

(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 - 220025

(P2003 - 220025A)

(43)公開日 平成15年8月5日(2003.8.5)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ト [*] (参考)
A 6 1 B 1/04	370	A 6 1 B 1/04	370 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
5/20		5/20	B

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 6 数)

(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)

(71)出願人 000005430

富士写真光機株式会社

埼玉県さいたま市北区植竹町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 根岸 圭一

神奈川県横浜市都筑区仲町台1 - 33 - 16 ス

テイツ仲町台301

(74)代理人 100098372

弁理士 緒方 保人

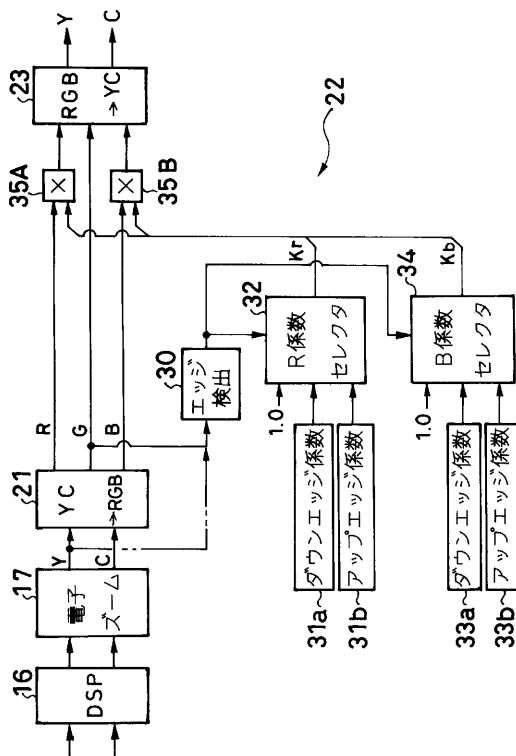
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】 血管両端部を強調することにより、粘膜等の組織に存在する血管を明瞭に画像表示できるようにする。

【解決手段】 エッジ検出回路30にて、RGB色変換回路21から出力されたG信号に基づ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を検出し、R係数セクタ32及びB係数セクタ34では、検出された上記ダウンエッジ部に例えば1よりも小さな係数(Kr, Kb)を選択し、他方のアップエッジ部に例えば1よりも大きな係数を選択し、乗算器35A, 35Bにて、これらの係数をR信号, B信号に乗算する。これにより、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、粘膜の中にある血管を明瞭にモニタ表示することができる。



【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両端部のそれぞれに対し所定の係数を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】 上記血管強調回路は、上記血管エッジ部検出回路に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を検出し、このダウンエッジ部に対し 1 よりも小さな係数を乗算し、上記アップエッジ部に対し 1 よりも大きな係数を乗算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。

【請求項 3】 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両端部を検出し、この血管両端部に対する係数を少なくとも赤信号に乗算することを特徴とする

上記請求項 1 及び 2 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 4】 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両端部を検出し、この血管両端部に対する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

上記請求項 1 及び 2 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、特に被観察体内の血管を観察し易い状態に表示することが

【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に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。

10 【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両端部のそれぞれに対し所定の係数を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。請求項 2 に係る発明は、上記血管強調回路では、上記血管エッジ部検出回路に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を検出し、このダウンエッジ部に対し 1 よりも小さな係数を乗算し、上記アップエッジ部に対し 1 よりも大きな係数を乗算することを特徴とする。

【0006】請求項 3 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両端部を検出し、この血管両端部に対する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 4 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両端部を検出し、この血管両端部に対する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。

【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。

【0008】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。

【0009】

【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。

【0010】上記CCD10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/AGC12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/AGC12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。

【0011】上記DSP16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DSP16で得られた画像を拡大処理する。

【0012】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DSP16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。

