

(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2012-5512

(P2012-5512A)

(43) 公開日 平成24年1月12日(2012.1.12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	

審査請求 未請求 請求項の数 50 O L (全 45 頁)

(21) 出願番号	特願2010-141360 (P2010-141360)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成22年6月22日 (2010. 6. 22)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100104710
			弁理士 竹腰 昇
		(74) 代理人	100124682
			弁理士 黒田 泰
		(74) 代理人	100090479
			弁理士 井上 一
		(72) 発明者	栗山 直也
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 CC06 QQ02 QQ03 QQ04 RR14
			SS21 SS23 TT03 WW01 WW02
			WW04 WW08 WW17
			最終頁に続く

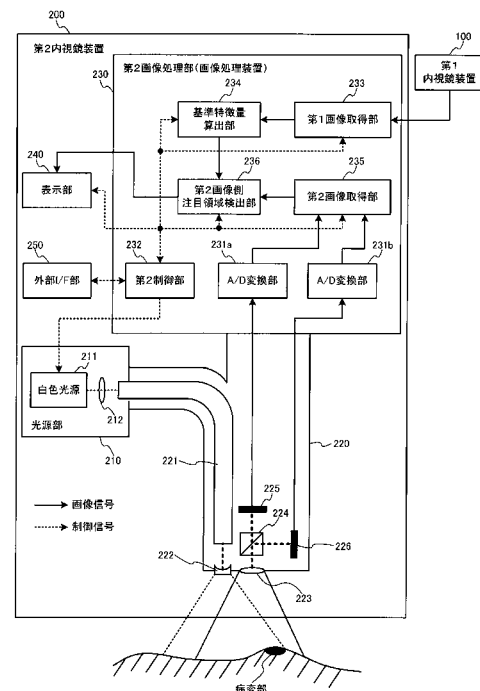
(54) 【発明の名称】 画像処理装置、内視鏡装置、内視鏡システム、プログラム及び画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】個人差に応じた注目領域の検出が可能な画像処理装置、内視鏡装置、内視鏡システム、プログラム及び画像処理方法等を提供すること。

【解決手段】画像処理装置は、第1画像取得部233と、第2画像取得部235と、基準特徴量算出部234と、第2画像側注目領域検出部236を含む。第1画像取得部233は、第1の撮像素子により得られた第1画像を取得する。第2画像取得部235は、第2の撮像素子225、226により得られた第2画像を取得する。基準特徴量算出部234は、第1画像内の画素の画素値に基づいて、第2画像側注目領域の検出基準となる基準特徴量を算出する。第2画像側注目領域検出部236は、基準特徴量と、第2画像内の画素の画素値とに基づいて、第2画像から第2画像側注目領域を検出する。

【選択図】図10



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 の撮像素子により得られた第 1 画像を取得する第 1 画像取得部と、
第 2 の撮像素子により得られた第 2 画像を取得する第 2 画像取得部と、
前記第 1 画像内の画素の画素値に基づいて、第 2 画像側注目領域の検出基準となる基準特徴量を算出する基準特徴量算出部と、
前記基準特徴量と、前記第 2 画像内の画素の画素値とに基づいて、前記第 2 画像から前記第 2 画像側注目領域を検出する第 2 画像側注目領域検出部と、
を含むことを特徴とする画像処理装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 において、
前記基準特徴量算出部は、
前記第 1 画像内の画素の画素値に基づいて、前記第 1 画像から第 1 画像側注目領域を検出する第 1 画像側注目領域検出部を有し、
前記基準特徴量算出部は、
前記第 1 画像側注目領域内の画素の画素値に基づいて、前記基準特徴量を算出することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 3】

請求項 2 において、
前記基準特徴量算出部は、
前記第 1 画像側注目領域内の画素の画素値の平均値を、前記基準特徴量として算出することを特徴とする画像処理装置。

20

【請求項 4】

請求項 2 において、
前記第 1 画像取得部は、
複数の第 1 画像を取得し、
前記基準特徴量算出部は、
前記複数の第 1 画像から検出された前記第 1 画像側注目領域内の画素の画素値に基づいて、前記基準特徴量を算出することを特徴とする画像処理装置。

30

【請求項 5】

請求項 2 において、
前記基準特徴量算出部は、
前記第 1 画像側注目領域に対して複数の局所領域を設定する局所領域設定部を有し、
前記基準特徴量算出部は、
各局所領域内の画素の画素値に基づいて前記各局所領域における特徴量を求め、前記各局所領域における特徴量に基づいて前記基準特徴量を求めることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 6】

請求項 5 において、
前記基準特徴量算出部は、
前記各局所領域内の画素の画素値の平均値を前記各局所領域における特徴量として求め、前記複数の局所領域の前記特徴量を重み付け加算して前記基準特徴量を求めることを特徴とする画像処理装置。

40

【請求項 7】

請求項 6 において、
前記基準特徴量算出部は、
前記各局所領域の面積に応じた重み付け係数により前記重み付け加算を行うことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 8】

