

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4159291号
(P4159291)

(45) 発行日 平成20年10月1日(2008.10.1)

(24) 登録日 平成20年7月25日(2008.7.25)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/04 (2006.01)**G 0 6 T** 1/00 (2006.01)**G 0 6 T** 5/20 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

G 0 6 T 1/00 2 9 0 Z

G 0 6 T 5/20 B

請求項の数 3 (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2002-21076 (P2002-21076)
 (22) 出願日 平成14年1月30日(2002.1.30)
 (65) 公開番号 特開2003-220025 (P2003-220025A)
 (43) 公開日 平成15年8月5日(2003.8.5)
 審査請求日 平成16年11月12日(2004.11.12)

(73) 特許権者 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324番地
 (74) 代理人 100098372
 弁理士 緒方 保人
 (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 根岸 圭一
 神奈川県横浜市都筑区仲町台1-33-1
 6 ステイツ仲町台301

審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【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カラー表示のための所定の信号を形成するカラー信号処理回路を備えた電子内視鏡装置において、

上記カラー信号処理回路から出力された所定の信号を入力し、血管の幅方向の両端のダウンエッジ部とアップエッジ部を検出する血管エッジ検出回路を含み、この血管エッジ検出回路で得られた血管のダウンエッジ部に対し1よりも小さなダウンエッジ係数を選択し、上記アップエッジ部に対し1よりも大きなアップエッジ係数を選択し、これらのダウンエッジ係数及びアップエッジ係数を血管信号に乗算することにより、血管を強調する血管強調回路を設けたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】

上記カラー信号処理回路では、赤、緑、青の色信号を形成し、上記血管強調回路は、上記緑信号を用いて血管の上記ダウンエッジ部とアップエッジ部を検出し、これらダウンエッジ部とアップエッジ部に対し選択された係数を少なくとも赤信号に乗算することを特徴とする請求項1記載の電子内視鏡装置。

【請求項 3】

上記カラー信号処理回路では、輝度信号を形成し、上記血管強調回路は、この輝度信号を用いて血管の上記ダウンエッジ部とアップエッジ部を検出し、これらダウンエッジ部とアップエッジ部に対し選択された係数を色差信号又は上記色信号に乗算することを特徴とする請求項1又は2記載の電子内視鏡装置。

10

20

【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、特に被観察体内の血管を観察し易い状態で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。また同時に、電子ズーム機能によって画像を電子的に拡大することも行われており、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4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 (特に毛細血管) 3が存在しており、この血管3の走行状態や血管 (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。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と粘膜2等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3を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、血管両端部を強調することにより、粘膜等の組織の中に存在する血管を明瞭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の発明は、撮像素子で得られた信号に基づきカラー表示のための所定の信号を形成するカラー信号処理回路を備えた電子内視鏡装置において、上記カラー信号処理回路から出力された所定の信号を入力し、血管の幅方向の両端のダウンエッジ部とアップエッジ部を検出する血管エッジ検出回路を含み、この血管エッジ検出回路で得られた血管のダウンエッジ部に対し1よりも小さなダウンエッジ係数を選択し、上記アップエッジ部に対し1よりも大きなアップエッジ係数を選択し、これらのダウンエッジ係数及びアップエッジ係数を血管信号に乗算することにより、血管を強調する血管強調回路を設けたことを特徴とする。

【0006】

請求項2に係る発明は、上記カラー信号処理回路では、赤、緑、青の色信号を形成し、上記血管強調回路は、上記緑信号を用いて血管の上記ダウンエッジ部とアップエッジ部を検出し、これらダウンエッジ部とアップエッジ部に対し選択された係数を少なくとも赤信号に乗算することを特徴とする。

請求項3に係る発明は、上記カラー信号処理回路では、輝度信号 (及び色差信号) を形成し、上記血管強調回路は、この輝度信号を用いて血管の上記ダウンエッジ部とアップエッジ部を検出し、これらダウンエッジ部とアップエッジ部に対し選択された係数を色差信号又は上記色信号に乗算する。

