

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 93337

(P2003 - 93337A)

(43)公開日 平成15年4月2日(2003.4.2)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*] (参考)
A 6 1 B 1/04	370	A 6 1 B 1/04 370	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24 B	4 C 0 6 1
H 0 4 N 7/18		H 0 4 N 7/18 M	5 C 0 5 4
9/68		9/68 A	5 C 0 6 6

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 5 数)

(21)出願番号 特願2001 - 295271(P2001 - 295271)

(22)出願日 平成13年9月27日(2001.9.27)

(71)出願人 000005430

富士写真光機株式会社

埼玉県さいたま市植竹町1丁目324番地

(72)発明者 樋口 充

埼玉県さいたま市植竹町1丁目324番地 富士写真光機株式会社内

(72)発明者 綾目 大輔

埼玉県さいたま市植竹町1丁目324番地 富士写真光機株式会社内

(74)代理人 100098372

弁理士 緒方 保人

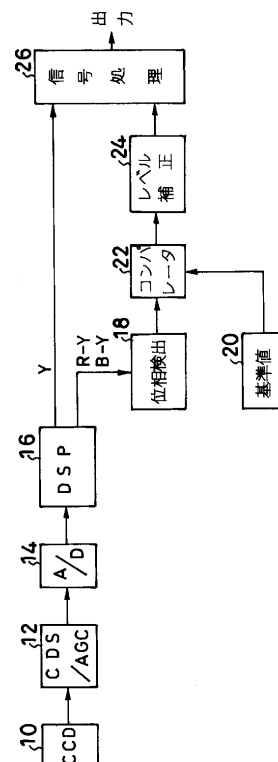
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】 血管等の特定被写体を粘膜等の他の組織に対して高いコントラストにより明確に画像表示できるようにする。

【解決手段】 位相検出回路18、コンパレータ22及びレベル補正回路24を設け、DSP16から出力されたR-Y信号及びB-Y信号を上記位相検出回路18に inputs し、ここでは、上記R-Y信号を縦軸、B-Y信号を横軸に設定したときの座標上の位相を検出し、これらの位相と基準値である血管色の位相 θ_1 とをコンパレータ22で比較することにより、血管色の信号を取り出す。その後、この血管色信号のレベルを上記レベル補正回路24で増幅する。この結果、モニタ等には血管が粘膜等に対して高いコントラストで表示され、血管の走行や集中の状態等が良好に観察できる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 撮像素子で得られた信号に基づき二つの色差信号を形成する色差信号形成回路と、この色差信号形成回路から出力された色差信号を入力し、これら色差信号の一方を縦軸、他方を横軸に設定したときの座標上の特定被写体色の位相の信号を取り出す特定被写体抽出回路と、この特定被写体抽出回路で得られた信号のレベルを増減し、特定被写体色の彩度を調整するレベル補正回路と、を含んでなる電子内視鏡装置。

【請求項 2】 上記色差信号を R - Y 信号及び B - Y 信号とし、上記特定被写体を血管としたことを特徴とする上記請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は電子内視鏡装置、特に被観察体内の毛細血管等を詳細に表示することができる電子内視鏡の画像処理に関する。

【0002】

【従来の技術】電子内視鏡装置は、照明光を照射して対物光学系を介して捉えられた被観察体を、CCD (Charge Coupled Device) 等の撮像素子で撮像し、この被観察体像をモニタ等に表示するものであるが、近年、この種の電子内視鏡装置では、上記対物光学系に変倍機構を組み込み、被観察体像を光学的に拡大して表示することが行われる。従って、モニタ等に表示された拡大画像により、注目部位の細部が良好に観察できるようになっている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】ところで、電子内視鏡装置では、撮像対象が消化器官等、生体内であることが多く、図 5 に示されるように、拡大された被観察体画像 1 (モニタ等の表示) においては粘膜 2 の中に血管 (毛細血管) 3 が存在しており、この血管 3 の走行状態やこの血管 (血液) 3 の集中状況は、病巣の診断、癌組織の特定等において重要な観察対象となる。また、癌組織等の注目部位自体の存在及びその領域特定等も必要となる。一方、生体内は桃色或いは赤みを帯びた色で構成されることから、血管 3 や癌組織等と粘膜やその他の組織との区別が不明瞭になる傾向がある。従って、血管や癌組織等の特定被写体を粘膜 3 と対比させて明確に表示できれば、生体内の観察、診断に役立つ情報を提供することが可能となる。

