

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3668739号
(P3668739)

(45) 発行日 平成17年7月6日(2005.7.6)

(24) 登録日 平成17年4月22日(2005.4.22)

(51) Int. Cl.⁷

F I

A 6 1 B 1/04
G 0 6 T 5/00
H 0 4 N 9/04

A 6 1 B 1/04 3 7 0
G 0 6 T 5/00 1 0 0
H 0 4 N 9/04 Z

請求項の数 1 (全 7 頁)

(21) 出願番号	特願2002-15884 (P2002-15884)	(73) 特許権者	501130420 佐々木 賀広 青森県弘前市桔梗野1丁目22-11
(22) 出願日	平成14年1月24日(2002.1.24)	(73) 特許権者	501130095 羽田 隆吉 青森県弘前市富田一丁目4-3
(65) 公開番号	特開2003-210401 (P2003-210401A)	(74) 代理人	100110537 弁理士 熊谷 繁
(43) 公開日	平成15年7月29日(2003.7.29)	(74) 代理人	100060427 弁理士 藤盛 道夫
審査請求日	平成14年7月5日(2002.7.5)	(72) 発明者	佐々木 賀広 青森県弘前市在府町5番地 弘前大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡画像の色調定量方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ある一点の通常観察モードにおける色調を R、G、B とし、変換前の色調を R'、G'、B' とし、 R'/R 、 G'/G 、 B'/B の関数型を $R'/R = f(R)$ 、 $G'/G = f(G)$ 、 $B'/B = f(B)$ とし、さらに $f(R) = a + b * R^{-1}$ 、 $f(G) = a + b * G^{-1}$ 、 $f(B) = a + b * B^{-1}$ と近似し、各色調の実測値から未知係数 a、b、を最小二乗法を用いて決定することを特徴とする電子内視鏡画像の色調定量方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、RGB面順次撮像方式の電子内視鏡装置において、R、G、Bの値を変換前の値に戻す変換式を決定する電子内視鏡画像の色調定量方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

RGB面順次撮像方式の電子内視鏡装置は、赤と緑と青の光を消化管粘膜に照射し、それぞれの反射像(2次元)の重ね合わせから1画像を合成する。

そのデジタル画像は640×480の画素配列から構成され、各画素には消化管表層の赤、緑、青の光に対する反射強度R、G、Bが対応する。

そして、色調はR、G、Bの関数として定量することができる。

ところが、入手可能な内視鏡画像のデジタルデータは、R、G、Bの値を変換(指数変

換)した後のデータである。

そのため、同一対象物の色調 (R、G、Bの比率) が画像の明るさ $(R^2 + G^2 + B^2)^{1/2}$ の関数になってしまう。

このことが、内視鏡画像の色調の定量を困難にしてきた原因である。

一方、変換は一般的に出力 = (入力)^{1/2} で与えられる。

ところがその変換の関数型は、撮像装置の種類・メーカーによりまちまちである。

そこで、内視鏡画像の色調の定量を行うため、R、G、Bの値を変換前の値に戻すことが望まれている。

なお、色調定量とは、内視鏡画像のある対象物 (例えばポリープや癌) の色を変換前のR、G、Bの値で表すことである。

10

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

そのため、本発明は、RGB面順次撮像方式の電子内視鏡装置において、R、G、Bの値を変換前のR'、G'、B'の値に戻す変換式を決定する電子内視鏡画像の色調定量方法を提供することを目的とする。

【0004】

【課題を解決するための手段】

本発明の電子内視鏡画像の色調定量方法は、ある一点の通常観察モードにおける色調をR、G、Bとし、変換前の色調をR'、G'、B'とし、 $R'/R = f(R)$ 、 $G'/G = f(G)$ 、 $B'/B = f(B)$ とし、さらに $f(R) = a + b * R^{-1}$ 、 $f(G) = a + b * G^{-1}$ 、 $f(B) = a + b * B^{-1}$ と近似し、各色調の実測値から未知係数a、b、を最小二乗法を用いて決定するものである。

20

【0005】

【実施例】

以下、本発明に使用されるRGB面順次撮像方式の電子内視鏡装置について説明する。

電子内視鏡装置の信号処理装置内に設けられたランプ (光源) からは略平行に白色光が照射され、集光レンズ、RGB回転フィルタ等を介して電子内視鏡に入光される。

RGB回転フィルタは、薄い回転円盤であってモータにより回転され、その回転軸はランプから照射される照明光の光軸に平行であり、その盤面には円周方向に沿って略等間隔に3つの開口が形成され、各開口は回転円盤が回転する際に照明光の光路を横切るように配置されており、各開口にはそれぞれ赤 (R)、緑 (G)、青 (B) のカラーフィルタが設けられている。