【0013】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。

【0014】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Kr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）Krを選択するR係数セクタ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Kbを与える係数発生回路33a、33b、これら係数（及び1）Kbを選択するB係数セクタ34、係数Kr、Kbを乗算する乗算器35A、35Bが設けられる。

【0015】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Kr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Kr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Kb（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。

【0016】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Kr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。

【0017】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 / AGC 12 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 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 R - Y 及び B - Y の C (色差) 信号が形成される。

【0018】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の拡大像が得られ、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。

【0019】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_{Dg} とアップエッジ信号 S_{Ug} が抽出され、これらの信号 S_{Dg} 、 S_{Ug} が R 係数セクタ 32 と B 係数セクタ 34 に供給される。そうすると、この R 係数セクタ 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。

【0020】一方、B 係数セクタ 34 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 35B で B 信号へ乗算され、この結果、図 3 (C) の信号 S_{B2} と同様の B 血管信号が得られる。

【0021】このような血管強調回路 22 から出力された画像信号は、YC 色変換回路 23、キャラクタ混合回路 24 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 の中にある血管 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。

【0022】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 17 (またズームを機能させない場合は DSP 16 でもよい) から出力された輝度 (Y) 信号をエッジ検出回路 30 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。

【0023】

【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、例えば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。

【0024】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両端部を検出し、この両端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。

【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。

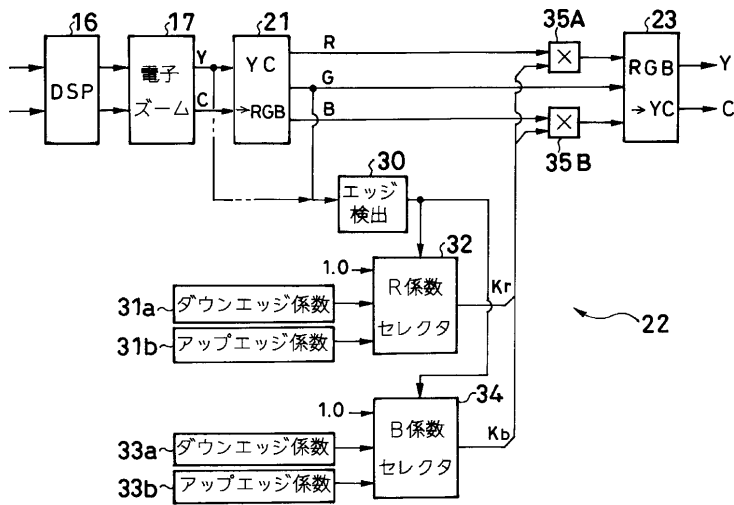
【図 3】実施例における血管強調処理の状態を示す説明図である。

【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。

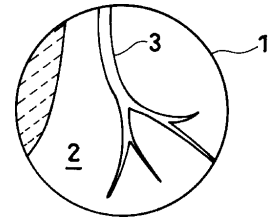
【符号の説明】

10... CCD、16... DSP、17... 電子ズーム回路、18... マイコン、21、26... RGB 色変換回路、22... 血管強調回路、23... YC 色変換回路、30... エッジ検出回路、31a、31b、33a、33b... 係数発生回路、32... R 係数セクタ、34... B 係数セクタ、35A、35B... 乗算器。

