

(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 - 93342

(P2003 - 93342A)

(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-ド* (参考)
A 6 1 B 1/04	372	A 6 1 B 1/04	372 4 C 0 6 1
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00	290 Z 5 B 0 5 7
	7/00		100 A 5 L 0 9 6
	7/60		250 A

審査請求 未請求 請求項の数 20 L (全 5 数)

(21)出願番号 特願2001 - 295273(P2001 - 295273)

(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

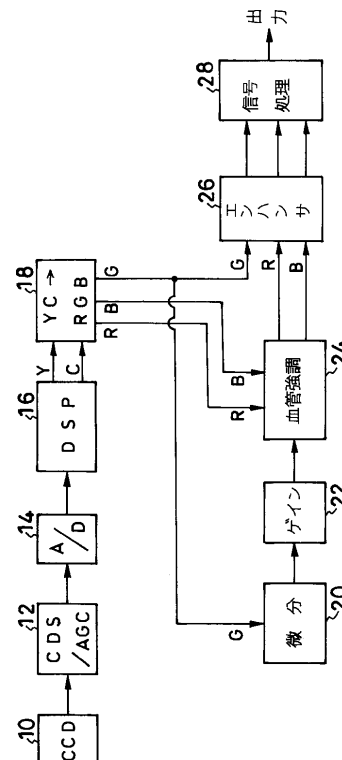
最終頁に続く

(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】 色変換回路18から出力されたG信号を微分する微分回路20、この微分回路20の出力を増幅するゲイン回路22、この増幅された微分信号をゲイン信号として上記色変換回路18から出力されたR信号とB信号を増幅する血管強調回路24を設ける。そして、この血管強調回路24から出力されたR、B信号と上記G信号により被観察体画像を形成する。この結果、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所定の色信号を形成する色信号形成回路と、

この色信号形成回路にて得られた赤色以外の所定の色信号を微分処理して微分信号を生成する微分回路と、

この微分回路から出力された微分信号を増幅するゲイン回路と、

このゲイン回路から出力された微分信号に基づき上記所定色信号以外の少なくとも赤信号を増幅して血管を強調する血管強調回路と、を含んでなる電子内視鏡装置。

【請求項2】 上記色信号形成回路は、赤、緑、青の色信号を形成し、上記微分回路は、緑信号に対し微分処理を施し、上記血管強調回路は、赤色と青色の信号を微分信号により増幅する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。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を粘膜2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所定の色信号を形成する色信号形成回路と、この色信号形成回路にて得られた赤色以外の所定の色信号を微分処理して微分信号を生成する微分回路と、この微分回路から出力された微分信号を増幅するゲイン回路と、このゲイン回路から出力された微分信号に基づき上記所定色信号以外の少なくとも赤信号を増幅して血管を強調する血管強調回路と、を含んでなることを特徴とする。請求項2に係る発明は、上記色信号形成回路では、赤、緑、青の色信号を形成し、上記微分回路では、緑信号に対し微分処理を施し、上記血管強調回路では、赤色と青色の信号を微分信号により増幅することを特徴とする。

【0006】上記の構成によれば、色信号形成回路によりR (赤)、G (緑)、B (青)の色信号が形成され、例えばG信号 (B信号でもよい) が微分回路にて微分処理される。このG信号ではレベルの低い信号部分 (黒い部分) に血管が存在し、その他の部分に粘膜が存在することになり、このレベルの低い部分においてある程度急激に変化する場所を微分処理で検出することにより、血管の位置 (存在) を抽出する。即ち、本願発明は、血管の主要色である赤色以外の画像信号を微分処理することにより血管の位置を検出する。

【0007】次に、上記微分回路によって得られた微分信号は、所定の増幅率で増幅された後に、血管強調回路に供給されており、ここではこの微分信号をゲイン信号として上記のR、B信号 (又はR信号のみ) を増幅し、このR、B信号と微分信号を与えないG信号により被観察体画像が形成される。即ち、上記微分信号の急激な変化レベルに応じて増幅されたR、B信号と、微分回路直前のG信号によって画像が形成されることになり、この結果、粘膜の中にある血管が高いコントラストで表示される。

