

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2013-94562
(P2013-94562A)

(43) 公開日 平成25年5月20日(2013.5.20)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 1/04 (2006.01)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 1/04 3 7 0
A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

テーマコード (参考)
4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2011-242557 (P2011-242557)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成23年11月4日 (2011.11.4)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号
		(74) 代理人	100090169
			弁理士 松浦 孝
		(74) 代理人	100124497
			弁理士 小倉 洋樹
		(74) 代理人	100129746
			弁理士 虎山 滋郎
		(74) 代理人	100147762
			弁理士 藤 拓也
		(72) 発明者	王 権
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O Y A 株式会社内

最終頁に続く

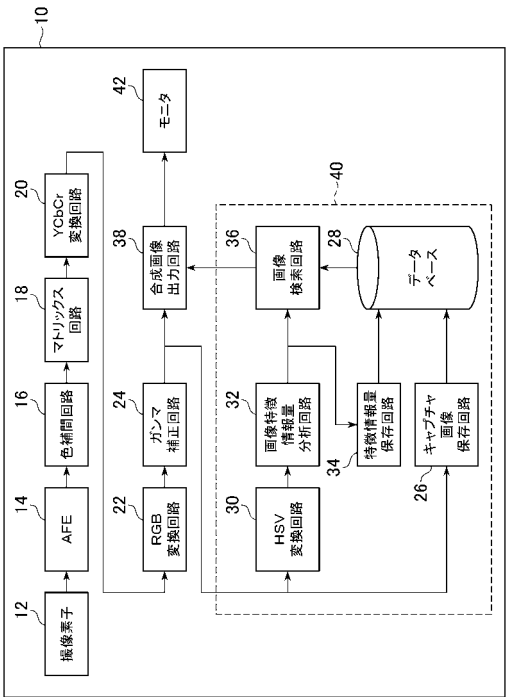
(54) 【発明の名称】 内視鏡の補助診断装置

(57) 【要約】

【課題】リアルタイムに病状の進行を確認することができる内視鏡の補助診断装置を提供する。

【解決手段】被観察部を動画像で観察する内視鏡の補助診断装置40において、画像変換部30は、内視鏡の挿入部に備えられた撮像素子12から出力された動画像の第1の色情報を少なくとも明度の情報を含む第2の色情報に変換する。画像特徴情報量分析回路32は、第2の色情報をコードに変換し、コードの画像特徴情報量を分析する。データベースは、動画像の一部を静止画像として、静止画像と静止画像の画像特徴情報量とを関連付けて保存する。画像検索回路36は、画像特徴情報量に基づいて、観察中の動画像に類似する静止画像を、データベース28から検索する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被観察部を動画像で観察する内視鏡の補助診断装置であって、

前記内視鏡の挿入部に備えられた撮像素子から出力された前記動画像の第 1 の色情報を、少なくとも明度の情報を含む第 2 の色情報に変換する画像変換部と、

前記第 2 の色情報をコードに変換し、前記コードの画像特徴情報量を分析する画像特徴情報量分析回路と、

動画像の一部を静止画像とし、前記静止画像と前記静止画像の画像特徴情報量とを関連付けて保存するデータベースと、

前記画像特徴情報量に基いて、観察中の動画像に類似する前記静止画像を、前記データベースから検索する画像検索回路とを備えることを特徴とする内視鏡の補助診断装置。

10

【請求項 2】

前記第 2 の色情報は、色相、彩度、明度からなることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡の補助診断装置。

【請求項 3】

前記コードは、前記動画像において出現頻度の高い色相に対して細かい階調で設定されることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡の補助診断装置。

【請求項 4】

前記コードは、色相の階調を少なくとも 6 段階に設定することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡の補助診断装置。

20

【請求項 5】

前記コードは、色相、彩度、明度の各々に設定された階調に定数を乗算した値を加算することにより算出されることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡の補助診断装置。

【請求項 6】

色相に対する前記定数は彩度および / または明度の階調によって定められ、彩度に対する前記定数は色相および / または明度の階調によって定められ、明度に対する前記定数は色相および / または彩度の階調によって定められることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡の補助診断装置。

【請求項 7】

前記コードは、彩度及び明度の階調よりも色相の階調に対して前記定数が大きく設定される式によって算出されることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡の補助診断装置。

30

【請求項 8】

前記コードは、前記動画像において明度が相対的に高く実質的に白い画素と、明度が相対的に低く実質的に黒い画素とに対するコードの階調を相対的に粗くし、他の部分に対するコードの階調を相対的に細かくすることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡の補助診断装置。

【請求項 9】

前記挿入部の挿入長さに基いて前記被観察部における位置情報を取得する位置情報取得部と、

前記動画像の一部を静止画像とし、前記静止画像と前記静止画像の画像特徴情報量と前記位置情報とを関連付けて保存するデータベースと、

40

前記画像特徴情報量及び前記位置情報に基いて、観察中の動画像に類似する前記静止画像を、前記データベースから検索する画像検索回路とをさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡の補助診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡の補助診断装置に関し、より詳しくは撮影された画像の処理に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