請求項 5 において、

50

前記局所領域設定部は、

前記第 1 画像側注目領域に含まれる画素のうち隣接する画素群を局所領域として設定することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 9】

請求項 1 において、

前記第 2 画像側注目領域検出部は、

前記基準特徴量と、前記第 2 画像内の画素の画素値とに基づいて、前記第 2 画像側注目領域の注目度合いを表す尤度を求める尤度算出部を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 10】

10

請求項 2 において、

前記第 2 画像側注目領域検出部は、

前記基準特徴量と、前記第 2 画像内の画素の画素値とに基づいて、前記第 2 画像側注目領域の注目度合いを表す尤度を求める尤度算出部を有し、

前記尤度算出部は、

前記第 2 画像内の画素の画素値が前記基準特徴量に近いほど、前記画素に対応する前記尤度を大きくすることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 11】

請求項 9 において、

前記第 2 画像側注目領域検出部は、

前記尤度に基づいて、前記第 2 画像側注目領域を表示する制御を行う表示態様設定部を有することを特徴とする画像処理装置。

20

【請求項 12】

請求項 11 において、

前記表示態様設定部は、

前記尤度の大きさに応じて前記第 2 画像側注目領域を強調処理し、強調処理された前記第 2 画像側注目領域を表示する制御を行うことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 13】

請求項 12 において、

前記表示態様設定部は、

前記尤度が所定の閾値より大きい場合に、前記尤度の大きさに応じて前記第 2 画像側注目領域内の画素の色を変更する処理を、前記強調処理として行うことを特徴とする画像処理装置。

30

【請求項 14】

請求項 1 において、

前記基準特徴量算出部は、

前記第 1 画像内の画素の画素値に基づいて、前記第 1 画像から第 1 画像側正常領域を検出する第 1 画像側正常領域検出部を有し、

前記基準特徴量算出部は、

前記第 1 画像側正常領域内の画素の画素値に基づいて、前記基準特徴量を算出することを特徴とする画像処理装置。

40

【請求項 15】

請求項 14 において、

前記第 2 画像側注目領域検出部は、

前記基準特徴量と、前記第 2 画像内の画素の画素値とに基づいて、前記第 2 画像側注目領域の注目度合いを表す尤度を求める尤度算出部を有し、

前記尤度算出部は、

前記第 2 画像内の画素の画素値が前記基準特徴量から乖離しているほど、前記画素に対応する前記尤度を大きくすることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 16】

50

請求項 14 において、
前記基準特徴量算出部は、
前記第 1 画像側正常領域内の画素の画素値の平均値を、前記基準特徴量として算出することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 17】

請求項 1 において、
前記基準特徴量算出部は、
前記第 1 画像全体の画素の画素値に基づいて、正常度合いについての前記基準特徴量を算出することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 18】

請求項 17 において、
前記第 2 画像側注目領域検出部は、
前記基準特徴量と、前記第 2 画像内の画素の画素値とに基づいて、前記第 2 画像側注目領域の注目度合いを表す尤度を求める尤度算出部を有し、
前記尤度算出部は、
前記第 2 画像内の画素の画素値が前記基準特徴量から乖離しているほど、前記画素に対応する前記尤度を大きくすることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 19】

請求項 17 において、
前記基準特徴量算出部は、
前記第 1 画像全体の画素の画素値の平均値を、前記基準特徴量として算出することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 20】

請求項 1 において、
前記基準特徴量算出部は、
前記第 1 の撮像素子が有する分光特性と、前記第 2 の撮像素子が有する分光特性とに基づいて、前記第 1 画像内の画素の画素値を補正する画素値補正部を有し、
前記基準特徴量算出部は、
前記補正された画素値に基づいて前記基準特徴量を求めることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 21】

請求項 20 において、
前記補正に用いられる前記第 1 の撮像素子が有する分光特性と前記第 2 の撮像素子が有する分光特性は、異なる分光特性であることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 22】

請求項 1 において、
前記基準特徴量算出部は、
前記第 1 の撮像素子が有する分光特性と、前記第 2 の撮像素子が有する分光特性とに基づいて、前記基準特徴量を補正する基準特徴量補正部を有し、
前記第 2 画像側注目領域検出部は、
前記補正された基準特徴量と、前記第 2 画像内の画素の画素値とに基づいて、前記第 2 画像側注目領域を検出することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 23】

請求項 1 において、
前記第 1 の撮像素子は、
カプセル型内視鏡装置に含まれる撮像素子であり、
前記第 2 の撮像素子は、
スコープ型内視鏡装置に含まれる撮像素子であることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 24】

請求項 1 において、

前記基準特徴量は、

前記第 1 画像内の画素の原色画素値または補色画素値に関する特徴量であることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 25】

請求項 1 において、

前記基準特徴量は、

前記第 1 画像内の画素の色相値または彩度値または明度値に関する特徴量であることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 26】