【0008】

【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CCD10がスコープ先端部に設けられ、このCCD10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CCD10で撮像される。また、このCCD10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。

【0009】上記CCD10の後段には、CDS (Correlated Double Sampling - 相関二重サンプリング) / A

G C (Automatic Gain Control - 自動利得制御回路) 12 が配置されており、この C D S / A G C 12 は C C D 10 の出力信号に対し関連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 C D S / A G C 12 には、A / D (アナログ/デジタル) 変換器 14 を介して、D S P (Digital Signal Processor - デジタル信号プロセッサ) 16 が設けられている。

【0010】この D S P 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) 信号が形成されており、この D S P 16 の後段に、上記 Y 信号と C 信号を R (赤), G (緑), B (青) の信号に変換する色変換回路 18 が設けられる。即ち、当該例では、上記 D S P 16 では、M_g, G, C_y, Y_e 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。なお、上記 D S P 16 内にて色差信号ではなく、R G B 信号を直接形成することもできる。

【0011】そして、上記色変換回路 18 から入力された G 信号を微分する微分回路 20、この微分回路 20 から出力された微分信号を増幅するゲイン回路 22、このゲイン回路 22 で得られた微分信号により上記変換回路 18 から出力された R, B 信号を増幅する血管強調回路 24 が設けられており、これらの回路により血管を抽出する処理が行われる。

【0012】即ち、図 2 (A) には上記微分回路 20 に入力される G 信号による画像 5 G が示されており、この G 画像では点線で示す血管 3 が低いレベル (黒に近いレベル) となる。ここで、この G 画像 5 の水平ライン L a の信号レベルは、図 2 (B) に示されるように、血管 3 の部分が急激に低下する信号となるが、微分回路 20 ではこの信号を微分し、図 2 (C) に示されるように、低下 この低下の倍量の上昇元のレベルへの低下となる急激な変化を呈する微分信号を形成する。

【0013】そして、上記ゲイン回路 22 は、微分回路 20 から出力された微分信号を所定増幅率 g で増幅し、更にレベル差の大きな信号とし、上記血管強調回路 24 では、この微分信号をゲイン信号として R 信号, B 信号を増幅し、図 3 に示されるような血管を強調するためのレベル差のある R 信号 [図 3 (A)] と B 信号 [図 3 (B)] を形成する。

【0014】更に、上記血管強調回路 24 の後段には、上記血管強調のための R, B 信号を入力すると共に上記色変換回路 18 から出力された G 信号を入力し、これらの信号から輪郭を強調するエンハンサ 26 が接続され、このエンハンサ 26 にはモニタ出力するための各種処理を施す信号処理回路 28 が設けられる。

【0015】実施形態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 C C D 10 で撮像されると、この C C D 10 からの出力信号は、C D S / A G C 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 D S P 16 へ供給される。この D S P 16 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、この Y 信号と C 信号は色変換回路 18 により R, G, B の各色信号に変換される。

【0016】この内の G 信号は、輪郭強調回路であるエンハンサ 26 に出力されると共に、微分回路 20 に供給されており、この微分回路 20 では、この G 信号に基づいて血管の位置に対応した図 2 (C) に示される微分信号が得られる。この微分信号は、ゲイン回路 22 により所定増幅率 g で増幅され、血管強調回路 24 へそのゲイン信号として供給される。この血管強調回路 24 では、上述したように、R 信号と B 信号がゲイン信号としての微分信号で増幅 (又は微分信号を係数として乗算) され、血管部分を強調した図 3 (A) の R 信号と図 3 (B) の B 信号が形成される (これらは図 2 (A) の水平ライン L a の信号として示す)。そして、この R, B 信号は、上記色変換回路 18 から出力された G 信号と共に、エンハンサ 26 へ供給され、輪郭強調処理が行われた後、信号処理回路 28 でモニタ出力のための各種処理が施される。