【0004】本発明は上記問題点を鑑みてなされたものであり、その目的は、血管等の特定被写体を粘膜等の他の組織に対して高いコントラストにより明確に画像表示することができる電子内視鏡装置を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため

に、請求項 1 の発明に係る電子内視鏡装置は、撮像素子で得られた信号に基づき二つの色差信号を形成する色差信号形成回路と、この色差信号形成回路から出力された色差信号を入力し、これら色差信号の一方を縦軸、他方を横軸に設定したときの座標上の特定被写体色の位相の信号を取り出す特定被写体抽出回路と、この特定被写体抽出回路で得られた信号のレベルを増減し、特定被写体色の彩度を調整するレベル補正回路と、を含んでなることを特徴とする。請求項 2 に係る発明は、上記色差信号を R (赤) - Y (輝度) 信号及び B (青) - Y 信号とし、上記特定被写体を血管としたことを特徴とする。

【0006】上記の構成によれば、例えば R - Y を縦軸に、B - Y を横軸に配置した座標上で、血管色の位相が θ_1 となる場合は、この θ_1 を基準値とし、 $(R - Y) / (B - Y)$ の位相値が基準値 θ_1 に一致する信号が取り出される。一方、粘膜の色信号は血管色の位相とは異なる位相 (例えば θ_2) の信号となる。そして、この血管の信号レベルが増幅されることにより、血管色の彩度が高くなり、この結果、血管は粘膜の中にあっても高いコントラストにて表示される。

【0007】

【発明の実施の形態】図 1 には、実施形態に係る電子内視鏡装置の一部の構成が示されており、この電子内視鏡装置は例えば同時式とされ、スコープ、プロセッサ装置、光源装置、モニタ及び記録装置等を有する。この図 1 において、撮像素子である CCD 10 がスコープ先端部に設けられ、この CCD 10 では画素単位の色フィルタ [例えば Mg (マゼンタ), G (グリーン), Cy (シアン), Ye (イエロー)] を介して被観察体像が捉えられる。即ち、上記光源装置からの光がライトガイドを介してスコープ先端から被観察体に照射されることにより、この被観察体が CCD 10 で撮像される。また、この CCD 10 の前方に、変倍レンズが移動可能に組み込まれた対物光学系を設ければ、この変倍レンズを駆動することによって被観察体の拡大像を得ることができる。

【0008】上記 CCD 10 の後段には、CDS (Correlated Double Sampling - 相関二重サンプリング) / AGC (Automatic Gain Control - 自動利得制御回路) 12 が配置されており、この CDS / AGC 12 は CCD 10 の出力信号に対し相関二重サンプリングを施すと共に、所定の増幅処理をする。この CDS / AGC 12 には、A / D (アナログ / デジタル) 変換器 14 を介して、DSP (Digital Signal Processor - デジタル信号プロセッサ) 16 が設けられている。

【0009】この DSP 16 では、ホワイトバランス、ガンマ補正等の各種の処理を施すと共に、Y (輝度) 信号と R (赤) - Y 及び B (青) - Y の色差信号が形成される。即ち、Mg, G, Cy, Ye の各色フィルタを介して得られた信号に対し色変換演算を施すことにより、

R - Y, B - Y の色差信号が得られる。そして、本実施例では、この R - Y 信号, B - Y 信号を用いて特定被写体としての血管を明確に表示するための処理が行われる。

