

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5006759号
(P5006759)

(45) 発行日 平成24年8月22日(2012.8.22)

(24) 登録日 平成24年6月1日(2012.6.1)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 4 (全 7 頁)

(21) 出願番号	特願2007-280030 (P2007-280030)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成19年10月29日(2007.10.29)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2009-106424 (P2009-106424A)		東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(43) 公開日	平成21年5月21日(2009.5.21)	(74) 代理人	100090169
審査請求日	平成22年8月10日(2010.8.10)		弁理士 松浦 孝
		(74) 代理人	100124497
			弁理士 小倉 洋樹
		(74) 代理人	100127306
			弁理士 野中 剛
		(74) 代理人	100129746
			弁理士 虎山 滋郎
		(74) 代理人	100132045
			弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡用信号処理装置および電子内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像信号を R G B 信号に変換する R G B 変換手段と、
前記 R G B 信号の R 信号を一定のゲインで増大または減少する R 信号増幅手段と、
前記 R G B 信号の G 信号および B 信号を非線形に増大または減少する G B 信号増幅手段と

とを備えることを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】

前記 R 信号増幅手段および前記 G B 信号増幅手段におけるゲインが、観察対象となる部位毎に特有な値として記憶され、前記ゲインが観察対象となる部位に基づいて選択されることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 3】

観察対象となる部位の選択を行うための部位選択手段を備えることを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 4】

画像信号を R G B 信号に変換する R G B 変換手段と、
前記 R G B 信号の R 信号を一定のゲインで増大または減少する R 信号増幅手段と、
前記 R G B 信号の G 信号および B 信号を非線形に増大または減少する G B 信号増幅手段と

とを備えることを特徴とする電子内視鏡用信号処理装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、電子内視鏡装置における画像信号の処理に関する。

【背景技術】**【0002】**

電子内視鏡装置では、例えば血管や病変部の特徴をより鮮鋭化するために、狭帯域の照明光を用いて、特定帯域の分光画像を得るものが知られている（特許文献1参照）。しかし、このような構成では、特殊な光源を用意する必要があるため、コスト高になるとともに白色光を用いた通常画像との併用観察が困難となる。一方、白色光を用いながらも、このような狭帯域に対応する分光画像を擬似的に再現するために、画像処理に通常用いられる色変換マトリクスに特定の狭帯域に対応するマトリクスを演算する構成が提案されている（特許文献2）。

10

【特許文献1】特開2006-061620号公報

【特許文献2】特開2006-239206号公報

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0003】**

20

しかし、特許文献2のような構成では、画像処理が複雑な上、線形変換を用いるため所望の分光画像を再現することは困難であり、病変部などのターゲットとする部位や組織などの特徴を必ずしも十分に鮮鋭化して表示することはできない。例えば、内視鏡観察では、血管の分布の仕方から病変部の特定が行われることがあるが、特許文献2の構成では、血管のみを他の部位から十分に際立たせ鮮鋭化することはできず、通常に撮影された画像との見比べを行わないと適切な診断を行うことは困難である。

【0004】

本発明は、電子内視鏡装置において、白色光を用いながらも血管を十分に強調した画像を得ることを目的としている。

【課題を解決するための手段】

30

【0005】

本発明の電子内視鏡装置は、画像信号をRGB信号に変換するRGB変換手段と、RGB信号のR信号を一定のゲインで増大または減少するR信号増幅手段と、RGB信号のG信号およびB信号を非線形に増大または減少するGB信号増幅手段とを備えたことを特徴としている。

【0006】

R信号増幅手段およびGB信号増幅手段におけるゲインは、観察対象となる部位毎に特有な値として記憶され、ゲインは観察対象となる部位に基づいて選択される。

【0007】

また、電子内視鏡装置は、観察対象となる部位の選択を行うための部位選択手段を備える。

40

【0008】

本発明の電子内視鏡用信号処理装置は、画像信号をRGB信号に変換するRGB変換手段と、RGB信号のR信号を一定のゲインで増大または減少するR信号増幅手段と、RGB信号のG信号およびB信号を非線形に増大または減少するGB信号増幅手段とを備えたことを特徴としている。

【発明の効果】**【0009】**

以上のように、本発明によれば、電子内視鏡装置において、白色光を用いながらも血管を十分に強調した画像を得ることができる。

50

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、本発明の実施の形態を、図面を参照して説明する。

図1は、本発明の一実施形態である電子内視鏡装置の概略的な構成を示すブロック図である。

【0011】

電子内視鏡装置10は、従来周知のように、体内に挿入される可撓管を備えるスコープ部11と、スコープ部11が着脱自在とされ、スコープ部11からの映像信号を受け取り画像処理するプロセッサ部12と、プロセッサ部12から出力される映像を表示するモニタ13や、それらを記録するプリンタ14などの出力装置から主に構成される。