請求項 1 において、

前記第 2 画像側注目領域は、

病変部を表す領域であることを特徴とする画像処理装置。

10

【請求項 27】

請求項 2 において、

前記第 1 画像側注目領域は、

病変部を表す領域であることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 28】

請求項 14 において、

前記第 1 画像側正常領域は、

正常粘膜部を表す領域であることを特徴とする画像処理装置。

20

【請求項 29】

請求項 1 において、

前記第 1 画像取得部は、

白色の波長帯域における情報を有した被写体像を含む通常光画像である第 1 通常光画像及び、前記第 1 通常光画像に対応する、特定の波長帯域における情報を有した被写体像を含む特殊光画像である第 1 特殊光画像の少なくとも一方の画像を、前記第 1 画像として取得し、

前記第 2 画像取得部は、

前記通常光画像である第 2 通常光画像及び、前記第 2 通常光画像に対応する、前記特殊光画像である第 2 特殊光画像の少なくとも一方の画像を、前記第 2 画像として取得することを特徴とする画像処理装置。

30

【請求項 30】

請求項 29 において、

前記第 1 画像取得部は、

前記第 1 通常光画像及び前記第 1 特殊光画像を、前記第 1 画像として取得し、

前記第 2 画像取得部は、

前記第 2 通常光画像及び前記第 2 特殊光画像を、前記第 2 画像として取得することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 31】

請求項 29 において、

前記特定の波長帯域は、

前記白色の波長帯域よりも狭い帯域であることを特徴とする画像処理装置。

40

【請求項 32】

請求項 31 において、

前記通常光画像および前記特殊光画像は生体内を写した生体内画像であり、

前記生体内画像に含まれる前記特定の波長帯域は、血液中のヘモグロビンに吸収される波長の波長帯域であることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 33】

請求項 32 において、

前記特定の波長帯域は、390nm～445nm、または530nm～550nmであ

50

ることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 34】

請求項 29 において、

前記通常光画像および前記特殊光画像は生体内を写した生体内画像であり、

前記生体内画像に含まれる前記特定の波長帯域は、蛍光物質が発する蛍光の波長帯域であることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 35】

請求項 34 において、

前記特定の波長帯域は、490nm～625nmの波長帯域であることを特徴とする画像処理装置。

10

【請求項 36】

請求項 29 において、

前記通常光画像および前記特殊光画像は生体内を写した生体内画像であり、

前記生体内画像に含まれる前記特定の波長帯域は、赤外光の波長帯域であることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 37】

請求項 36 において、

前記特定の波長帯域は、790nm～820nm、または905nm～970nmの波長帯域であることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 38】

20

請求項 29 において、

前記第2画像取得部は、

前記通常光画像に基づいて、前記特殊光画像を取得する特殊光画像取得部を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 39】

請求項 38 において、

前記特殊光画像取得部は、

取得された前記通常光画像から、前記白色の波長帯域における信号を抽出する信号抽出部を有し、

前記特殊光画像取得部は、

30

抽出された前記白色の波長帯域における信号に基づいて、前記特定の波長帯域における信号を含む前記特殊光画像を生成することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 40】

請求項 39 において、

前記特殊光画像取得部は、

前記白色の波長帯域における信号から、前記特定の波長帯域における信号を算出するためのマトリクスデータを設定するマトリクスデータ設定部を有し、

前記特殊光画像取得部は、

設定された前記マトリクスデータを用いて、前記白色の波長帯域における信号から前記特定の波長帯域における信号を算出して、前記特殊光画像を生成することを特徴とする画像処理装置。

40

【請求項 41】

第1内視鏡装置により得られた第1画像を取得する第1画像取得部と、

第2内視鏡装置により得られた第2画像を取得する第2画像取得部と、

前記第1画像内の画素の画素値に基づいて、第2画像側注目領域の検出基準となる基準特徴量を算出する基準特徴量算出部と、

前記基準特徴量と、前記第2画像内の画素の画素値とに基づいて、前記第2画像から前記第2画像側注目領域を検出する第2画像側注目領域検出部と、

を含むことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 42】

50

請求項 1 乃至 4 1 のいずれかに記載の画像処理装置を含むことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 4 3】

請求項 4 2 において、

前記第 2 画像側注目領域に関する情報が対応付けられた前記第 2 画像を表示する表示部を含むことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 4 4】

請求項 4 3 において、

前記表示部は、

前記第 2 画像側注目領域に関する情報が重畳された前記第 2 画像を表示することを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項 4 5】