【0010】即ち、上記 R - Y 信号, B - Y 信号を入力し、これらの位相を検出する位相検出回路 18、血管色の位相である θ_1 (厳密に言えば、 θ_1 に対し $\pm \alpha$ の幅が持たされる) を基準値として出力する基準値設定回路 20、上記位相検出回路 18 で検出された位相と上記基準値 θ_1 を比較し、血管色の位相 θ_1 の信号を抽出するコンパレータ 22、このコンパレータ 22 で抽出された血管色の信号レベルを所定レベルまで増幅するレベル補正 (増幅) 回路 24 が設けられる。

【0011】図 2 には、血管と粘膜の位相関係が示されており、二次元座標において R - Y を縦軸、B - Y を横軸に設定すると、R (赤) は第 2 象限、G (緑) は第 3 象限、B (青) は第 4 象限に位置する。そして、図示されるように、血管の色は R - Y 軸から θ_1 の位相の位置、粘膜の色は θ_2 の位相の位置に存在することになる。従って、上記位相検出回路 18 及びコンパレータ 22 (特定被写体抽出回路) によって位相 θ_1 の信号を抽出すれば、血管の色信号を取り出すことができ、このみを上記レベル補正回路 24 により増幅することになる。なお、この血管以外の信号はそのまま出力される。

【0012】また、上記レベル補正回路 24 の後段に、信号処理回路 26 が設けられており、この信号処理回路 26 では、血管色のレベルが補正された色差信号 (R - Y 信号, B - Y 信号) と上記 DSP 16 から出力された輝度信号に基づいて、モニタ出力するための各種処理が施される。なお、上述した位相検出回路 18、コンパレータ 22 及びレベル補正回路 24 は、マイコンに組み込んで構成することができる。

【0013】実施例は以上の構成からなり、スコープ先端部からの照射光により照明された被観察体が CCD 10 で撮像されると、この CCD 10 からの出力信号は、CDS / AGC 12 でサンプリングされると共に増幅され、A / D 変換器 14 を介してデジタル信号として DSP 16 へ供給される。上述したように、この DSP 16 では各種の画像処理が施された Y 信号と色差信号である R - Y 信号及び B - Y 信号が形成され、この R - Y 信号, B - Y 信号が位相検出回路 18、コンパレータ 22 及びレベル補正回路 24 へ供給される。

【0014】図 4 には、上記位相検出回路 18、コンパレータ 22 及びレベル補正回路 24 の基本的動作が示されており、上記位相検出回路 18 では、ステップ 101 に示されるように、R - Y 信号が正であるか否かを判定し、次のステップ 102 にて B - Y 信号が負であるか否かを判定し、両方とも Y (YES) であるとき、即ち図 2 の第 2 象限に存在するとき、ステップ 103 にて色差信号の位相が $(R - Y) / (B - Y)$ によって演算され

*る。次に、コンパレータ 22 では、ステップ 104 に示されるように、検出した位相 $[(R - Y) / (B - Y)]$ が血管色を示す基準値 θ_1 と一致するか否かが比較され、この基準値 θ_1 と一致する色差信号、厳密に言えば、 $\theta_1 - \alpha$ から $\theta_1 + \alpha$ の範囲にある位相の信号が取り出される。

【0015】そして、レベル補正回路 24 では、ステップ 105 に示される彩度レベルの補正が行われ、上記基準値 θ_1 と一致する色差信号のレベルが所定倍に増幅される。図 3 には、血管色のレベルを増幅したときの状態が示されており、例えば基準値 θ_1 と一致する色差信号のレベルが a であり、増幅率を 2 倍にしたとすると、レベル補正回路 24 からはレベル b ($b = 2a$) の血管を示す色差信号が得られることになる。なお、上記ステップ 101, 102, 104 にて N (NO) のときは、ステップ 106 に示されるようにレベル補正は行われない。