従来、内視鏡装置において、体腔内の病状を観察するとともに、過去の観察画像と現在の観察画像とを照合することにより病状の進行を確認する診断装置が知られている（特許文献１）。また、特許文献１ではこれらの画像の照合に際し、画像の特徴量を利用することが示唆されている。一方、画像の特徴量を所定の式によって定量化することにより症状の進行を確認する方法が知られている（特許文献２）。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 3 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 9 - 7 7 7 6 5 号 公 報

10

【 特許文献 2 】 特開 2 0 1 1 - 1 1 8 5 4 3 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 4 】

しかし、画像の特徴量が多いと特徴量の分析及び照合に時間がかかり、リアルタイムで症状の進行を確認することが困難である。そこで、本発明は、リアルタイムに病状の進行を確認することができる内視鏡の補助診断装置を提供することを目的としている。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 5 】

本発明に係る内視鏡の診断装置は、被観察部を動画像で観察する内視鏡の補助診断装置であって、内視鏡の挿入部に備えられた撮像素子から出力された動画像の第 1 の色情報を、少なくとも明度の情報を含む第 2 の色情報に変換する画像変換部と、第 2 の色情報をコードに変換し、コードの画像特徴情報量を分析する画像特徴情報量分析回路と、動画像の一部を静止画像とし、静止画像と静止画像の画像特徴情報量とを関連付けて保存するデータベースと、画像特徴情報量に基いて、観察中の動画像に類似する静止画像を、データベースから検索する画像検索回路とを備えることを特徴とする。

20

【 0 0 0 6 】

また、第 2 の色情報は、色相、彩度、明度からなることが好ましい。

【 0 0 0 7 】

また、コードは、動画像において出現頻度の高い色相に対して細かい階調で設定されることが好ましい。

30

【 0 0 0 8 】

また、コードは、色相の階調を少なくとも 6 段階に設定されることが好ましい。

【 0 0 0 9 】

また、コードは、色相、彩度、明度の各々に設定された階調に定数を乗算した値を加算することにより算出されることが好ましい。

【 0 0 1 0 】

また、色相に対する定数は彩度および / または明度の階調によって定められ、彩度に対する定数は色相および / または明度の階調によって定められ、明度に対する定数は色相および / または彩度の階調によって定められることが好ましい。

40

【 0 0 1 1 】

また、コードは、彩度及び明度の階調よりも色相の階調に対して定数が大きく設定される式によって算出されることが好ましい。

【 0 0 1 2 】

また、コードは、動画像において明度が相対的に高く実質的に白い画素と、明度が相対的に低く実質的に黒い画素とに対するコードの階調を相対的に粗くし、他の部分に対するコードの階調を相対的に細くすることが好ましい。

【 0 0 1 3 】

また、挿入部の挿入長さに基づいて被観察部における位置情報を取得する位置情報取得部と、動画像の一部を静止画像とし、静止画像と静止画像の画像特徴情報量と位置情報とを

50

関連付けて保存するデータベースと、画像特徴情報量及び位置情報に基いて、観察中の動画像に類似する静止画像を、データベースから検索する画像検索回路とをさらに備えることが好ましい。

【発明の効果】

【0014】

本発明によって、リアルタイムに病状の進行を確認することができる内視鏡の補助診断装置を提供することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明の第1の実施形態を適用した内視鏡装置の全体を表すブロック図である。

10

【図2】図1の内視鏡装置のモニタを表す図である。

【図3】図1の内視鏡補助診断装置における色相とその数値とコードの関係を表した図である。

【図4】(a)は図1の内視鏡装置で撮影中である体腔内の静止画であり、(b)はこの静止画の特徴情報量をコード化して表したヒストグラムである。

【図5】(a)は図1の内視鏡装置で撮影した体腔内の他部位の静止画でデータベースに保存されているものであり、(b)はこの静止画の特徴情報量をコード化して表したヒストグラムである。

【図6】(a)は図1の内視鏡装置で撮影した体腔内の他部位の静止画でデータベースに保存されているものであり、(b)はこの静止画の特徴情報量をコード化して表したヒストグラムである。

20

【図7】図1の内視鏡の第1の実施形態における補助診断装置の類似画像検出の手順を表すフローチャートである。

【図8】図1の内視鏡の第1の実施形態における補助診断装置のデータベースの仕様を表す表である。

【図9】図1の内視鏡の第2の実施形態における補助診断装置の類似画像検出の手順を表すフローチャートである。

【図10】図1の内視鏡の第2の実施形態における補助診断装置のデータベースの仕様を表す表である。

【発明を実施するための形態】

30

【0016】

以下、本発明の第1の実施形態について図面を用いて説明する。図1において、内視鏡装置10は、例えば、医療分野において体腔内の観察に用いられる。体腔内を観察するための挿入部(図示せず)によって観察された部位は、撮像素子12によって結像されてアナログ信号として出力される。アナログ信号は、アナログフロントエンドAFE14によってデジタル信号に変換される。デジタル信号は、画素毎に、色補間回路16によって周辺画素から補間された後、マトリックス回路18によって色信号に変換される。この色信号は、YCbCr変換回路20によってYCbCr画像信号へ変換される。YCbCr画像信号は、RGB変換回路22によって、RGB画像信号(第1の色情報)に変換される。RGB画像信号は、ガンマ補正回路24によってガンマ補正される。