【0017】図 4 には、上記血管部分の色形成を説明するための図が示されており、図 4 (A) は、上記血管強調回路 24 から出力された R 信号 [図 3 (A)] による画像 5 R であり、図示のように、点線の黒の部分と 1 点鎖線の赤の部分 3 r で血管 (両線が並走する部分) が表示される画像となる。図 4 (B) は、上記血管強調回路 24 から出力された B 信号 [図 3 (B)] による画像 5 B であり、この場合も、点線の黒の部分と 2 点鎖線の青の部分 3 b で血管が表示される画像となる。そして、図 4 (C) は、上記色変換回路 18 から出力された G 信号の画像であり、これらの R G B 信号が合成されると、図 4 (D) に示されるように、点線の黒の部分と実線の R G B 合成部で構成される血管 3 が表示されることになる。

【0018】このようにして、最終的にモニタ画像では、血管 (毛細血管) 3 が粘膜 2 中に良好なコントラストにて明瞭に表示されることになり、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、またこの血管 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。

【0019】上記実施形態例では、血管強調回路 24 において R (赤) 信号と B (青) 信号を微分信号に基づいて増幅したが、この R 信号のみを増幅処理して血管を強調することもできる。また、上記微分回路 20 では、G 信号に基づいて微分信号を得るようにしたが、B 信号を入力して微分信号を生成し、これに基づいて上記の血管強調処理を実行してもよい。即ち、本発明は血管の主要

色である赤色以外の画像信号から血管の存在（位置）を検出しており、G信号以外の色信号を用いることも可能である。

【0020】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、血管の主要色信号であるR信号以外の例えばG信号を微分した微分信号を生成し、かつ増幅し、この微分信号に基づいて少なくともR信号を増幅することにより血管を強調するようにしたので、血管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】本発明の実施形態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】実施形態例の各回路で得られるもので、図

* (A) はG信号画像、図(B) は図(A) のG信号画像の水平ラインLaの信号レベル、図(C) は図(B) のG信号の微分信号を示す図である。

【図3】実施形態例の血管強調回路から出力される水平ラインLaのR信号[図(A)]とB信号[図(B)]を示す図である。

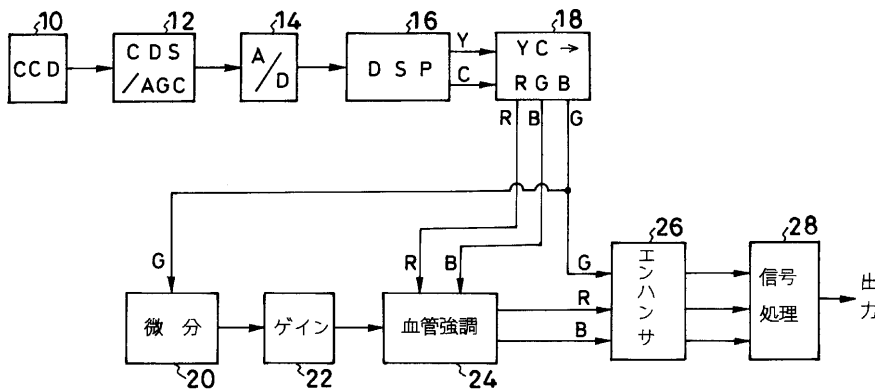
【図4】実施形態例の各回路で得られる画像で、図(A) はR信号画像、図(B) はB信号画像、図(C) はG信号画像、図(D) はRGB合成画像を示す図である。

【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。

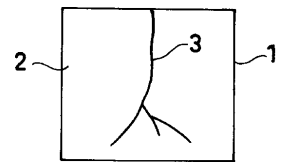
【符号の説明】

- 10...CCD、
- 12...CDS/AGC、
- 14...A/D、
- 16...DSP、
- 18...YC→RGB、
- 20...微分回路、
- 22...ゲイン回路、
- 24...血管強調回路、
- 26...エンハンサ、
- 28...信号処理
- 16...DSP、
- 18...色変換回路、
- 20...微分回路、
- 22...ゲイン回路、
- 24...血管強調回路。