【0016】当該実施例では、上述したように対物光学系に組み込んだ変倍用レンズを駆動することにより、図 5 で示したような拡大画像 1 をモニタ表示することができるが、上記の血管に関する処理によれば、上記拡大画像 1 において、血管 (毛細血管) 3 が粘膜 2 との関係で良好なコントラストにて明瞭に表示される。この結果、血管 3 の走行状態や集中状況が良好に観察でき、癌組織等の注目部位の観察やその領域特定等も良好に行われることになる。

【0017】また、当該例では、血管を特定被写体としたが、癌組織自体や炎症、症状の程度の異なる組織を特定被写体としてもよいし、具体的なものではなく、血管と比較して赤みレベルの異なる組織等を特定被写体として選択することもでき、これら特定被写体の位相を基準値として色差信号を抽出することにより、特定被写体のコントラストを粘膜等の他の組織との関係において高めることができる。

【0018】更に、上記レベル補正回路 24 では血管を示す信号レベルを増幅したが、逆に血管以外の信号レベルを減少させることにより血管を明確にすることも可能である。また、上記実施例では、色差信号として R - Y 信号と B - Y 信号を用いたが、これら R - Y 信号, B - Y 信号を変化させたもの等、その他の色差信号を採用してもよい。

【0019】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、例えば R - Y 信号を縦軸、B - Y 信号を横軸に配置したときの座標上の特定被写体色 (例えば血管色) の位相の信号を取り出し、この信号レベルを増減して特定被写体色の彩度を調整できるようにしたので、血管等の特定被写体を粘膜等の他の組織に対して高いコントラストにより明確にモニタ表示することができ、被観察体の観察や診断に有益な情報を提供することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施例に係る電子内視鏡装置の主要構成を示すブロック図である。

【図 2】実施例における血管と粘膜の位相を二次元座標上に示したグラフ図である。

【図 3】実施例のレベル補正回路にて血管色を増幅したときの例を座標上で示すグラフ図である。

【図 4】実施例の位相検出回路、コンパレータ及びレベル補正回路における基本的動作を示すフローチャートで*

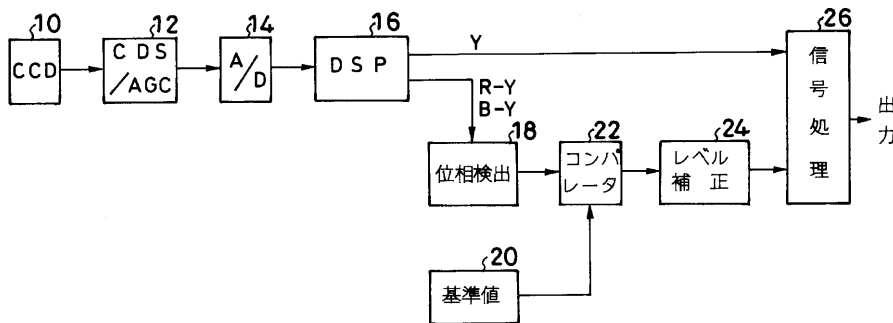
*ある。

【図 5】電子内視鏡装置で撮像・表示される被観察体の拡大画像を示す図である。

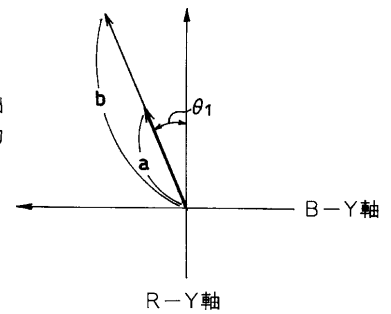
【符号の説明】

10...CCD、12...CDS/AGC、14...A/D、16...DSP、18...位相検出回路、20...基準値設定回路、22...コンパレータ、24...レベル補正回路、26...信号処理回路、出力

