

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3886757号
(P3886757)

(45) 発行日 平成19年2月28日(2007.2.28)

(24) 登録日 平成18年12月1日(2006.12.1)

(51) Int. Cl.	F I				
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 2
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	G 0 6 T	1/00	2 9 0 Z
G 0 6 T	7/00	(2006.01)	G 0 6 T	7/00	1 0 0 A
G 0 6 T	7/60	(2006.01)	G 0 6 T	7/60	2 5 0 A

請求項の数 2 (全 7 頁)

(21) 出願番号	特願2001-295273 (P2001-295273)	(73) 特許権者	000005430
(22) 出願日	平成13年9月27日(2001.9.27)		フジノン株式会社
(65) 公開番号	特開2003-93342 (P2003-93342A)		埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
(43) 公開日	平成15年4月2日(2003.4.2)	(74) 代理人	100098372
審査請求日	平成17年6月15日(2005.6.15)		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	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
		(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

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。

10

【0004】

本発明は上記問題点に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。

20

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。

30

【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。

40

【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

50

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) / 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CCD10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。

10

【0010】

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 (C) 信号が形成されており、このDSP 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。なお、上記DSP 16内にて色差信号ではなく、RGB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。

20

【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 5G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La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。

30

【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。

40

【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CCD10で撮像されると、このCCD10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。このDSP 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 2

50

0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La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5R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3r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5B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3b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RGB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RGB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、
18... 色変換回路、
16... DSP、
20... 微分回路、

10

20

30

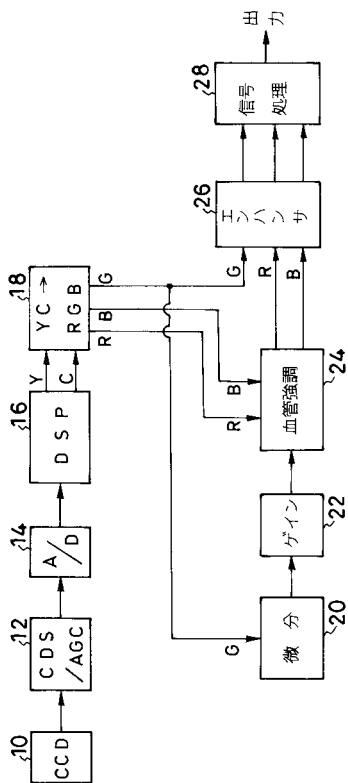
40

50

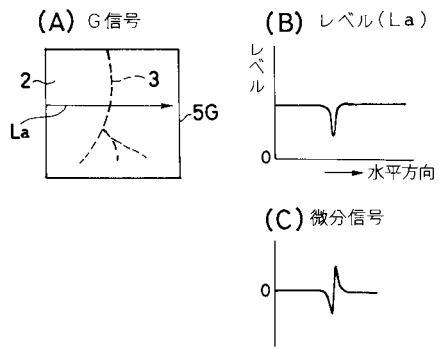
2 2 ... ゲイン回路、

2 4 ... 血管強調回路。

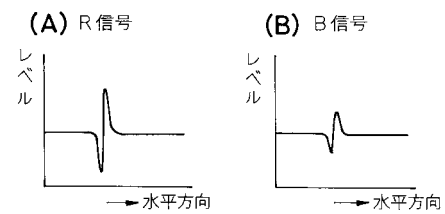
【 図 1 】



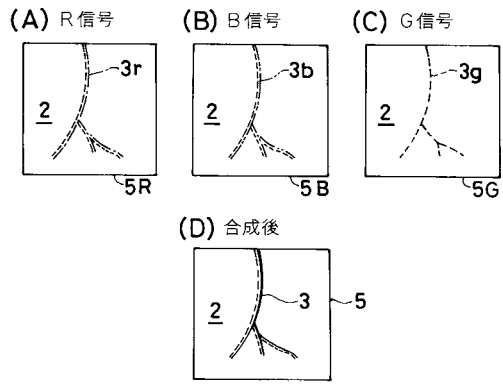
【 図 2 】



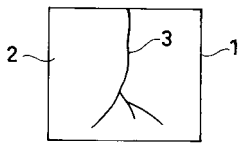
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

(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

審査官 谷垣 圭二

(56)参考文献 特開平01-232925(JP,A)

特開昭63-211976(JP,A)

特開昭63-038430(JP,A)

特開平10-309281(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/04

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP3886757B2	公开(公告)日	2007-02-28
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		
当前申请(专利权)人(译)	富士公司		
[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 4C161/BB01 4C161/MM02 4C161/NN10 4C161/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		
其他公开文献	JP2003093342A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：能够清晰地显示与其他组织（如粘膜）形成高对比度的血管。 解决方案：区分电路20，其区分从颜色转换电路18输出的G信号，放大微分电路20的输出的增益电路22，以及放大的差分信号，作为来自颜色转换电路18的增益信号提供用于放大输出R信号和B信号的血管强调电路24。然后，通过从血管强调电路24输出的R和B信号和G信号形成待观察对象的图像。结果，血管以相对于粘膜等的高对比度显示，并且可以有利地观察到行进的状态和血管的浓度。

【 図 2 】