40

【0017】

ガンマ補正された画像信号は、内視鏡の補助診断装置40に入力され、データベース28に保存されている画像の中から、観察中の動画像に類似する画像が検索されて抽出される。この類似画像と現在観察されている動画像は、合成画像出力回路38において合成された後、モニタ42に表示される。ここで、内視鏡の補助診断装置40は、キャプチャ画像保存回路26と、データベース28と、HSV変換回路(画像変換部)30と、画像特徴情報量分析回路32と、特徴情報量保存回路34と、画像検索回路36とで構成される。内視鏡の補助診断装置40における処理は以下に詳述する。

【0018】

内視鏡の補助診断装置40に入力された画像は、上述のようにモニタ42に表示される

50

とともに、キャプチャ画像保存回路 26 によってデータベース 28 へ保存される。さらに、これと並行して、画像の画像信号は、HSV 変換回路 30 に入力されて、RGB 色空間から HSV 色空間（第 2 の色情報）へ変換される。HSV 色空間へ変換された画像は、画像特徴情報量分析回路 32 に入力されて画像特徴情報量が分析される。分析された画像特徴情報量は、特徴情報量保存回路 34 によってデータベース 28 へ保存される。したがって、データベース 28 には、ガンマ補正回路 24 によって補正された画像とその画像情報特徴量とが蓄積される。データベース 28 については、後述する。

【0019】

画像検索回路 36 では、ガンマ補正回路 24 から出力される現在の観察画像と類似の画像が、画像特徴情報量に基いて、データベース 28 に蓄積された画像の中から検索される。検索され、特徴情報量が一致した静止画すなわち特徴情報量一致画像 46 は、合成画像出力回路 38 によって現在の観察画像と画像関連情報と共にモニタ 42 上の所定の場所に配置されるように合成される。図 2 では、モニタ 42 の表示例が示される。現在観察中の画像は、モニタ 42 の表示部の右側約 2 / 3 に表示される。特徴情報量一致画像 46 は左上に表示される。特徴情報量一致画像 46 に関する画像関連情報 48 は、特徴情報量一致画像 46 の下部に表示される。

10

【0020】

図 1 における HSV 変換回路 30 では、まず、式 1 と式 2 を用いて、ガンマ補正回路 24 から出力された画像信号のノイズが低減される。これは一般に用いられるローパスフィルタの一例（Gaussian Filter）である。n1 はフィルタをかける画素マトリクスの中心画素からの水平方向の距離、n2 は画素マトリクスの中心画素からの垂直方向の距離を表す。

20

【0021】

【数 1】

$$h_g(n1, n2) = e^{\frac{-(n1^2 + n2^2)}{2\sigma^2}} \quad (1)$$

【0022】

【数 2】

$$h(n1, n2) = \frac{h_g(n1, n2)}{\sum_{n1} \sum_{n2} h_g} \quad (2)$$

30

【0023】

次に、画像信号は、HSV 変換回路 30 によって HSV 色空間に変換される。式 3 から式 5 によって、画素毎の R、G、B から H、S、V が算出される。H は色相、S は彩度、V は明度を表す。ここで、画素毎の R、G、B の最大値を max とし、最小値を min とする。例えば、R、G、B の取り得る範囲が 0 ~ 255 で、R が 100、G が 150、B が 80 であるとき、max は 150、min は 80 である。また、式 3 から式 5 によって、H は 0 ~ 359、S は 0 ~ 1.0、V は 0 ~ 1.0 を取り得る。なお、式 5 において、H は整数である。また、H が負の値となるときはその値に 360 が加算される。以下に詳述するように、HSV 色空間に変換された画像信号は、画像特徴情報量分析回路 32 において、画素毎に 3 つのパラメータ、H、S、V に基くコードに変換される。

40

【0024】

（数 3）

$$V = \max / 255 \quad (3)$$

【0025】

（数 4）

$$S = (\max - \min) / \max \quad (4)$$

【0026】

【数 5】

$$H = \begin{cases} 60 \times \frac{B-G}{\max-\min}, & \text{if } \max = R \\ 60 \times \left(2 + \frac{R-B}{\max-\min}\right), & \text{if } \max = G \\ 60 \times \left(4 + \frac{G-R}{\max-\min}\right), & \text{if } \max = B \end{cases} \quad (5)$$

【0027】

コード変換のためにH、S、Vは式6に表される階調に設定される。コードが0となる
とき、Vは0.1より小さいとき、すなわち、明度が相対的に低く画素が実質的に黒い状
態である。コードが1となるとき、Vは0.9より大きいとき、すなわち、明度が相対的
に高く、画素が実質的に白い状態である。これらの画素は、画像の識別において相対的に
重要でない。したがって、階調は敢えて粗く2段階に設定されて、分析精度が下げられる。
これにより、画像特徴情報量を分析するための速度が上がるという効果が得られる。

10

【0028】

【数 6】

$$\text{Code} = \begin{cases} 0, & V < 0.1 \\ 1, & V > 0.9 \\ 2, & S < 0.1, V \in [0.1, 0.4] \\ 3, & S < 0.1, V \in [0.4, 0.7] \\ 4, & S < 0.1, V \in [0.7, 0.9] \\ 9 \times h + 3 \times s + v + 5, & \text{others} \end{cases} \quad (6)$$