第 1 内視鏡装置と第 2 内視鏡装置を含む内視鏡システムであって、

第 1 の撮像素子により得られた第 1 画像を取得する第 1 画像取得部と、

第 2 の撮像素子により得られた第 2 画像を取得する第 2 画像取得部と、

前記第 1 画像内の画素の画素値に基づいて、第 2 画像側注目領域の検出基準となる基準特徴量を算出する基準特徴量算出部と、

前記基準特徴量と、前記第 2 画像内の画素の画素値とに基づいて、前記第 2 画像から前記第 2 画像側注目領域を検出する第 2 画像側注目領域検出部と、

を含むことを特徴とする内視鏡システム。

20

【請求項 4 6】

第 1 の撮像素子により得られた第 1 画像を取得する第 1 画像取得部と、

第 2 の撮像素子により得られた第 2 画像を取得する第 2 画像取得部と、

前記第 1 画像内の画素の画素値に基づいて、第 2 画像側注目領域の検出基準となる基準特徴量を算出する基準特徴量算出部と、

前記基準特徴量と、前記第 2 画像内の画素の画素値とに基づいて、前記第 2 画像から前記第 2 画像側注目領域を検出する第 2 画像側注目領域検出部として、

コンピュータを機能させることを特徴とするプログラム。

【請求項 4 7】

第 1 の撮像素子により得られた第 1 画像を取得し、

第 2 の撮像素子により得られた第 2 画像を取得し、

前記第 1 画像内の画素の画素値に基づいて、第 2 画像側注目領域の検出基準となる基準特徴量を算出し、

30

前記基準特徴量と、前記第 2 画像内の画素の画素値とに基づいて、前記第 2 画像から前記第 2 画像側注目領域を検出することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 4 8】

第 2 の撮像素子により得られた第 2 画像を取得する第 2 画像取得部と、

第 1 の撮像素子により得られた第 1 画像内の画素の画素値に基づいて算出された、第 2 画像側注目領域の検出基準となる基準特徴量を取得する基準特徴量取得部と、

前記基準特徴量と、前記第 2 画像内の画素の画素値とに基づいて、前記第 2 画像から前記第 2 画像側注目領域を検出する第 2 画像側注目領域検出部と、

40

を含むことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 4 9】

第 1 の撮像素子により得られた第 1 画像を取得する第 1 画像取得部と、

前記第 1 画像内の画素の画素値に基づいて、第 2 画像側注目領域の検出基準となる基準特徴量を算出する基準特徴量算出部と、

を含み、

前記基準特徴量算出部は、

前記第 1 画像内の画素の画素値に基づいて、前記第 1 画像から第 1 画像側注目領域を検出する第 1 画像側注目領域検出部を有し、

50

前記基準特徴量算出部は、

前記第 1 画像側注目領域内の画素の画素値に基づいて、前記基準特徴量を算出することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 50】

第 1 の撮像素子により得られた第 1 画像を取得する第 1 画像取得部と、

前記第 1 画像内の画素の画素値に基づいて、第 2 画像側注目領域の検出基準となる基準特徴量を算出する基準特徴量算出部と、

を含み、

前記基準特徴量算出部は、

前記第 1 画像内の画素の画素値に基づいて、前記第 1 画像から第 1 画像側正常領域を検出する第 1 画像側正常領域検出部を有し、

前記基準特徴量算出部は、

前記第 1 画像側正常領域内の画素の画素値に基づいて、前記基準特徴量を算出することを特徴とする画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像処理装置、内視鏡装置、内視鏡システム、プログラム及び画像処理方法等に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野では、X線診断装置やCT、MRI、超音波観測装置、内視鏡装置等の画像撮像機器を用いた観察が広く行われている。例えば、内視鏡装置は、挿入部が体腔内に挿入され、その挿入部の先端部に配置された撮像部により体腔内を撮像し、その撮像画像をモニタに表示する。そして、医師は、モニタに表示された体腔内の画像を観察して、体腔内の臓器等の診断や処置を行う。このような内視鏡装置は、消化管粘膜の像を直接的に撮像する。そのため、医師は、粘膜の色調や病変部の形状、粘膜表面の微細な構造等の様々な所見を総合的に観察できる。

【0003】

さて、内視鏡装置では、出血部位等の病変部が含まれる所定の画像を検出する画像処理手法がある。例えば、特許文献1には、あらかじめ取得した複数のサンプルに基づいて病変検出基準を設定し、その病変検出基準を用いて病変部を検出する画像処理手法が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】国際公開第02/073507号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、消化管内部においては、正常粘膜の分光反射特性と病変部の分光反射特性との間の違いには、一般的に個人差がある。そのため、患者に依らず共通の病変検出基準を用いると、正常粘膜と病変部とを識別する精度が患者に依ってばらついてしまう。このように病変検出結果の信頼性が低下すると、医師に注意深い観察が要求されるため、医師の負担が増大してしまう。