30

すなわち、集光レンズを透過した白色照明光は、RGB回転フィルタの各開口が照明光の光路を横切るときに赤 (R)、緑 (G)、青 (B) のカラーフィルタをそれぞれ透過して赤 (R)、緑 (G)、青 (B) の光として順次間欠的に電子内視鏡に入光される。

電子内視鏡の内部には、超極細の光ファイバーケーブルの束であるライトガイドが配設されており、ライトガイドの一方の端面である入射端はランプ (光源) に位置し、出射端は電子内視鏡の先端部に位置している。

出射端の前方には照明レンズが配されており、出射端から出射される光が照明レンズを介して照明光として照射される。

40

これにより、電子内視鏡に入射した光はライトガイドを經由して出射端に伝送され、電子内視鏡の先端 (出射端) から照明光として照射される。

したがって、電子内視鏡の先端 (出射端) からは、赤 (R)、緑 (G)、青 (B) の光が各色成分毎に順次間欠的に照明光として照射される。

【0006】

また、電子内視鏡の先端には、撮像素子が設けられており、出射端から照射される赤 (R)、緑 (G)、青 (B) の照明光により撮像が行われる。

照明光は、赤 (R)、緑 (G)、青 (B) の各色成分毎に順次間欠的に照射されるので、撮像素子でも赤 (R)、緑 (G)、青 (B) の各色成分毎の映像が順次モノクロ映像とし

50

て検出される。

検出された赤 (R)、緑 (G)、青 (B) 毎の映像は、時系列の R G B 映像信号として電子内視鏡内のケーブルを介して信号処理装置の映像信号処理回路へ伝送される。

映像信号処理回路に入力された映像信号は、適度に増幅され、映像帯域のフィルタリング処理、S / H 処理、増幅処理、クランプ処理、クリップ処理、ガンマ処理等の前段信号処理が施された後、デジタルの画像信号に変換される。

デジタルの画像信号は、赤 (R)、緑 (G)、青 (B) 毎に一時的に画像メモリに記憶される。

赤 (R)、緑 (G)、青 (B) の画像信号が一組揃うと再びアナログ信号に変換されて後段信号処理が行われる。

10

後段信号処理では、フィルタリング処理、クリップ処理、エンハンス処理、レベル調整等が行われ、規格化された R G B コンポーネント映像信号に変換される。

映像信号処理回路から出力される R G B コンポーネント映像信号は、増幅器で増幅された後、クランプ回路で R G B 映像信号の黒レベルが調整され、補正回路で補正された R G B 映像信号はケーブルを介して CRT モニタに出力される。

なお、映像信号処理回路内の信号処理や撮像素子の駆動タイミングは、タイミングコントロール回路の同期信号に基づいて行われる。

【 0 0 0 7 】

このような R G B 面順次撮像方式の電子内視鏡装置において、本発明の電子内視鏡画像の色調定量方法について、以下に述べる。

20

ある一点の通常観察モードにおける色調を R、G、B、また変換前の色調を R'、G'、B' とし、 R' / R 、 G' / G 、 B' / B の関数型を決定する。

R'、G'、B' は同一変換式により R、G、B に変換されることが分かっているので、 $R' / R = f (R)$ 、 $G' / G = f (G)$ 、 $B' / B = f (B)$ の関数型を最小二乗法を用いて決定する。