20

【0029】

次に、コードが2、3、4、となるとき、Sが0.1より小さいときであり、すなわち
、彩度が相対的に低く、画素の色がほとんど認識できない状態である。このとき、明度V
に対する階調が細かく設定されても、画像の識別に大きな効果が得られない。したがって
、階調は粗く3段階に設定されて、分析精度が下げられる。これにより、画像特徴情報量
の分析速度が上がるという効果が得られる。

【0030】

30

コードが5以上のとき、明度を表すVが、0.1～0.9であり、彩度を表すSは0.1
以上である。このとき、画素はVの数値が上がるにつれて明度が高まりSの数値が上
がるにつれて彩度が高まる。すなわち、このときの画素は、画像の識別において相対的に重
要な状態である。したがって、H、S、Vがさらに細かい階調に設定されるように、パラ
メータh、s、vが用いられる。hは色相、sは彩度、vは明度を表す。階調の設定方法
は、以下に詳述する。

【0031】

コードが5以上のとき、コードは式6における最下行の式によって算出される。すなわ
ち、コードは彩度及び明度の階調よりも色相の階調が重み付け、すなわち、乗算する定数
が大きく設定された式によって求められる。色相の階調が重み付けされる理由は、内視鏡
によって観察される体腔内の画像のうち特に色相が精度よく識別されることによって、類
似画像の検索精度が上がるためである。

40

【0032】

そこで、式7に表されるように、hの階調は彩度及び明度よりも細かく8段階に設定さ
れる。また、識別精度を考慮してhは少なくとも6段階に設定される。なお、図3に示さ
れるように、色相Hは、0～359からなる数値を用いて表現される。以下に詳述するよ
うに、色相Hの数値とコードと視覚によって認識される色とは連関している。

【0033】

【数 7】

$$h = \begin{cases} 0, & H \in (0, 20) \cup (315, 360) \\ 1, & H \in (20, 40) \\ 2, & H \in (40, 75) \\ 3, & H \in (75, 155) \\ 4, & H \in (155, 190) \\ 5, & H \in (190, 270) \\ 6, & H \in (270, 295) \\ 7, & H \in (295, 315) \end{cases} \quad (7)$$

10

【0034】

コードが0となる時、Hは0～20、又は、315～359、すなわち、画素が実質的に赤に近い状態である。コードが1となる時、hは20～40であり、コードが2となる時、Hは40～75である。コード1及びコード2のとき、画素は実質的に赤色及び橙色に近い状態である。体腔内の観察画像は、赤色が特に多いという特徴があることから、体腔内に存在する色のうち出現頻度の高い赤色及び橙色に対して精度良く識別する必要がある。したがって、Hに対する階調は細かく設定される。

【0035】

一方で、コードが3となる時、Hは75～155であり、コードが4となる時、Hは155～190であり、コードが5となる時、Hは190～270である。コードが3、4及び5のとき、画素は実質的に緑色から青色の状態である。このように、体腔内に存在する色のうち出現頻度の低い緑色から青色に対しては、精度を下げて分析しても、画像の識別に支障が無いため、Hに対する階調は粗く設定される。

20

【0036】

また、コードが6となる時、Hは270～295であり、コードが7となる時、Hは295～315である。コード6及び7のとき、画素は実質的に紫色に近い状態である。このように、体腔内に存在する色のうち出現頻度の高い紫色に対し、精度良く識別するため、Hに対する階調は細かく設定される。

【0037】

以上のようにHが設定されることにより、体腔内に存在する色のうち出現頻度の高い色は、精度よく識別される。また、体腔内に存在する色のうち出現頻度の低い色は、精度を下げて識別される。このように階調が設定されることによって、画像情報特徴量の分析の精度が保たれるとともに、分析速度が向上する。

30

【0038】

式8に表されるように、sの階調は3段階に設定される。彩度sは、0～1.0の数値で表され、数値が増加するにつれ彩度が高くなる。コードが0となる時、sは0～0.2である。すなわち、画素は実質的に色彩を帯びていない状態である。コードが1となる時、sは0.2～0.7である。この間、sが大きくなるにつれて、画素は、徐々に彩度が高くなる。すなわち、この間のsの階調が細かく設定されることによって、画素の彩度はより精度良く識別されるが、細くなるにつれて情報量が増加するため、分析速度は下がる。本実施形態において、sの階調は3段階であるが、画像の識別に支障は無く、かつ、リアルタイムで観察が可能である。コードが2となる時、sは0.7～1.0である。すなわち、画素は実質的に十分に彩度が高い状態である。

40

【0039】

【数 8】

$$s = \begin{cases} 0, & S \in [0.0, 0.2] \\ 1, & S \in [0.2, 0.7] \\ 2, & S \in [0.7, 1.0] \end{cases} \quad (8)$$

50

【 0 0 4 0 】

式 9 に表されるように、 v の階調は 3 段階に設定される。明度 v は、 $0 \sim 1.0$ の数値で表され、数値が増加するにつれ明度が高くなる。コードが 0 となるとき、 v は $0 \sim 0.2$ である。すなわち、画素は実質的に黒色の状態である。コードが 1 となるとき、 v は $0.2 \sim 0.7$ である。この間、 v が大きくなるにつれて、画素は、徐々に明度が高くなる。すなわち、この間の v の階調が細かく設定されることによって、画素の明度はより精度良く識別されるが、細くなるにつれて情報量が増加するため分析速度は下がる。本実施形態において、 v の階調は 3 段階であるが、画像の識別に支障は無く、かつ、リアルタイムで観察が可能である。コードが 2 となるとき、 v は $0.7 \sim 1.0$ である。すなわち、画素は実質的に白色の状態である。