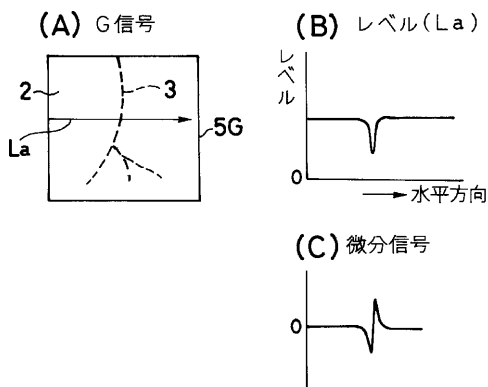
【図1】



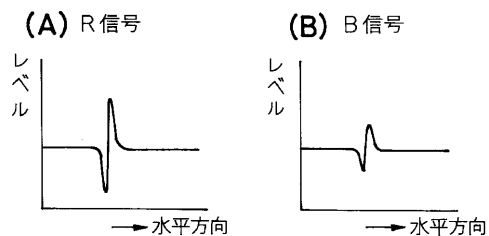
【図5】



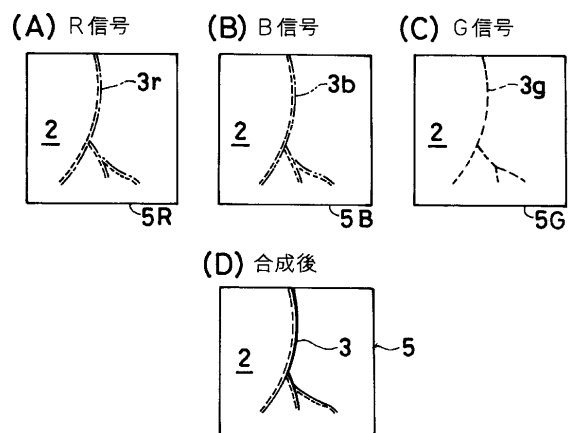
【図2】



【図3】



【図4】



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) 4C061 BB01 MM02 NN10 SS09

5B057 AA07 BA11 CA01 CA08 CB01

CB08 CE03 DA07 DA16 DB06

DB09 DC16 DC25

5L096 AA02 AA06 BA06 BA13 CA02

DA01 EA14 FA15 FA69 GA02

GA40

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2003093342A	公开(公告)日	2003-04-02
申请号	JP2001295273	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	A61B1/04 G06T1/00 G06T7/00 G06T7/60		
FI分类号	A61B1/04.372 G06T1/00.290.Z G06T7/00.100.A G06T7/60.250.A A61B1/045.610 A61B1/05 G06T7/00.612 G06T7/13 G06T7/155 G06T7/90.A		
F-TERM分类号	4C061/BB01 4C061/MM02 4C061/NN10 4C061/SS09 5B057/AA07 5B057/BA11 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CE03 5B057/DA07 5B057/DA16 5B057/DB06 5B057/DB09 5B057/DC16 5B057/DC25 5L096/AA02 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA02 5L096/DA01 5L096/EA14 5L096/FA15 5L096/FA69 5L096/GA02 5L096/GA40 4C161/BB01 4C161/MM02 4C161/NN10 4C161/SS09		
其他公开文献	JP3886757B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题要清楚地显示血管对抗其他组织的图像，如高对比度的粘膜。用于区分从颜色转换电路输出的G信号的差分电路，用于放大微分电路的输出的增益电路，以及用于从颜色转换电路输出作为增益信号的放大的差分信号的增益控制电路提供用于放大输出的R信号和B信号的血管强调电路24。然后，由R和B信号以及从血管强调电路24输出的G信号形成观察对象的图像。结果，血管以与粘膜等形成高对比度的方式显示，并且可以有利地观察血管的运行状态和浓度等。