【0007】

上記の構成によれば、カラー信号処理回路によりR (赤), G (緑), B (青) 等の色信号が形成され、この中の例えばG信号の画像を用いて血管の幅方向両端のダウンエッジ部とアップエッジ部が検出される。そして、このダウンエッジ部に対して1よりも小さい係数、アップエッジ部に対して1よりも大きい係数、その他は1の係数が与えられており、

これらの係数が、例えば R、B の画像信号に乗算される。この結果、ダウンエッジ部は通常よりも低下した信号、アップエッジ部は通常よりも上昇した信号となり、血管の両端においてメリハリが付くことになり、粘膜の中にあっても血管が明瞭に表示される。なお、上記血管エッジ検出回路における血管両端部の検出は赤の信号でも可能ではあるが、緑の信号の方が粘膜部との差がより明確となるという利点がある。

【 0 0 0 8 】

また、カラー信号処理回路では、輝度信号及び色差信号が形成される場合もあり、この場合には、輝度信号に基づいて血管の両端を検出し、この両端部の色差信号或いは R 又は B 信号に対して所定の係数を乗算するようにしてもよい。

【 0 0 0 9 】

【 発明の実施の形態 】

図 1 には、実施例に係る電子内視鏡装置の血管強調に関する構成が示され、図 2 には、この電子内視鏡装置のスコープ及びプロセッサ装置（カラー信号処理回路）に関する構成が示されており、この電子内視鏡装置は、図示していないが、光源装置、モニタ及び記録装置等も有し、例えば撮像方式として同時式が採用される。まず、図 2 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。

【 0 0 1 0 】

上記 CCD 10 には、撮像信号として蓄積された電荷を読み出すための CCD ドライブ回路 11 が接続されると共に、この 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、クランプ回路 14 及び A / D (アナログ / デジタル) 変換器 15 を介して、DSP (Digital Signal Processor - デジタル信号プロセッサ) 16 や電子ズーム回路 17 が設けられ、またこれらの回路を統括的に制御するマイコン 18 が配置される。

【 0 0 1 1 】

上記 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 (C) 信号が形成される。上記電子ズーム回路 17 では、例えばスイッチ部 19 に配置されたズームスイッチに基づいて上記 DSP 16 で得られた画像を拡大処理する。

【 0 0 1 2 】

この電子ズーム回路 17 の後段に、上記 Y 信号と C 信号を R (赤) , G (緑) , B (青) の信号に色変換する RGB 色変換回路 21 が設けられる。即ち、当該例の DSP 16 では、Mg , G , Cy , Ye の各色フィルタを介して得られた信号から色変換演算によって Y 信号と R - Y 及び B - Y の C 信号が形成されるが、この Y , C 信号を更に色変換演算することにより R , G , B の各色信号が得られる。

【 0 0 1 3 】

そして、当該実施例では、この RGB 色変換回路 21 の信号を入力する形で、血管を明確に表示するための血管強調回路 22 が設けられており、この詳細は図 1 により後述する。この血管強調回路 22 の後段には、R , G , B の信号を Y 信号と C 信号へ逆変換する YC 色変換回路 23 が設けられ、また患者情報等のキャラクタを画像信号にミックスするキャラクタ混合回路 24、Y 信号と C 信号に基づきモニタへの出力処理をするエンコーダ 25、Y 信号と C 信号を R , G , B の信号に変換する RGB 色変換回路 26、D / A 変換器 27 等が接続される。

【 0 0 1 4 】

図1に示されるように、上記血管強調回路22として、入力されたG信号の画像から血管のダウンエッジ部とアップエッジ部を検出するエッジ検出回路30、R信号に対するダウンエッジ係数及びアップエッジ係数 K_r を与える係数発生回路(メモリ等でもよい)31a, 31b、これら係数(及び1) K_r を選択するR係数セレクタ32、B信号に対するダウンエッジ係数及びアップエッジ係数 K_b を与える係数発生回路33a, 33b、これら係数(及び1) K_b を選択するB係数セレクタ34、係数 K_r , K_b を乗算する乗算器35A, 35Bが設けられる。