これをさらに解説すると、R の場合には、一般的に変換は $R = R' ^{1/}$ で与えられる。

両辺を乗すると、 $R' = R$ となる。

さらに両辺を R で割ると、 $R' / R = R ^{-1} = f (R)$ となる。

右辺の次数が 1 下がるので f (R) は、直線あるいは低次の指数関数で近似されることが期待される。

30

一方左辺は、変換前後の画像の実測値から計算できる。

そこで、左辺の実測値を $f (R) = a + b * R ^{-1}$ で近似する。

そして電子内視鏡装置の未知係数 a、b、を最小二乗法を用いて決定する。

G、B の場合も同様に未知係数 a、b、を決定することができる。

なお、求めたは、被写体の反射強度 (絶対的な色調) を正確に測定するために利用する。

【 0 0 0 8 】

図 1 は、通常観察モードで撮影した色調の電子内視鏡画像である。

図 2 は、内視鏡装置に内蔵されているハードウェアにより合成した変換前の同一色調の画像である。

40

色調測定の意義は、病変を色調で特徴付けて、コンピューターによる良・悪性病変の鑑別や病変自体の存在診断、内視鏡的な重症度診断を可能ならしめることにある。

ところが、現行の内視鏡画像ファイリングシステムにおいて、表示・保存される画像は、図 1 に示す変換後の加工画像である。

変換前の画像は表示可能ではあっても中・低輝度領域が極端に暗い図 2 のような画像となり、通常観察には不適である。

一方、表示画像を変換後の画像とし、保存画像を変換前の画像とすることもできない。

変換係数は、同一社の機器でさえ、型番により異なり、一般には公開されていない。

50

したがって、コンピューター診断実現には、各機種において 変換係数を求めることが必須事項となる。

電子内視鏡装置のキーボードのファンクションキーを押すと、変換前の画像が得られるが、変換前の画像は図2のような暗く観察に耐えないので、変換前の画像で観察することはない。

つまり、電子内視鏡装置のファイリング装置に保存されるデジタル画像は、全て 変換後の画像である。

入手可能な電子内視鏡画像のデジタルデータの R、G、B の値から変換式、 $R' = f(R) * R$ 、 $G' = f(G) * G$ 、 $B' = f(B) * B$ により 変換前の R'、G'、B' の値が求まる。

10

これにより、内視鏡画像のある対象物（例えばポリープや癌）の色を 変換前の R'、G'、B' の値で表す色調定量を行うことができる。

【0009】

図3は、図1における 変換後の色調 R、G、B の反射強度比率と明るさの関係を示し、横軸は光の明るさで $R^2 + G^2 + B^2$ の平方根であり、縦軸は赤、緑、青の3原色光の反射強度比率を示し、R、G、B の反射強度比率が明るさにより変化する。

なお、光の色は、赤、緑、青の3原色光の反射強度比率で定義される。

図4は、図2における 変換前の色調 R'、G'、B' の反射強度比率と明るさの関係を示し、横軸は光の明るさで $R^2 + G^2 + B^2$ の平方根であり、縦軸は赤、緑、青の3原色光の反射強度比率を示し、R'、G'、B' の反射強度比率は明るさに依らず一定である。

20

同一色の色むらのない色紙の反射強度比率は、明るさによらず一定でなければならない。

ところが、図3に示すごとく 変換後の加工画像においては、反射強度比率が光の明るさに依存して著明に変化するのに対し、図4に示すごとく 変換前の画像では光の明るさによらず一定である。

図4に示すごとく画面の光量が極端に弱いと（この場合50以下）撮像素子のダークノイズが大きくなり、反射強度比率が定まらず、評価不能となる。

一方、光量が極端に高いと（この場合250以上）撮像素子が飽和してしまうため評価不能となる。

そのため、明るさが50以下或いは250以上の領域では、R'、G'、B' の反射強度比率が変化するので、測色に適さない領域として除外する。

30

色の測定は、このような測定不能な画像上の領域を分析対象から除外することが必要である。

分析可能領域は、光の明るさが50から250までの範囲にある画像内の領域であり、図4の縦線で指定すると、自動計算して図5のように明示される。

図5は、通常観察モードで撮影した色調の電子内視鏡画像の測色可能領域を示す。

通常の内視鏡画像の測色においても、画面全体の R'、G'、B' の反射強度比率と明るさの関係から測色可能領域を決定し、色調を定量する。

【0010】

【効果】

40

本発明の電子内視鏡画像の色調定量方法により、画像の大きな構成要素である色調の定量が可能となった。

色調の定量により、見る道具としての内視鏡が、精密測定装置として利用できるし、内視鏡画像の定量診断に寄与する。

また、炎症、腫瘍、血管性病変を色調で特徴付けることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】通常観察モードで撮影した色調の電子内視鏡画像である。

【図2】ハードウェアにより合成した 変換前の同一色調の画像である。

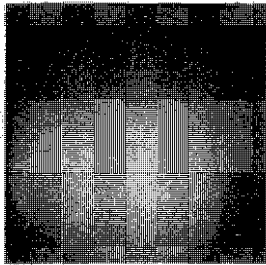
【図3】図1における色調 R、G、B の比率と明るさの関係を示した関係図である。