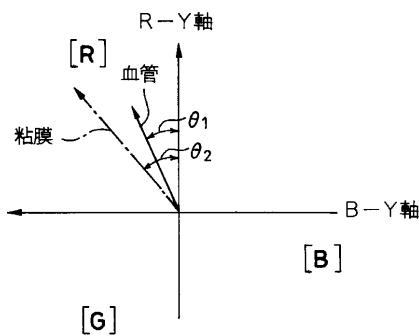
【図 1】



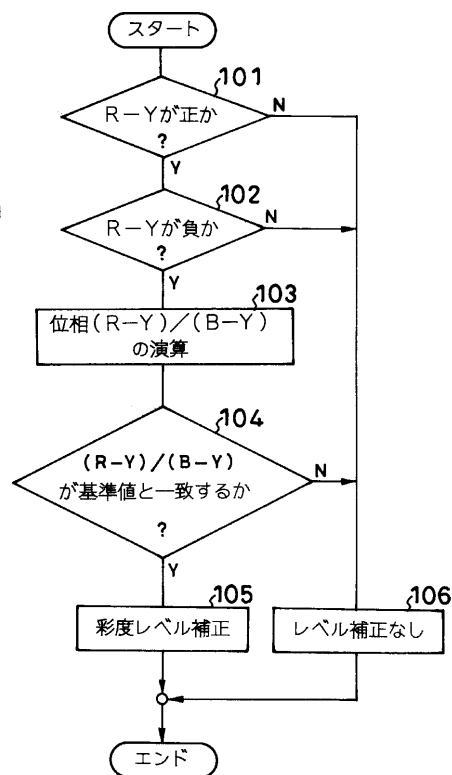
【図 3】



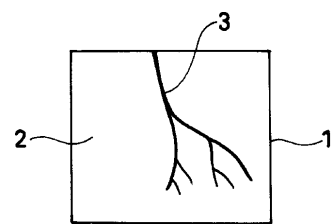
【図 2】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(72)発明者 阿部 一則
埼玉県さいたま市植竹町 1 丁目324番地
富士写真光機株式会社内
(72)発明者 竹内 信次
埼玉県さいたま市植竹町 1 丁目324番地
富士写真光機株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA00 GA02 GA06 GA11
4C061 CC06 SS21 TT13 WW08
5C054 AA01 AA05 CA04 CC02 EE04
FB03 FC08 FE09 HA12
5C066 AA01 BA01 CA27 GA02 GB03
KD01 KD06 KM02

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2003093337A	公开(公告)日	2003-04-02
申请号	JP2001295271	申请日	2001-09-27
[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)	富士摄影光学有限公司		
[标]发明人	樋口 充 綾目 大輔 阿部 一則 竹内 信次		
发明人	樋口 充 綾目 大輔 阿部 一則 竹内 信次		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/04 H04N7/18 H04N9/68		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/24.B H04N7/18.M H04N9/68.A A61B1/04 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/SS21 4C061/TT13 4C061/WW08 5C054/AA01 5C054/AA05 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/EE04 5C054/FB03 5C054/FC08 5C054/FE09 5C054/HA12 5C066/AA01 5C066/BA01 5C066/CA27 5C066/GA02 5C066/GB03 5C066/KD01 5C066/KD06 5C066/KM02 4C161/CC06 4C161/SS21 4C161/TT13 4C161/WW08		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：以高对比度清楚地显示特定对象（例如血管）相对于其他组织（例如粘膜）的图像。提供相位检测电路18，比较器22和电平校正电路24，并且将从DSP 16输出的RY信号和BY信号输入到相位检测电路18，其中RY信号是垂直轴和BY信号。检测在水平轴上设置信号时的坐标上的相位，并且通过比较器22将该相位与参考值血管颜色相位 θ_1 进行比较，以提取血管颜色信号。之后，通过水平校正电路24放大血管颜色信号的水平。结果，血管以相对于粘膜等的高对比度显示在监视器等上，并且可以很好地观察到血管的行进和集中状态。