【 0 0 1 5 】

図3には、この血管強調回路22での信号処理の状態が示されており、上記エッジ検出回路30では、図3(A)に示されるように、G信号画像のライン100において血管信号 S_G が得られるものとする、この信号の立下り時をダウンエッジ部を示すダウンエッジ信号 S_D として検出し、一方立上がり時をアップエッジ部を示すアップエッジ信号 S_U として検出する。そして、R係数セレクタ32では、上記ダウンエッジ信号 S_D が検出された場合は、係数 K_r として例えば0.6(1)が選択され、上記アップエッジ信号 S_U が検出された場合は、係数 K_r として例えば1.6(1)が選択され、これを乗算器35Aに与える。また、B係数セレクタ34でも同様であり、検出されたダウンエッジ信号 S_D 及びアップエッジ信号 S_U に対応して所定の係数 K_b (上記と同じ係数或いは異なる係数)を選択し、乗算器35Bに供給する。

【 0 0 1 6 】

例えば、図3(B)に示されるように、R信号画像のライン100で血管3の信号 S_{R1} が得られるとすると、この血管信号 S_{R1} において、上記ダウンエッジ信号 S_D 及びアップエッジ信号 S_U で特定される位置の信号に係数 K_r を乗算することにより、図示の血管信号 S_{R2} を形成する。即ち、この信号 S_{R2} はダウンエッジ部が更に小さく、アップエッジ部が更に大きく強調された信号であり、この血管信号 S_{R2} によれば、最終画像では、図3(C)に示されるように、血管の左端部Bl(太線)が黒っぽく、右端部Br(二点鎖線)が赤みを帯びた血管3となる。

【 0 0 1 7 】

第1実施例は以上の構成からなり、まず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CCD10で撮像されると、このCCD10からの出力信号は、CDS/AGC12でサンプリングされると共に増幅され、クランプ回路14、A/D変換器15を介してデジタル信号としてDSP16へ供給される。上述したように、このDSP16では、各種の画像処理が施されたY信号とR-Y及びB-YのC(色差)信号が形成される。

【 0 0 1 8 】

そして、ズームスイッチが操作されると、電子ズーム回路17により電子的な画像拡大処理が施され、血管3も拡大される。また、光学的変倍機構を有する場合は、対物光学系の拡大レンズの駆動制御によって光学的拡大像が得られ、電子ズーム回路17はこの光学拡大像を更に拡大することができる。この電子ズーム回路17の出力、即ちY信号及びC信号はRGB色変換回路21によりR, G, Bの各色信号に変換され、これらの信号は血管強調回路22へ供給される。

【 0 0 1 9 】

この血管強調回路22では、図1のエッジ検出回路30へG信号が供給されており、このG信号画像に基づいて血管3のダウンエッジ部とアップエッジ部が検出される。即ち、図3(A)で説明したように、G信号血管のダウンエッジ信号 S_D とアップエッジ信号 S_U が抽出され、これらの信号 S_D , S_U がR係数セレクタ32とB係数セレクタ34に供給される。そうすると、このR係数セレクタ32では、係数 K_r として、ダウンエッジ部に対し例えば0.6のダウンエッジ係数、アップエッジ部に対しては例えば1.6のアップエッジ係数が選択され、またその他の部分は1.0の係数が選択される。その後、この係数 K_r は乗算器35AでR信号へ乗算され、この結果、図3(C)のようにダウンエッジ部は更に小さく、アップエッジ部は大きくなるR血管信号 S_{R2} が得られる。

【 0 0 2 0 】

一方、B 係数セレクタ 3 4 でも、係数 K b として、ダウンエッジ部に対し例えば 0 . 8 のダウンエッジ係数、アップエッジ部に対し例えば 1 . 4 のアップエッジ係数が選択され、またその他の部分は 1 . 0 の係数が選択される。そして、この係数 K b は乗算器 3 5 B で B 信号へ乗算され、この結果、図 3 (C) の信号 S_{R2} と同様の B 血管信号が得られる。

【 0 0 2 1 】

このような血管強調回路 2 2 から出力された画像信号は、Y C 色変換回路 2 3、キャラクタ混合回路 2 4 等を介してモニタへ供給されており、このモニタでは、図 3 (C) の最終画像に示されるように、血管幅方向の左端部 B l が黒っぽく、右端部 B r が赤っぽくなる形で両端部が強調され、血管 3 が良好なコントラストで明瞭に表示される。従って、粘膜 2 10
 の中にあっても血管 3 の走行状態や集中状況が見やすくなり、この血管 3 の走行状態等を参考に病巣の診断、癌組織の特定等も良好に行われることになる。