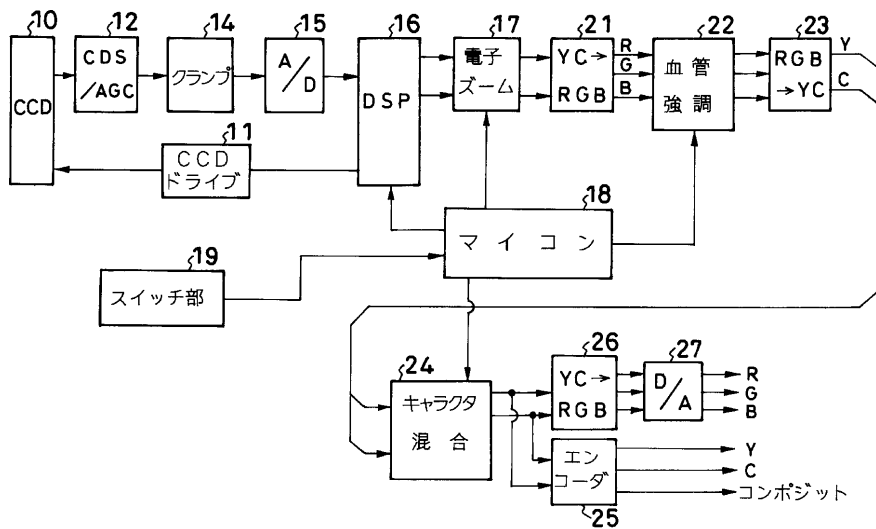
【図1】



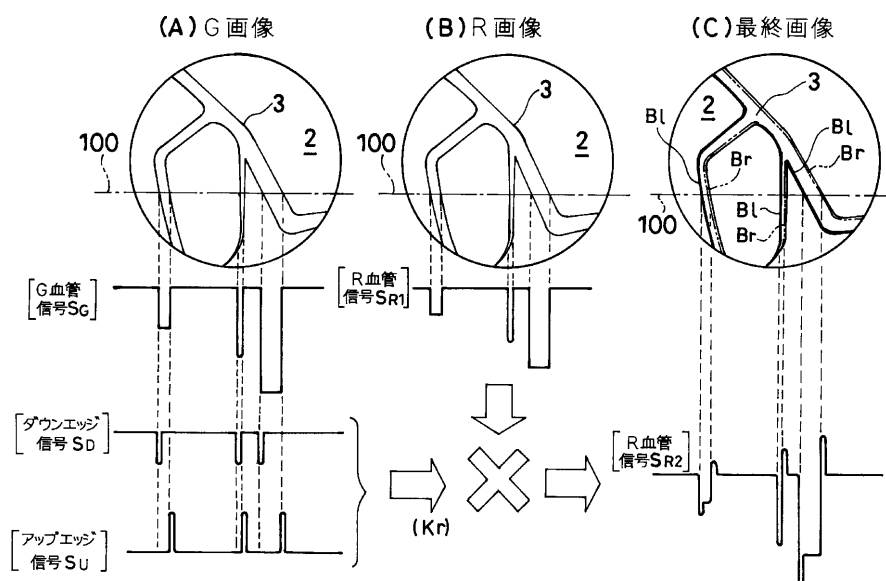
【図4】



【図2】



【図3】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C061 AA01 AA04 AA22 BB01 CC06
 HH54 JJ17 NN05 TT13 WW07
 WW08
 5B057 AA07 CA01 CA08 CA12 CA16
 CB01 CB08 CB12 CB16 CC02
 CE03 CH09 DB02 DB06 DB09
 DC16

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2003220025A	公开(公告)日	2003-08-05
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		
[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 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 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/AA22 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/NN05 4C161/TT13 4C161/WW07 4C161/WW08 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/DA04 5L096/EA39 5L096/FA06 5L096/GA38 5L096/GA40 5L096/GA41		
其他公开文献	JP4159291B2 JP2003220025A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过强调血管的两端来清晰显示存在于诸如粘膜等组织中的血管的图像。边缘检测电路基于从RGB颜色转换电路输出的G信号以及R系数选择器32和B系数选择器来检测在血管的宽度方向上的两端的下边缘部分和上边缘部分。在34中，例如，为检测到的下边缘部分选择小于1的系数（ K_r ， K_b ），为另一个上边缘部分选择大于1的系数，并且在乘法器35A，35B中，R信号和B信号乘以这些系数。结果，强调了血管的两端，使得左端是暗的而右端是微红色的，并且粘膜中的血管可以清楚地显示在监视器上。