10

【 0 0 4 1 】

【 数 9 】

$$v = \begin{cases} 0, & V \in [0.0, 0.2] \\ 1, & V \in [0.2, 0.7] \\ 2, & V \in [0.7, 1.0] \end{cases} \quad (9)$$

【 0 0 4 2 】

式 7 ～ 式 9 の階調で設定された、 h 、 s 、 v は式 6 において表される式に代入される。すなわち、コード 5 以上では、相対的に画像の特徴として重要となる画素が、高精度に数値化される。ここで、上記のように、 h がコード $0 \sim 7$ 、 s がコード $0 \sim 2$ 、 v がコード $0 \sim 2$ の階調で設定されたことによって、式 6 におけるコードの最大値は 76 となる。つまり、 h 、 s 、 v の階調が細かく設定されるにつれ、コードの最大値は増加する。

20

【 0 0 4 3 】

上述のように、画像特徴情報量分析回路 32 において算出されたコードは、画像検索回路 36 に入力され、データベース 28 における画像の画像特徴情報量との一致性が確認される。一致性は、 $0 \sim 76$ の全コードに対して、コード毎の画素数の差が検出されることによって行われる。図 3 から 5 を用いて、一致性の確認方法を説明する。

【 0 0 4 4 】

現在の観察画像を図 4 (a) とすると、この画像のコードが可視化されたヒストグラム (図 4 (b)) に示されるように、画像特徴情報量は、コード毎の画素数を正規化した値 $Q_0 \sim Q_{76}$ として認識される。例えば、 Q_1 の画素数は 0.65 、 Q_9 の画素数は 1 、 Q_{10} の画素数は 0.8 と認識される。そして、データベース 28 内の 1 つの過去の観察画像を図 5 (a) とすると、この画像のコードが可視化されたヒストグラム図 5 (b) に示されるように、画像特徴情報量はコード毎の画素数を正規化した値 $P_0 \sim P_{76}$ として認識される。例えば、 P_1 の画素数は 0.59 、 P_9 の画素数は 1 、 P_{10} の画素数は 0.8 と認識される。後述するように、式 10 を用いて、本画像が現在の観察画像と同部位の画像であると判断される。一方、データベース 28 内の他の過去の観察画像を図 6 (a) とすると、この画像のコードが可視化されたヒストグラム図 6 (b) に示されるように、画像特徴情報量は、コード毎の画素数を正規化した値 $P_0 \sim P_{76}$ として認識される。例えば、 P_1 の画素数は 0.48 、 P_9 の画素数は 0.97 、 P_{10} の画素数は 1 と認識される。後述するように、式 10 を用いて、本画像が現在の観察画像と同部位でないとは判断される。

30

40

【 0 0 4 5 】

【 数 10 】

$$D = \frac{1}{77} \sum_{i=0}^{76} (P_i - Q_i)^2 \quad (10)$$

50

【 0 0 4 6 】

図 7 は画像検索回路 3 6 における類似画像検索手順のフローチャートを表し、ここでは、図 8 に示されるデータベース 2 8 に基いて画像が検索される。データベース 2 8 には、動画画像の一部を静止画像とし、この静止画像と静止画像の画像特徴情報量と画像関連情報 4 8 とが関連付けて保存されている。フロー中の n は、静止画像である過去の観察画像の番号を表す。検索が開始されるとともに、ステップ S 0 1 において、 n が初期化される。ステップ S 0 3 において、データベース 2 8 内にある過去の観察画像の画像特徴情報量、すなわち、上述した正規化した画素数 $P_0 \sim P_{76}$ と現在の観察画像の画素数を正規化した値 $Q_0 \sim Q_{76}$ とが読み取られる。

【 0 0 4 7 】

ステップ S 0 5 において、式 1 0 を用いた差異性分析量 D が算出される。左辺の D は、差異性分析量である。画像の一致性は、この差異性分析量 D によって検出される。 i は全コードの範囲で設定されるため、差異性分析量 D は全コードに対して検出される。本実施形態において、 i は 0 から 7 6 をとり得る。具体的に、現在の観察画像図 4 (a) のコードに基いて、データベース 2 8 内に保存される画像である、図 5 (b) 及び図 6 (b) に示されるコードに対して検索が行われる場合を考える。 i が 1 のとき、 Q_1 と P_1 の差分は、図 5 (b) では 0 . 0 6、図 6 (b) では 0 . 1 7 である。このような計算が i が 7 6 となるまで繰返され、これらの差分を 2 乗した値が加算されたのちコードの最大値によって除算される。