【0006】

本発明の幾つかの態様によれば、個人差に応じた病変検出が可能な画像処理装置、内視鏡装置、内視鏡システム、プログラム及び画像処理方法等を提供できる。

【課題を解決するための手段】

【0007】

10

20

30

40

50

本発明の一態様は、第1の撮像素子により得られた第1画像を取得する第1画像取得部と、第2の撮像素子により得られた第2画像を取得する第2画像取得部と、前記第1画像内の画素の画素値に基づいて、第2画像側注目領域の検出基準となる基準特徴量を算出する基準特徴量算出部と、前記基準特徴量と、前記第2画像内の画素の画素値とに基づいて、前記第2画像から前記第2画像側注目領域を検出する第2画像側注目領域検出部と、を含む画像処理装置に係する。

【0008】

本発明の一態様によれば、第1の撮像素子により得られた第1画像から基準特徴量が算出され、その基準特徴量に基づいて、第2の撮像素子により得られた第2画像から第2画像側注目領域が検出される。これにより、個人差に影響されない注目領域検出等が可能になる。

10

【0009】

また、本発明の他の態様は、第1内視鏡装置により得られた第1画像を取得する第1画像取得部と、第2内視鏡装置により得られた第2画像を取得する第2画像取得部と、前記第1画像内の画素の画素値に基づいて、第2画像側注目領域の検出基準となる基準特徴量を算出する基準特徴量算出部と、前記基準特徴量と、前記第2画像内の画素の画素値とに基づいて、前記第2画像から前記第2画像側注目領域を検出する第2画像側注目領域検出部と、を含む画像処理装置に係する。

【0010】

また、本発明の他の態様は、上記のいずれかに記載の画像処理装置を含む内視鏡装置に係する。

20

【0011】

また、本発明の他の態様は、第1内視鏡装置と第2内視鏡装置を含む内視鏡システムであって、第1の撮像素子により得られた第1画像を取得する第1画像取得部と、第2の撮像素子により得られた第2画像を取得する第2画像取得部と、前記第1画像内の画素の画素値に基づいて、第2画像側注目領域の検出基準となる基準特徴量を算出する基準特徴量算出部と、前記基準特徴量と、前記第2画像内の画素の画素値とに基づいて、前記第2画像から前記第2画像側注目領域を検出する第2画像側注目領域検出部と、を含む内視鏡システムに係する。

【0012】

30

また、本発明の他の態様は、第1の撮像素子により得られた第1画像を取得する第1画像取得部と、第2の撮像素子により得られた第2画像を取得する第2画像取得部と、前記第1画像内の画素の画素値に基づいて、第2画像側注目領域の検出基準となる基準特徴量を算出する基準特徴量算出部と、前記基準特徴量と、前記第2画像内の画素の画素値とに基づいて、前記第2画像から前記第2画像側注目領域を検出する第2画像側注目領域検出部として、コンピュータを機能させるプログラムに係する。

【0013】

また、本発明の他の態様は、第1の撮像素子により得られた第1画像を取得し、第2の撮像素子により得られた第2画像を取得し、前記第1画像内の画素の画素値に基づいて、第2画像側注目領域の検出基準となる基準特徴量を算出し、前記基準特徴量と、前記第2画像内の画素の画素値とに基づいて、前記第2画像から前記第2画像側注目領域を検出する画像処理方法に係する。

40

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】病変検出手法の比較例についての説明図。

【図2】本実施形態の病変検出手法についての説明図。

【図3】第1内視鏡装置のカプセル部の構成例。

【図4】第1内視鏡装置の制御装置の構成例。

【図5】第1内視鏡装置の撮像素子の色フィルタについての説明図。

【図6】第1内視鏡装置の撮像素子の色フィルタについての説明図。

50

【図 7】狭帯域光の分光特性についての説明図。

【図 8】図 8 (A) ~ 図 8 (C) は、第 1 内視鏡装置の撮像素子の色フィルタについての説明図。

【図 9】第 1 内視鏡装置の撮像素子の色フィルタについての説明図。

【図 10】第 2 内視鏡装置の構成例。

【図 11】第 2 内視鏡装置の特殊光撮像素子の色フィルタについての説明図。

【図 12】基準特徴量算出部の詳細な構成例。

【図 13】図 13 (A) は、第 1 画像側正常領域についての説明図である。図 13 (B) は、局所領域についての説明図である。

【図 14】重み付け関数の第 1 の特性例。

【図 15】重み付け関数の第 2 の特性例。

【図 16】第 2 画像取得部の詳細な構成例。

【図 17】第 2 画像側注目領域検出部の詳細な構成例。

【図 18】尤度に応じて割り当てられる特定色の例。

【図 19】第 1 内視鏡装置の第 2 の構成例。

【図 20】基準特徴量算出部の第 2 の詳細な構成例。

【図 21】第 2 画像側注目領域検出部の第 2 の詳細な構成例。

【図 22】第 1 画像処理部の第 2 の詳細な構成例。

【図 23】第 2 画像処理部の第 2 の詳細な構成例。

【図 24】本実施形態が行う処理のフローチャート例。

【図 25】基準特徴量算出処理のフローチャート例。

【図 26】第 2 画像側注目領域検出処理のフローチャート例。

【図 27】基準特徴量算出部の第 3 の詳細な構成例。

【図 28】第 1 画像側正常領域検出部の詳細な構成例。

【図 29】基準特徴量算出処理のフローチャート例。

【図 30】基準特徴量算出部の第 4 の詳細な構成例。

【図 31】基準特徴量算出処理のフローチャート例。

【図 32】基準特徴量算出部の第 5 の詳細な構成例。

【図 33】コンピュータシステムの構成を示すシステム構成図。

【図 34】コンピュータシステムにおける本体部の構成を示すブロック図。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本実施形態について説明する。なお、以下に説明する本実施形態は、特許請求の範囲に記載された本発明の内容を不当に限定するものではない。また本実施形態で説明される構成の全てが、本発明の必須構成要件であるとは限らない。