10

【0012】

スコープ部11の可撓管の先端には、撮像レンズ15とともにイメージセンサ16が設けられ、その駆動は例えばスコープ部11内に設けられたタイミングジェネレータ17によって制御される。イメージセンサ16による撮像は、例えばライトガイド18を介してプロセッサ部12に設けられた光源部19から供給される白色照明光によって行われる。

【0013】

イメージセンサ16で得られた補色のアナログ画像信号は、アナログフロントエンド20においてデジタル画像信号とされ、色補間回路21、マトリクス変換回路22を経てRGB信号に変換される。その後RGB信号はYCrCb変換回路23においてYCrCb信号に変換され、プロセッサ部12へと送り出される。

20

【0014】

プロセッサ部12に入力されたYCrCb信号は、例えば輪郭強調回路24を経た後、RGB変換回路25において再びRGB信号に変換される。RGB変換回路25から出力されたRGB信号は、それぞれRGBゲイン調整部26において所定のゲイン変換を受け、スケール調整回路27へと出力される。スケール調整回路27では、RGBゲイン調整部26におけるゲイン調整を受けたRGB信号にスケール調整が施され、映像信号はモニタ13やプリンタ14へと出力される。

【0015】

RGBゲイン調整部26は、CPU28に接続されており、CPU28は操作パネル29に設けられたキー操作に基づいて、RGBゲイン調整部26の制御を行う。また、CPU28には例えば液晶モニタなどの表示器30が接続される。

30

【0016】

次に、図2、3を参照して、本実施形態におけるRGBゲイン調整部26の構成および動作について説明する。図2は、RGBゲイン調整部26の構成を示すブロック図であり、図3は、操作パネル29でのキー操作に連動し、RGBゲイン調整部26の駆動を制御するために表示器30に表示される操作メニュー（ゲイン設定画面）の一例が示される。

【0017】

RGBゲイン調整部26は、RGB変換回路25から入力されるR信号RIN、G信号GIN、B信号BINの各々に対応したRゲイン調整部31R、Gゲイン調整部31G、Bゲイン調整部31Bを備える。Rゲイン調整部31R、Bゲイン調整部31G、Bゲイン調整部31Bは各々複数のゲイン調整回路を備える。図2では、便宜的に各ゲイン調整部31R、31G、31Bに対して、それぞれ3つのゲイン調整回路GR1~GR3、GG1~GG3、GB1~GB3が示される。なお、操作パネル29に設けられたキー操作（例えば、所定ボタンキーの押圧）により、血管を強調するゲイン調整を行わない動作が選択された場合は、RGBゲイン調整部26はRゲイン調整部31R、Gゲイン調整部31G、Bゲイン調整部31Bとも一律に同じ線形なゲイン調整をおこなう。

40

【0018】

本実施形態では、観察部位に対応して血管を強調するゲイン調整がRGB信号毎に行われる。図3に示されるように、表示器30の画面Sには、例えば、観察対象となっている部位の名称が、部位1、部位2、部位3、・・・、部位6（ボックスP1~P6）のよう

50

にリスト表示される。ユーザは操作パネル 29 に設けられたカーソルキーの操作により、観察対象となる部位に対応する何れかのボックス P1 ~ P6 を選択する。部位の具体例としては、例えば胃、大腸、食道、肺などが挙げられる。

【0019】

Rゲイン調整部 31R、Gゲイン調整部 31G、Bゲイン調整部 31Bでは、選択された部位の観察において、血管が鮮鋭化されるように、RGBのゲインがそれぞれ調整される。図2において、ゲイン調整回路GR1、GG1、GB1は、入力信号RIN、GIN、BINに対して部位1に適合したゲイン調整をそれぞれ行いRGB信号R1、G1、B1として出力する。同様に、ゲイン調整回路GR2、GG2、GB2は、入力信号RIN、GIN、BINに対して部位2に適合したゲイン調整を行い、RGB信号R2、G2、B2として出力し、ゲイン調整回路GR3、GG3、GB3は、入力信号RIN、GIN、BINに対して部位3に適合したゲイン調整をそれぞれ行い、RGB信号R3、G3、B3として出力する。

10

【0020】

Rゲイン調整部 31Rから出力されたR信号R1 ~ R3は、セクタ32Rへ入力され、Gゲイン調整部 31Gから出力されたG信号G1 ~ G3は、セクタ32Gへ入力される。また、Bゲイン調整部 31Bから出力されたB信号B1 ~ B3は、セクタ32Bへ入力される。