【 0 0 4 8 】

ステップ S 0 7 において、算出された差異性分析量 D が所定のしきい値 D_{th} と比較される。このしきい値 D_{th} は、シミュレーションによって求められ、予め保持されている値である。しきい値 D_{th} は、観察部位が一致すると認識される値である。ステップ S 0 9 において、差異性分析量 D がしきい値 D_{th} より小さいとき、観察部位は一致していると認識される。このとき、リアルタイムでモニタ 4 2 (図 2 参照) において所定時間、例えば 2 秒間、特徴情報量一致画像 4 6 が表示される。表示されると共に内視鏡装置から音声や警告音等が発せられ、又は、ランプ等によって画像の一致が知らされる。これにより、ユーザは即座に病状を確認することができる。なお、特徴情報量一致画像 4 6 が表示される所定時間内に、他の特徴情報量一致画像 4 6 が検出されるとその画像が表示される。

【 0 0 4 9 】

ステップ 0 7 において、差異性分析量 D がしきい値 D_{th} より大きいとき、ステップ S 1 1 に進む。ステップ S 1 1 において、全画像に対して検索が完了していない場合はステップ S 1 3 に進み、未だ差異性分析量 D が算出されていない他の画像に対して、ステップ S 0 3 からステップ S 0 7 の工程が実施される。ステップ S 1 1 において、全画像に対して検索が完了したと判断された場合、ステップ S 1 5 において特徴情報量が一致する画像は無いと判断される。

【 0 0 5 0 】

このように、第 1 の実施形態における内視鏡の補助診断装置は、観察画像の信号を色情報に応じた階調でコード化することによって、画像の検索時間を短縮し、かつ、画像の検索精度を維持することが可能となる。これにより、リアルタイムに病状の進行を確認することが可能となる。

【 0 0 5 1 】

図 9 は、画像検索回路 3 6 における類似画像検索手順の第 2 の実施形態を表している。第 2 の実施形態では、図 1 0 に示されるデータベース 2 8 に基いて画像が検索される。図 7 と異なる工程は、ステップ S L 0 3 及びステップ S L 0 4 である。第 1 の実施形態と同じ工程は、同じ符号が付されている。ここで、図 1 0 における過去の観察画像は、その画像の画像特徴情報量と、内視鏡の挿入部 (図示せず) の挿入長さと、画像の番号とが関連付けられて保存される。なお、挿入長さは、挿入部に備えられた公知のセンサ (図示せず) によって測定される。

【 0 0 5 2 】

10

20

30

40

50

ステップ S L 0 3 では、図 7 のステップ S 0 3 において画像特徴情報量が読み取られることに加えて、その画像が撮影されたときの挿入長さがデータベースから読み取られる。次に、ステップ S L 0 4 において、挿入長さが一致するか否かが確認される。一致する場合、ステップ S 0 5 に進む。一致しない場合、ステップ S 1 1 に進み、未だ差異性分析量 D が算出されていない他の画像に対して、ステップ S L 0 3 からステップ S 0 7 の工程が実施される。第 2 の実施形態では、第 1 の実施形態に体腔内の位置情報が追加されるため、部位が高精度に特定されて病状の進行が高精度に確認される。

【 0 0 5 3 】

なお、コードが 5 以上のときに用いられる式は、式 6 - 2 のように設定されても良く、(i) から (v i) のうちどの式が用いられても良い。v が 0 ~ m、s が 0 ~ n、h が 0 ~ k の階調に設定され、第 1 項の係数 (定数) は、第 2 項のパラメータの階調の最大値に 1 を加算した値と第 3 項のパラメータの階調の最大値に 1 を加算した値との積によって求められる。第 2 項の係数 (定数) は、第 3 項のパラメータの階調の最大値に 1 を加算した値である。第 3 項目の係数 (定数) は 1 である。第 4 項は、全てのパラメータが 0 となったときコードが 5 となるように設定される。ここで、本実施形態において用いたコード 5 以上の式は、式 6 - 2 (i) の式において、v が 2、n が 2、k が 7 であると仮定したときの一例である。また、h の階調は、s 及び v よりも細かく設けられなくても良い。つまり、h と s と v の階調は各々独立して設定されても良く、例えば、h は 6 段階かつ s が 8 段階かつ v が 1 0 段階の階調に設けられても良い。また、ステップ S 0 5 において用いられる式として、式 1 0 の代わりに式 1 0 - 2 が用いられても良い。

【 0 0 5 4 】

【 数 1 1 】

$$\begin{aligned}
 & \text{(i)} \quad (m+1) \times (n+1) \times h + (m+1) \times s + v + 5 \\
 & \text{(ii)} \quad (m+1) \times (k+1) \times s + (m+1) \times h + v + 5 \\
 & \text{(iii)} \quad (k+1) \times (m+1) \times s + (k+1) \times v + h + 5 \\
 & \text{(iv)} \quad (k+1) \times (n+1) \times v + (k+1) \times s + h + 5 \\
 & \text{(v)} \quad (m+1) \times (n+1) \times h + (n+1) \times v + s + 5 \\
 & \text{(vi)} \quad (k+1) \times (n+1) \times v + (n+1) \times h + s + 5 \\
 & \text{※} v : 0 \sim m \quad s : 0 \sim n \quad h : 0 \sim k
 \end{aligned} \tag{6-2}$$