【 0 0 2 2 】

上記実施例では、G 信号画像に基づいて血管両端部の検出を実施したが、R 信号等の画像に基づいて行うこともでき、また図 1 に示されるように、電子ズーム回路 1 7 (またズームを機能させない場合は D S P 1 6 でもよい) から出力された輝度 (Y) 信号をエッジ検出回路 3 0 に供給し、この Y 信号に基づいてダウンエッジ部及びアップエッジ部を検出してもよい。更に、当該例では、R 信号及び B 信号について所定係数の乗算を行ったが、R 信号のみにこの係数演算を施すようにしてもよい。また、Y 信号によりエッジ検出する場合、色差 (C) 信号に係数演算を施すこともできる。 20

【 0 0 2 3 】

【 発明の効果 】

以上説明したように、請求項 1 の発明によれば、カラー信号処理回路から出力された例えば G 信号に基づいて、血管の幅方向の両端のダウンエッジ部とアップエッジ部を検出し、このダウンエッジ部に 1 よりも小さな係数を与え、他方のアップエッジ部には 1 よりも大きな係数を与え、これらの係数を少なくとも R 信号に乗算するようにしたので、左端部が黒っぽく、右端部が赤っぽくなる形で血管の両端部が強調される。この結果、粘膜等の組織の中に存在する血管を明瞭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。

【 0 0 2 4 】

また、請求項 3 の発明によれば、カラー信号処理回路で形成された輝度信号を用いて血管の ダウンエッジ部とアップエッジ部を検出し、これらダウンエッジ部とアップエッジ部の色差信号等に対して所定の係数を乗算することによっても、上記の効果を得ることができる。 30

【 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血管強調に関する構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 実施例の電子内視鏡装置におけるスコープ及びプロセッサ装置内の構成を示すブロック図である。