【0016】

1. 本実施形態の手法

図 1、図 2 を用いて、本実施形態が行う病変検出手法について説明する。

図 1 に、病変検出手法の比較例を示す。図 1 に示すように、2 人の患者 1 と患者 2 の消化管を内視鏡を用いて診察する場合について考える。このとき、A 1 に示すように患者 1 の撮像画像内に病変部が存在し、A 2 に示すように患者 2 の撮像画像にも病変部が存在するとする。比較例では、これらの病変部を、画像の色特徴量（色相等）から自動的に検出し、医師に注意を促すためのアラート表示を行う。

【0017】

A 3 に示すように、この比較例では、患者 1 と患者 2 で同一の検出基準を用いて病変部の検出を行う。このとき、患者 1 と患者 2 の撮像画像に同じ種別の病変部が写っていたとしても、患者の個人差や病変部の状態等に依って色特徴量が異なる場合がある。例えば、検出基準が、患者 1 の病変部の色特徴量に近い基準だとすると、A 4 に示すように、患者 1 の病変部は検出されてアラート画像が表示され、A 5 に示すように、患者 2 の病変部は検出されずアラート画像が表示されない可能性がある。このように、患者に依らない検出

10

20

30

40

50

基準を用いると、患者の個人差等に応じた病変検出ができなくなってしまう。

【 0 0 1 8 】

そこで、本実施形態では、患者毎に検出基準を作成し、その検出基準を用いて病変検出を行う。具体的には、図 2 の B 1 に示すように、カプセル型内視鏡（第 1 内視鏡装置）により消化管粘膜を撮像し、B 2 に示すように、その撮像画像から患者 1 用の検出基準を求める。そして、B 3 に示すように、スコープ型内視鏡（第 2 内視鏡装置）により診察を行う際に、その検出基準を用いて病変部を検出してアラート表示を行う。これと同様の処理を患者 2 に対しても行うことで、B 4 に示すように、色特徴量が異なる患者 2 の病変部を検出できる。このように本実施形態では、患者毎の検出基準を用いることで、患者の個人差等に応じた病変検出が可能である。

10

【 0 0 1 9 】

2. 第 1 内視鏡装置の構成例

次に、上記本実施形態の詳細な構成例と動作について説明する。上述のように、本実施形態では、まず第 1 内視鏡装置（第 1 撮像手段）により患者（被験者）の体腔内を撮影し、異常所見の有無などの画像診断を行い、異常所見の検出基準を設ける。次に、第 2 内視鏡装置（第 2 撮像手段）により同一患者の体腔内を撮影し、設けた異常所見の検出基準を利用して画像診断を行う。

【 0 0 2 0 】

以下では、第 1 内視鏡装置は、患者に何らかの疾患がないかスクリーニング検査を行うカプセル型内視鏡であり、第 2 撮像装置は、カプセル内視鏡検査により何らかの疾患が疑われる場合に、より詳細な検査を行うスコープ型内視鏡である場合を例に説明する。

20

【 0 0 2 1 】

まず、図 3 ~ 図 9 を用いて、カプセル型内視鏡（第 1 内視鏡装置）の構成例について説明する。図 3 に、カプセル型内視鏡のカプセル部（送信装置）の構成例を示す。このカプセル部は、光源部 1 1 0 と、白色光発光素子 1 1 1 と、特殊光発光素子 1 1 2 と、対物レンズ 1 2 0 と、撮像素子 1 3 0 と、第 1 制御部 1 4 0 と、A / D 変換部 1 5 0 と、送信アンテナ 1 6 0 を含む。

【 0 0 2 2 】

そして、撮像素子 1 3 0 は、A / D 変換部 1 5 0 に接続されている。第 1 制御部 1 4 0 は、光源部 1 1 0 と、撮像素子 1 3 0 と、A / D 変換部 1 5 0 と、送信アンテナ 1 6 0 に

30

【 0 0 2 3 】

光源部 1 1 0 は、発光素子を発光させる制御を行う。具体的には、光源部 1 1 0 は、白色光を発光する白色光発光素子 1 1 1 と、特殊光を発光する特殊光発生素子 1 1 2 に接続され、第 1 制御部 1 4 0 の制御信号に基づいて、白色光発光素子 1 1 1 と特殊光発生素子 1 1 2 を順次発光させる制御を行う。

