検出手段は、前記画像信号におけるメチレンブルーによる吸収の大きい波長領域を検出することを特徴とする付記１２に記載の内視鏡用画像処理装置。
【００９１】
（１５） 前記表示画像選択手段は、観察者の指示によって表示画像の選択を行うことを特徴とする付記１２に記載の内視鏡用画像処理装置。
【００９２】
（１６） 前記表示画像選択手段は、観察者に画像選択の指示を仰ぐメッセージを表示した後に表示画像の選択を行うことを特徴とする付記１２に記載の内視鏡用画像処理装置。
【００９３】
（１７） 前記吸収波長検出手段は、前記画像信号より求められるコントラスト値によって前記色素による吸収の大きい波長領域を検出することを特徴とする付記１２に記載の内視鏡用画像処理装置。
【００９４】
（１８） 前記吸収波長検出手段は、前記画像信号における細部信号の振幅に基づいて前記色素による吸収の大きい波長領域を検出することを特徴とする付記１２に記載の内視鏡用画像処理装置。
【００９５】
【発明の効果】
以上説明したように本発明によれば、煩雑な操作の必要なくモノクロ画像のコントラストを常に良好に保つことが可能で診断能を向上させることができる。
【図面の簡単な説明】
【図１】本発明の第１実施形態に係る内視鏡用画像処理装置の構成を示すブロック図
【図２】コントラスト算出手段の構成を示すブロック図
【図３】コントラスト値の時系列グラフを示す説明図
【図４】グラフ作成手段及びグラフ合成手段の構成を示すブロック図
【図５】ＩＣＧ濃度に関する時系列グラフを合成した内視鏡画像の表示例を示す説明図
【図６】第２実施形態に係る内視鏡用画像処理装置の構成を示すブロック図
【図７】第３実施形態に係る内視鏡用画像処理装置の構成を示すブロック図
【図８】ＩＨｂ値の時間変化グラフを示す説明図
【図９】第４実施形態に係る内視鏡用画像処理装置の構成を示すブロック図
【図１０】内視鏡の鉗子口よりオキシメータの測定プローブを生体粘膜に導いた様子を示す説明図
【図１１】酸素飽和度に関する情報を合成した内視鏡画像の表示例を示す説明図
【図１２】第５実施形態に係る内視鏡用画像処理装置の構成を示すブロック図
【図１３】第５実施形態の画像信号選択手段の構成を示すブロック図
【図１４】第６実施形態に係る内視鏡用画像処理装置の構成を示すブロック図
【図１５】第６実施形態の画像信号選択手段の構成を示すブロック図
【図１６】第６実施形態の画像切換手段の構成を示すブロック図

【図１７】第７実施形態に係る内視鏡用画像処理装置の構成を示すブロック図
【図１８】画像切り換えメッセージを合成した内視鏡画像の表示例を示す説明図
【符号の説明】
１…画像処理装置
２…コントラスト算出手段
３…グラフ作成手段
４…グラフ合成手段
５…最大値検出回路
６…最小値検出回路
７…加算器
８…減算器
９…除算器
１１…ＣＰＵ
１２…メモリ
１３…ＶＲＡＭ
８１…内視鏡画像
８２…時系列グラフ