【 0 0 5 5 】

【 数 1 2 】

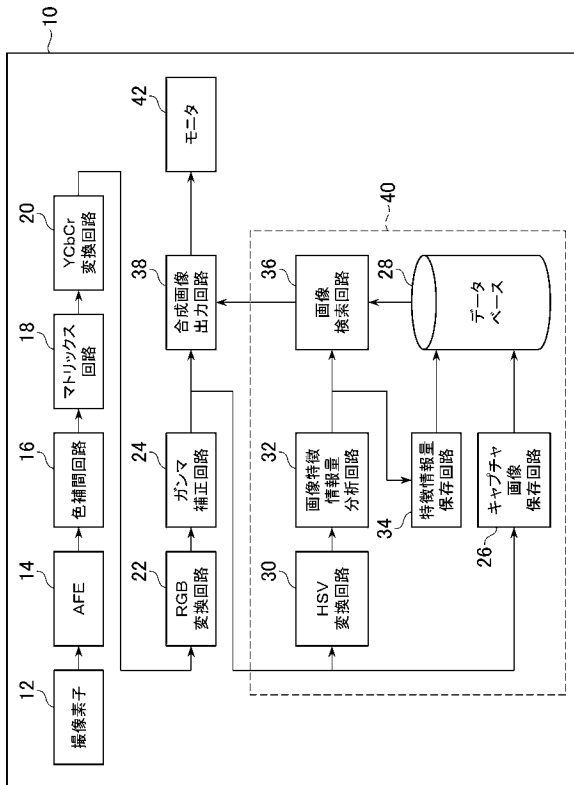
$$D = \frac{1}{77} \sum_{i=0}^{76} |P_i - Q_i| \tag{10-2}$$

【 符号の説明 】

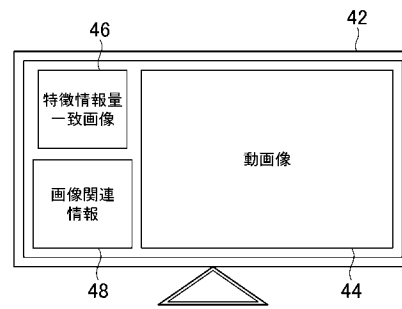
【 0 0 5 6 】

- 1 2 撮像素子
- 2 8 データベース
- 3 0 H S V 変換回路 (画像変換部)
- 3 2 画像特徴情報量分析回路
- 3 6 画像検索回路
- 4 0 内視鏡の補助診断装置

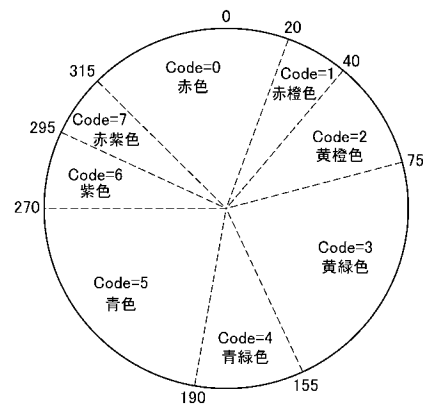
【図 1】



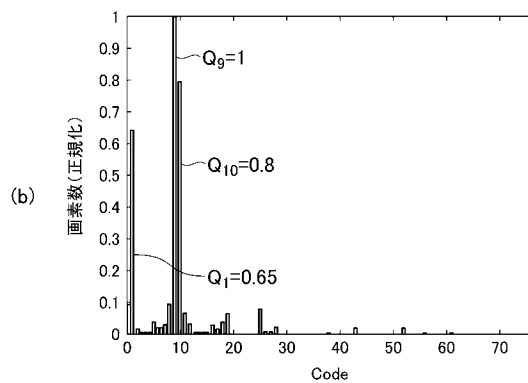
【図 2】



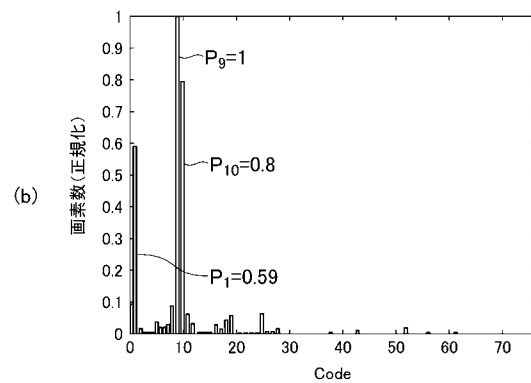
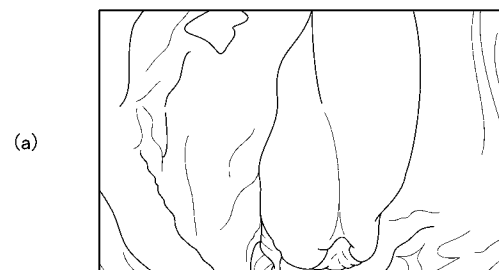
【図 3】