【 0 0 2 4 】

対物レンズ 1 2 0 は、被写体像を撮像素子 1 3 0 に結像させる。具体的には、対物レンズ 1 2 0 は、白色光発光素子 1 1 1 及び特殊光発生素子 1 1 2 が照射した照明光が観察対象に反射されて戻った反射光を集光する。

40

【 0 0 2 5 】

撮像素子 1 3 0 は、対物レンズ 1 2 0 によって結像された、観察対象からの反射光を撮像（検出）する。例えば、撮像素子 1 3 0 は、C M O S イメージセンサや、C C D イメージセンサにより構成される。

【 0 0 2 6 】

第 1 制御部 1 4 0 は、光源部 1 1 0 と、撮像素子 1 3 0 と、A / D 変換部 1 5 0 送信アンテナ 1 6 0 を制御する制御信号を出力する。例えば、この制御信号は、白色光発光素子 1 1 1 と特殊光発生素子 1 1 2 のどちらを発光させるかを表す情報を含み、第 1 制御部 1 4 0 は、その情報に基づいて光源部 1 1 0 等を制御する。

【 0 0 2 7 】

50

A / D 変換部 150 は、撮像素子 130 から出力されるアナログ画像信号をデジタル画像信号に変換し、デジタル画像信号として送信アンテナ 160 に出力する。

【0028】

送信アンテナ 160 は、後述する受信装置のデータ受信部 170 に対して無線により信号を送信する。具体的には、送信アンテナ 160 は、A / D 変換部 150 から出力されるデジタル画像信号と、第 1 制御部 140 から出力される制御信号を送信する。

【0029】

図 4 に、カプセル型内視鏡の制御装置（受信装置）の構成例を示す。この画像処理装置は、データ受信部 170 と、第 1 画像処理部 180 を含む。

【0030】

そして、データ受信部 170 は、第 1 画像処理部 180 に接続されている。第 1 画像処理部 180 は、第 2 内視鏡装置 200 に接続されている。なお、第 1 画像処理部 180 と第 2 内視鏡装置 200 は、着脱可能に接続され、例えば U S B (Universal Serial Bus) 等により接続される。

【0031】

データ受信部 170 は、カプセル部から無線により送信された信号を受信する。具体的には、データ受信部 170 は、受信アンテナ 171 と、データ記録部 172 と、データ伝送部 173 を含む。受信アンテナ 171 は、データ記録部 172 に接続されている。データ記録部 172 は、データ伝送部 173 に接続されている。

【0032】

受信アンテナ 171 は、送信アンテナ 160 から送信されるデジタル画像信号と制御信号を受信する。

【0033】

データ記録部 172（記憶部）は、受信アンテナ 171 により受信されたデジタル画像信号と制御信号を記憶する。

【0034】

データ伝送部 173 は、第 1 画像処理部 180 に対して、デジタル画像信号および制御信号をデータとして伝送する。例えば、データ伝送部 173 と第 1 画像処理部 180 は、有線または無線によりネットワーク接続されて、データ伝送部 173 は、そのネットワークを介してデータ伝送を行う。あるいは、データ記録部 172 が、可搬情報記憶媒体（D V D 等の光ディスク媒体、ハードディスク媒体、メモリ媒体等）に対してデータを記録し、第 1 画像処理部 180 が、その可搬情報記憶媒体に記録されたデータを読み取ることで、データ伝送が行われてもよい。

【0035】

第 1 画像処理部 180 は、データ受信部 170 からのデータに基づいて撮像画像を生成する。具体的には、第 1 画像処理部 180 は、第 1 画像生成部 181 と、第 1 画像記録部 182 を含む。第 1 画像生成部 181 は、第 1 画像記録部 182 に接続されている。第 1 画像記録部 182 は、第 2 内視鏡装置 200 に接続されている。

【0036】

第 1 画像生成部 181 は、データ伝送部 173 から伝送されたデジタル画像信号と制御信号に基づいて、白色光画像（通常光画像）と特殊光画像を生成する。

【0037】

第 1 画像記録部 182 は、第 1 画像生成部 181 により生成された白色光画像と特殊光画像を記憶する。

【0038】

次に、第 1 画像生成部 181 が白色光画像と特殊光画像を生成する手法について説明する。なお以下では、特殊光の一例として狭帯域光を用いた場合について説明するが、本実施形態では、特殊光は狭帯域光に限定されない。

【0039】

まず、図 5、図 6 を用いて、データ伝送部 173 から伝送されたデジタル画像信号が白

10

20

30

40

50

色光画像である場合について説明する。この場合、白色光発光素子 1 1 1 は、第 1 制御部 1 4 0 からの制御信号に基づいて白色光を発光し、撮像素子 1 3 0 は、その制御信号に同期して被写体からの反射光を撮像する。