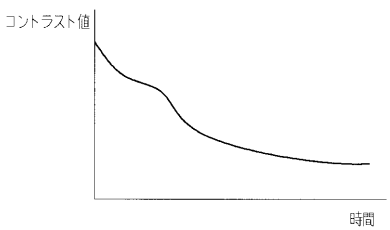
【図１】



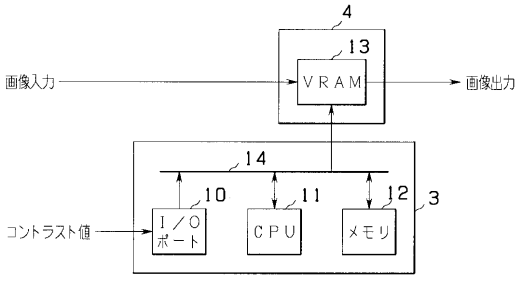
【図２】



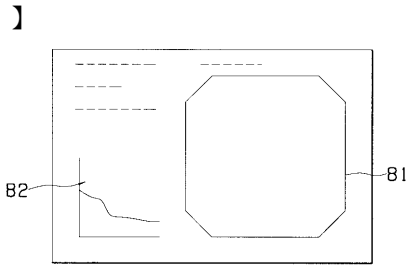
【図３】



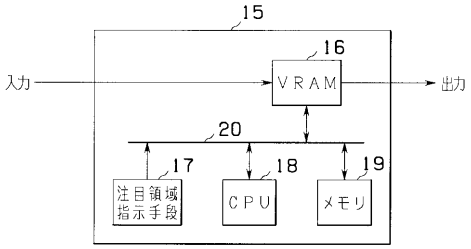
【図４】



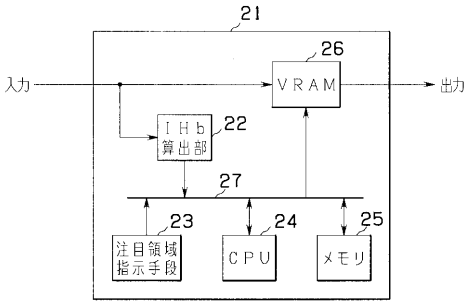
【図５】



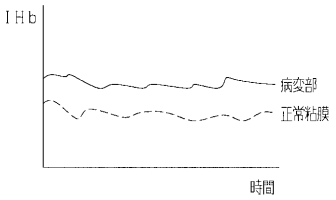
【図６】



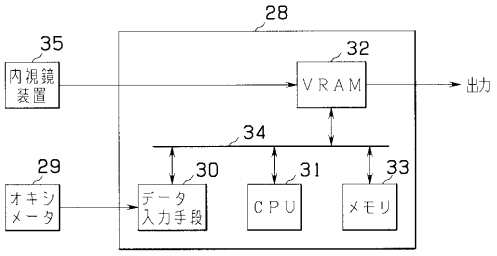
【図７】



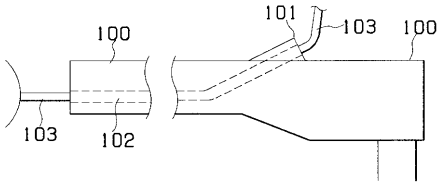
【図８】



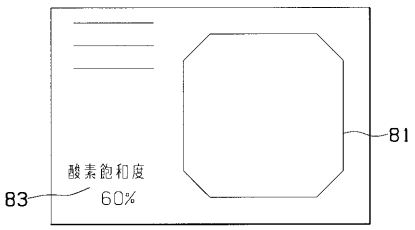
【図９】



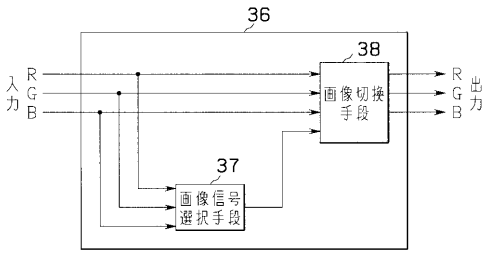
【図１０】



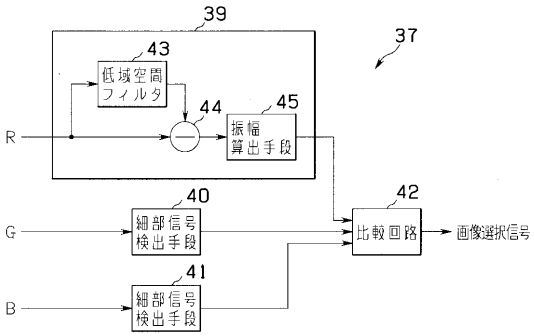
【図１１】



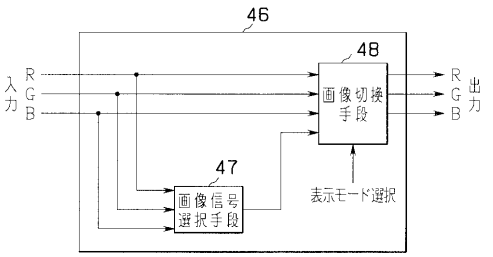
【図１２】



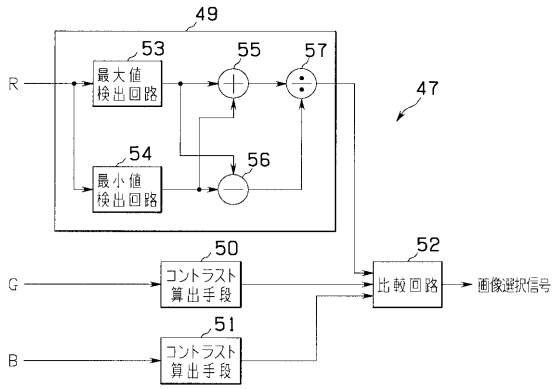
【図１３】



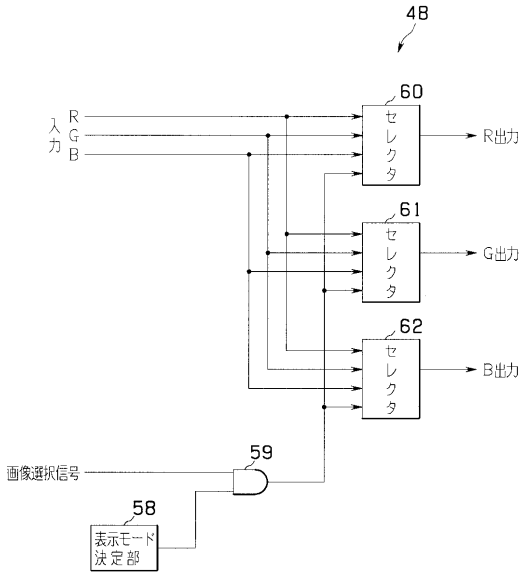
【図１４】



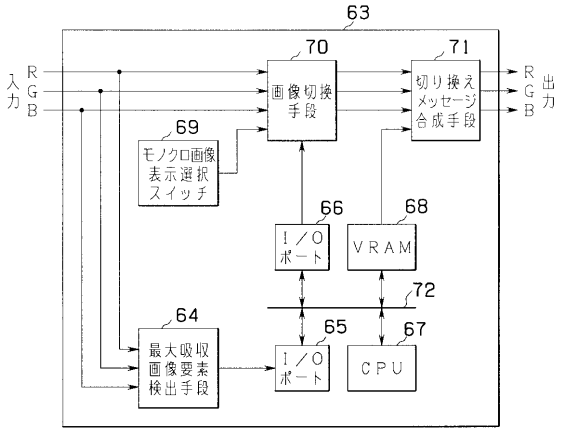
【図１５】



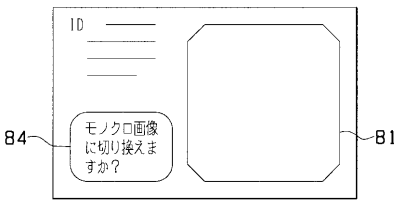
【図１６】



【図１７】



【図１８】



フロントページの続き

(56)参考文献　特公平０７－０９６００５（ＪＰ，Ｂ２）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)

A61B 1/04

G02B 23/24

H04N 7/18