【0021】

セクタ32R ~ 32Bは、それぞれCPU28からの選択信号SELR、SELG、SELBにより制御され、図3のゲイン設定画面において選択された部位に対応した信号を択一的に選択し、出力信号ROUT、GOUT、BOUTとして出力する。例えば部位1が選択されたときには、信号R1、G1、B1がそれぞれセクタ32R、32G、32Bから信号ROUT、GOUT、BOUTとして出力される。なお、信号ROUT、GOUT、BOUTは、上述したようにスケール調整回路27へと出力される。

20

【0022】

次に図4を参照して、Rゲイン調整部 31R、Gゲイン調整部 31G、Bゲイン調整部 31Bにおけるゲイン調整の詳細について説明する。

【0023】

図4は、入力信号RIN、GIN、BINとRゲイン調整部 31R、Gゲイン調整部 31G、Bゲイン調整部 31Bからの出力信号Rn、Gn、Bn（図2の構成ではn = 1、2、3）との関係を代表するグラフである。横軸は入力信号の値を示し、縦軸は出力信号の値を示す。本実施形態では、選択された観察部位の血管を鮮鋭化するのに適したゲイン調整を行うものであるが、何れの部位においても、図4に示されるように、R信号については入出力の増分は線形な関係にある。すなわち、図4では、直線Lで示されるように、R信号のゲインはダイナミックレンジ全体に渡って一定である。またR信号の入出力に対するゲインは、例えば部位毎に異なる。なお、R信号の入出力の増分は逆比例の関係にあってもよい。

30

【0024】

一方、G信号、B信号に関しては、図4に曲線Cとして示されるように、ゲインはダイナミックレンジ内で変化し、入出力の増分は非線形な関係にある。すなわち図4では、G信号、B信号のゲインは、入力が高い領域ではR信号に比べて大幅に低いが入力が大きくなるにつれて徐々に大きくなりダイナミックレンジの上限ではR信号のゲインに等しくなる。なお、図4の例では、G信号、B信号のゲインは同じ曲線Cで表されたが、これらは異なってもよい。

40

【0025】

なお、各信号入力xに対するゲインG(x)は、各Rゲイン調整部 31R、Gゲイン調整部 31G、Bゲイン調整部 31Bに設けられたメモリにルックアップテーブルとして予め記録され、各々のゲイン調整回路では、これらのゲインの値に基づいて各信号のゲイン調整を行う。

50

【 0 0 2 6 】

本実施形態では、R G B 信号の非線形変換をプロセッサ部での R G B 変換後に行ったが、非線形変換はアナログフロントエンドの後、画像表示までの間の何れで行われてもよい。また、本実施形態において部位の選択は、プロセッサ部にもうけられた表示器を用い行われたが、プロセッサ部に接続されたコンピュータやモニタを用いて行ってもよい。

【 0 0 2 7 】

本実施形態においては、R G B ゲイン調整部 2 6 において、R 信号を線形にゲイン調整する一方、G および B 信号は非線形にゲイン調整することにより、比較的簡単な構成で血管を強調した画像が得ることができる。また、非線形なゲイン調整を行わない、通常観察時の画像と切り替えて両者を比較観察する場合においても、輝度や画像の全体的な色合は大きく変化しないので、切り替えた画像に違和感を覚えることなく観察できる。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 8 】