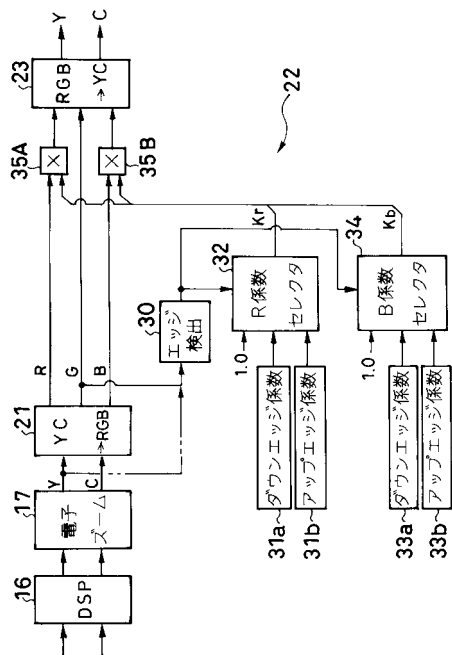
【 図 3 】 実施例における血管強調処理の状態を示す説明図である。 40

【 図 4 】 従来装置で表示される被観察体の拡大画像を示す図である。

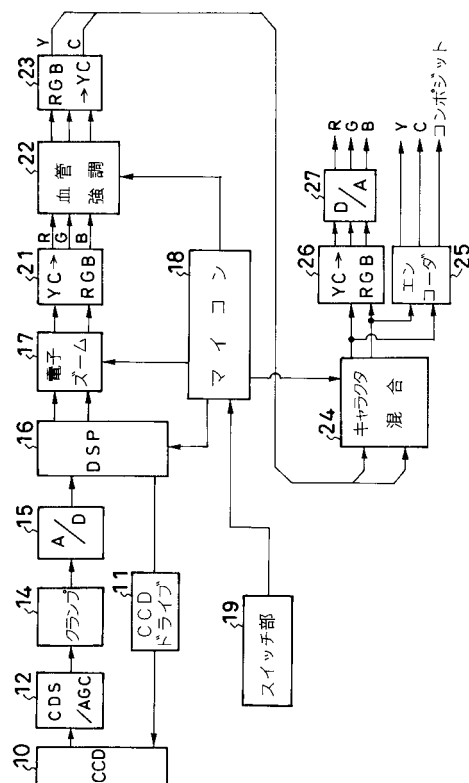
【 符号の説明 】

1 0 ... C C D、 1 6 ... D S P、
 1 7 ... 電子ズーム回路、 1 8 ... マイコン、
 2 1 , 2 6 ... R G B 色変換回路、
 2 2 ... 血管強調回路、
 2 3 ... Y C 色変換回路、 3 0 ... エッジ検出回路、
 3 1 a , 3 1 b , 3 3 a , 3 3 b ... 係数発生回路、
 3 2 ... R 係数セレクタ、 3 4 ... B 係数セレクタ、
 3 5 A , 3 5 B ... 乗算器。 50

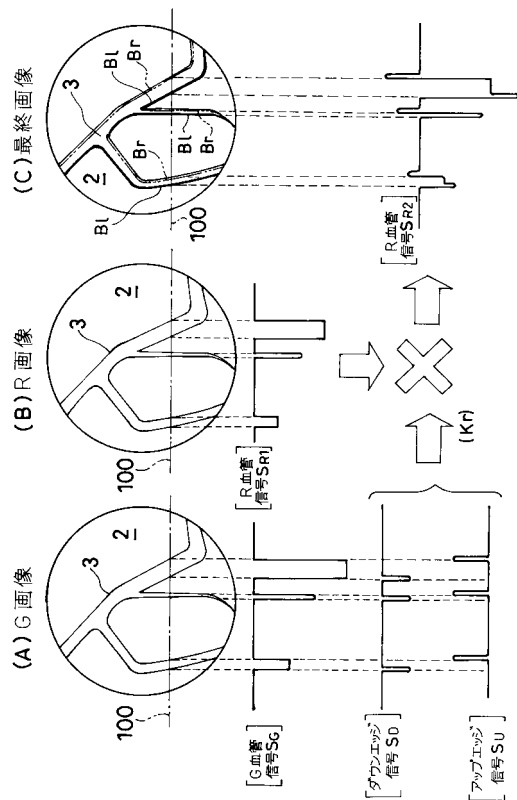
【図 1】



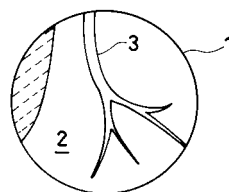
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

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

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B 1/00-1/32

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP4159291B2	公开(公告)日	2008-10-01
申请号	JP2002021076	申请日	2002-01-30
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	樋口 充 根岸 圭一		
发明人	樋口 充 根岸 圭一		
IPC分类号	A61B1/04 G06T1/00 G06T5/20		
FI分类号	A61B1/04.370 G06T1/00.290.Z G06T5/20.B A61B1/04 A61B1/045.618 G06T5/00.710 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/AA22 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/HH54 4C061/JJ17 4C061/NN05 4C061/TT13 4C061/WW07 4C061/WW08 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/AA22 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/NN05 4C161/TT13 4C161/WW07 4C161/WW08 5B057/AA07 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC02 5B057/CE03 5B057/CH09 5B057/DB02 5B057/DB06 5B057/DB09 5B057/DC16 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/DA04 5L096/EA39 5L096/FA06 5L096/GA38 5L096/GA40 5L096/GA41		
其他公开文献	JP2003220025A5 JP2003220025A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：强调血管的两个末端部分，以便可以清楚地显示存在于诸如粘膜的组织中的血管。边缘检测电路基于从RGB颜色转换电路输出的G信号检测血管宽度方向两端的下边缘部分和上边缘部分，并输出R系数选择器和B系数选择器例如，如图34所示，选择小于1的系数（ K_r ， K_b ），在检测到的下边缘部分中，选择例如对于另一个上边缘部分大于1的系数，以及乘法器35A，这些系数乘以R信号和B信号。结果，以左端部分较暗而右端部分变红的方式强调血管的两端，并且可以在监视器上清楚地显示粘膜中的血管。