【図4】図2における色調 R'、G'、B' の比率と明るさの関係を示した関係図である

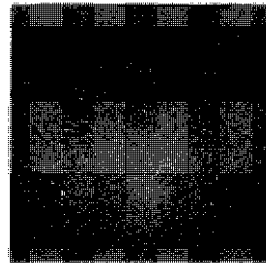
50

。【図5】通常観察モードで撮影した色調の電子内視鏡画像の測色可能領域を示す図である。

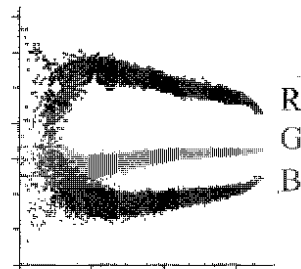
【図1】



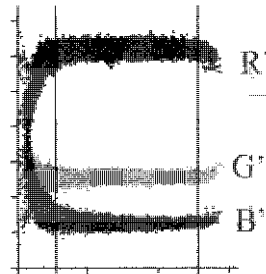
【図2】



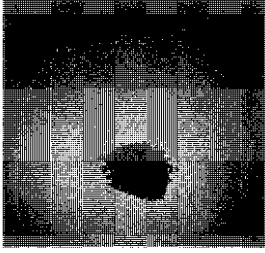
【図3】



【図4】



【 図 5 】



フロントページの続き

(72)発明者 羽田 隆吉

青森県弘前市在府町5番地

弘前大学内

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開昭62 - 266041 (J P , A)

特開2001 - 203910 (J P , A)

鬼頭伸一郎 他, 電子内視鏡による生体の色計測手法の開発 生体内における照明光の定式化と多重反射を考慮した測色法, 画像ラボ, 1997年 2月 1日, 第8巻、第2号, 15 - 19
勝健一, 電子スコープの現状と問題点, 医学のあゆみ, 1998年 8月, 別冊(8月), 153 - 155

三浦心 他, 潰瘍性大腸炎における大腸粘膜の色調・血管透見性と組織学的な大腸粘膜の血管・炎症細胞数との相関, 弘前医学, 2000年 6月30日, 第51巻、第3/4号, 109 - 116

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, D B名)

A61B 1/00

专利名称(译)	量化电子内窥镜图像的色调的方法		
公开(公告)号	JP3668739B2	公开(公告)日	2005-07-06
申请号	JP2002015884	申请日	2002-01-24
[标]申请(专利权)人(译)	Ryukichi羽田		
申请(专利权)人(译)	佐佐木Gahiro Ryukichi羽田		
当前申请(专利权)人(译)	佐佐木Gahiro Ryukichi羽田		
[标]发明人	佐々木賀広 羽田隆吉		
发明人	佐々木 賀広 羽田 隆吉		
IPC分类号	A61B1/04 G06T5/00 H04N9/04		
FI分类号	A61B1/04.370 G06T5/00.100 H04N9/04.Z A61B1/04 A61B1/045.616 G06T5/00.730		
F-TERM分类号	4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/NN05 4C061/TT03 4C061/WW08 4C061/WW09 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/NN05 4C161/TT03 4C161/WW08 4C161/WW09 4C161/YY07 4C161/YY12 5B057/AA07 5B057/CA01 5B057/CE16 5B057/CE17 5B057/CH08 5C065/AA04 5C065/BB12		
代理人(译)	熊谷茂		
其他公开文献	JP2003210401A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种RGB面序成像类型的电子内窥镜设备，该电子确定用于在 γ 转换之前将R, G, B值返回到 R^{γ} ; G^{γ} ; B^{γ} 值的转换公式并且为内窥镜图像提供色调量化方法。本发明的电子内窥镜图像的色调量化方法的特征在于，在某一点的正常观察模式中的色调是R, G, B, γ 转换前的色调是 R^{γ} ; G^{γ} ; B^{γ} 。设 $R^{\gamma}/R = f(R)$, $G^{\gamma}/G = f(G)$, $B^{\gamma}/B = f(B)$ 是 R^{γ}/R , G^{γ}/G 和 B^{γ}/B 的功能类型 $f(G) = a + b * G^{\gamma}$ γ - font size = " - 2" > - 1, $f(B) = a + b * B$ 使用最小二乘法从每个色调的测量值确定未知系数a, b和 γ 。

【 图 2 】