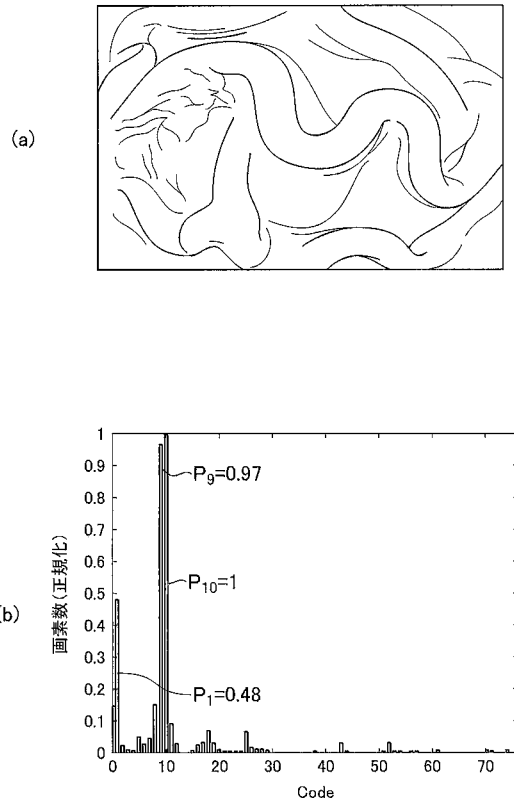
【図 4】



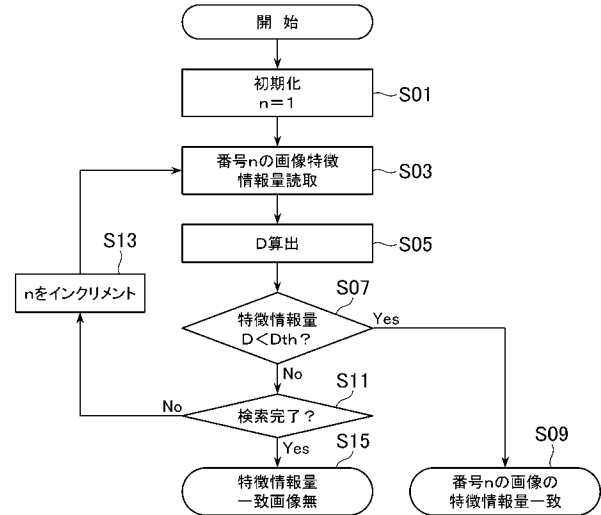
【図 5】



【図 6】



【図 7】

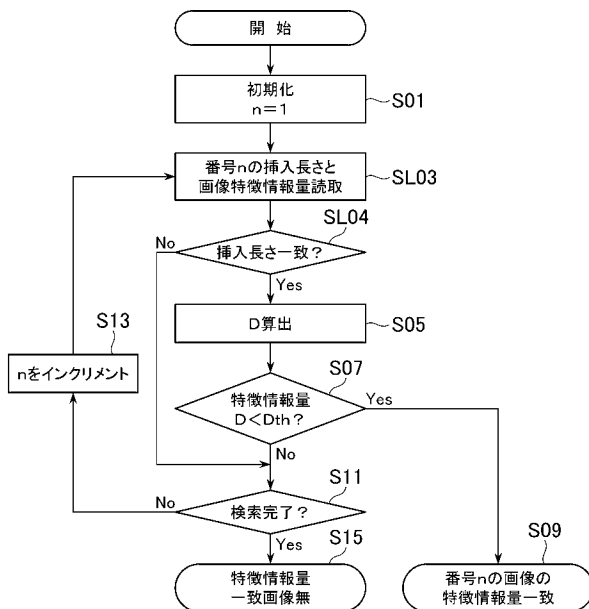


【図 8】

48

患者情報 (患者名、年齢等)	番号	画像特徴情報量	過去の観察画像
	1	C1(P ₀ ,P ₁ ,P ₂ ,.....P ₇₆)	Image0001
	2	C2(P ₀ ,P ₁ ,P ₂ ,.....P ₇₆)	Image0002
	...	...	...

【図 9】



【図 10】

48

患者情報 (患者名、年齢等)	番号	挿入長さ	画像特徴情報量	過去の観察画像
	1	L1	C1(P ₀ ,P ₁ ,P ₂ ,.....P ₇₆)	Image0001
	2	L2	C2(P ₀ ,P ₁ ,P ₂ ,.....P ₇₆)	Image0002
	...	...	...	...

フロントページの続き

(72)発明者 谷 信博

東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 H O Y A 株式会社内

F ターム(参考) 4C161 CC06 HH51 NN05 NN07 WW01 WW04 WW10 YY07 YY12 YY18

专利名称(译)	内窥镜的辅助诊断装置		
公开(公告)号	JP2013094562A	公开(公告)日	2013-05-20
申请号	JP2011242557	申请日	2011-11-04
[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		
[标]发明人	王 権 谷 信博		
发明人	王 権 谷 信博		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.615 A61B1/045.619		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/WW01 4C161/WW04 4C161/WW10 4C161/YY07 4C161/YY12 4C161/YY18		
代理人(译)	松浦 孝		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜的辅助诊断装置，能够实时检查疾病状况的进展。解决方案：在用于通过运动图像观察观察目标部分的内窥镜的辅助诊断装置40中，图像转换部分30将从设置在内窥镜的插入部分中的成像元件12输出的运动图像的第一颜色信息转换为至少包括亮度信息的第二颜色信息。图像特征信息量分析电路32将第二颜色信息转换为代码并分析代码的图像特征信息量。在数据库中，一些运动图像被转换为静止图像，并且静止图像和静止图像的图像特征信息量被关联地保存。图像检索电路36基于图像特征信息量从数据库28检索与观察中的运动图像类似的静止图像。