【図 1】本発明の一実施形態である電子内視鏡装置の概略を示すブロック図である。

【図 2】図 1 の R G B ゲイン調整部のブロック図である。

【図 3】表示器に表示されるゲイン選択画面の一例である。

【図 4】R G B 信号の入出力ゲインの関係を示すグラフである。

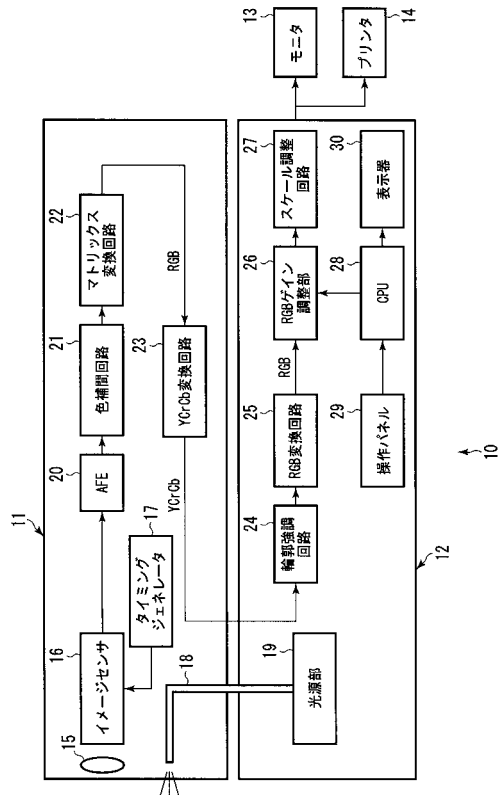
【符号の説明】

【 0 0 2 9 】

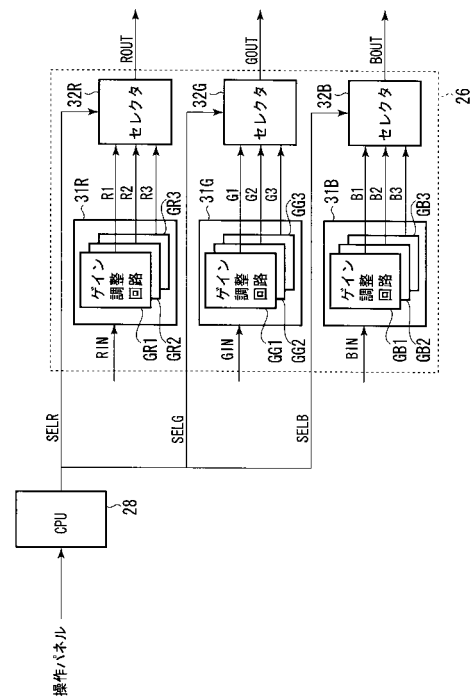
- 1 0 電子内視鏡装置
- 1 1 スコープ部
- 1 2 プロセッサ部
- 1 3 モニタ
- 1 4 プリンタ
- 1 6 イメージングセンサ
- 2 6 R G B ゲイン調整部
- 2 8 C P U
- 2 9 操作パネル
- 3 0 表示器

20

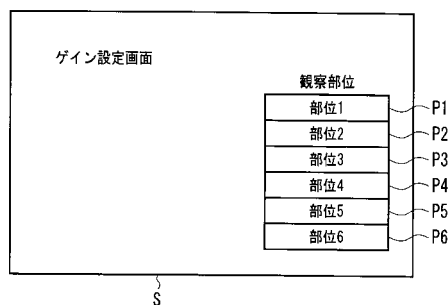
【図 1】



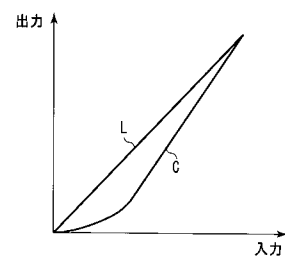
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 高山 真一

東京都板橋区前野町2丁目3番9号 ペンタックス株式会社内

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開平4 - 166126 (JP, A)

特開平6 - 269409 (JP, A)

特開2007 - 236415 (JP, A)

特開2006 - 341078 (JP, A)

特開昭61 - 48333 (JP, A)

特開2004 - 24496 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	电子内窥镜信号处理装置和电子内窥镜装置		
公开(公告)号	JP5006759B2	公开(公告)日	2012-08-22
申请号	JP2007280030	申请日	2007-10-29
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	高山真一		
发明人	高山 真一		
IPC分类号	A61B1/04		
CPC分类号	G02B23/2476 A61B1/05		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.618 H04N7/18.M H04N9/74.Z		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/SS09 4C061/SS11 4C061/VV03 4C061/WW07 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/SS09 4C161/SS11 4C161/VV03 4C161/WW07 5C054/CC07 5C054/ED03 5C054/ED12 5C054/EE04 5C054/EE08 5C054/EF01 5C054/HA12 5C066/AA11 5C066/CA21 5C066/DD01 5C066/EA01 5C066/EA11 5C066/GA01 5C066/KA12 5C066/KE09 5C066/KG01		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2009106424A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明，在电子内窥镜装置中，可以在使用白光的同时获得充分强调血管的图像。解决方案：来自光源单元19的白色照明光通过光导18从镜体单元11的尖端照射。通过设置在观察仪器单元11的尖端处的图像传感器16检测白色照明光的图像。由图像传感器16获得的模拟图像信号由模拟前端20转换为数字信号，然后作为YCrCb信号发送到处理器单元12。处理器单元12在RGB转换电路25中将YCrCb信号转换为RGB信号。RGB增益调整单元26以对应于观察站点的增益放大每个转换的RGB信号。此时，R信号是相对于输入的线性输出，G和B信号是非线性的。

[选图]图1

【 图 1 】