【0040】

図 5 に示すように、撮像素子 1 3 0 の色フィルタは、例えばフィルタ m, g, b により構成される。これらの色フィルタ m, g, b は、図 6 に示す色フィルタ透過率を有する。第 1 画像生成部 1 8 1 は、このような撮像素子 1 3 0 により取得されたデジタル画像信号に対して補間処理を行い、全画素に対してカラー信号 R, G, B を生成する。例えば、その補間処理として、周囲の画素値の平均値をとる処理を行う。

【0041】

例えば、座標 $(1, 1)$ 、 $(2, 1)$ 、 $(1, 2)$ 、 $(2, 2)$ におけるカラー信号の生成について説明する。まず、座標 $(1, 1)$ における M 信号 $m(1, 1)$ と B 信号 $b(1, 1)$ と R 信号 $r(1, 1)$ は、下式 (1) により算出される。

$$\begin{aligned} m(1, 1) &= \{m(1, 0) + m(1, 2)\} / 2, \\ b(1, 1) &= \{b(0, 1) + b(2, 1)\} / 2, \\ r(1, 1) &= m(1, 1) - b(1, 1) \quad \cdot \cdot \cdot \quad (1) \end{aligned}$$

【0042】

次に、座標 $(2, 1)$ における G 信号 $g(2, 1)$ と M 信号 $m(2, 1)$ と R 信号 $r(2, 1)$ は、下式 (2) により算出される。

$$\begin{aligned} g(2, 1) &= \{g(1, 1) + g(2, 0) + g(3, 1) + g(2, 2)\} / 4, \\ m(2, 1) &= \{m(1, 0) + m(3, 0) + m(1, 2) + m(3, 2)\} / 4, \\ r(2, 1) &= m(2, 1) - b(2, 1) \quad \cdot \cdot \cdot \quad (2) \end{aligned}$$

【0043】

次に、座標 $(1, 2)$ における G 信号 $g(1, 2)$ と B 信号 $b(1, 2)$ と R 信号 $r(1, 2)$ は、下式 (3) により算出される。

$$\begin{aligned} g(1, 2) &= \{g(0, 2) + g(1, 1) + g(2, 2) + g(1, 3)\} / 4, \\ b(1, 2) &= \{b(0, 1) + b(2, 1) + b(2, 3) + b(0, 3)\} / 4, \\ r(1, 2) &= m(1, 2) - b(1, 2) \quad \cdot \cdot \cdot \quad (3) \end{aligned}$$

【0044】

次に座標 $(2, 2)$ における M 信号 $m(2, 2)$ と B 信号 $b(2, 2)$ と R 信号 $r(2, 2)$ は、下式 (4) により算出される。

$$\begin{aligned} m(2, 2) &= \{m(1, 2) + m(3, 2)\} / 2, \\ b(2, 2) &= \{b(2, 1) + b(2, 3)\} / 2, \\ r(2, 2) &= m(2, 2) - b(2, 2) \quad \cdot \cdot \cdot \quad (4) \end{aligned}$$

【0045】

そして、このようにして算出された R, G, B 画像に対して、例えば既知のホワイトバランス処理や、色変換処理、階調変換処理等の画像処理が行われ、白色光画像が生成される。

【0046】

次に、図 7 ~ 図 9 を用いて、データ伝送部 1 7 3 から伝送されたデジタル画像信号が特殊光画像であった場合について説明する。この場合、図 7 に示すように、特殊光発生素子 1 1 2 は、 $b_2(390 \sim 445 \text{ nm})$ と $g_2(530 \sim 550 \text{ nm})$ の波長帯域を有する光を出射する。例えば、特殊光発生素子 1 1 2 は、 b_2 光を発する素子と、 g_2 光を発する素子を有する。そして、第 1 制御部 1 4 0 がこれらの発光するタイミングを制御し、撮像素子 1 3 0 が反射光を撮像し、 b_2 の照明光に対応する B_2 信号と g_2 の照明光に対応する G_2 信号が生成される。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 7 】

具体的には、図 8 (A) に示すように、色フィルタ m を有する画素では、照明光 b 2 , g 2 の分光放射率特性と色フィルタ m の透過率特性との積により、色フィルタ m の透過光の分光特性は b 2 の帯域を有する。また、図 8 (B) に示すように、色フィルタ g の透過光の分光特性は g 2 の帯域を有し、図 8 (C) に示すように、色フィルタ b の透過光の分光特性は b 2 の帯域を有する。すなわち、図 9 に示すように、撮像素子 1 3 0 の色フィルタ g , m , b は、市松状の色フィルタ g 2 , b 2 として機能する。

【 0 0 4 8 】

そして、このようにして得られた G 2 、 B 2 信号に対して補間処理が行われ、全画素において g 2 帯域に対応する信号値を持つ G 2 信号と、全画素において b 2 帯域に対応する信号値を持つ B 2 信号が生成される。例えば、この補間処理として、周辺 4 画素の平均値をとる処理が行われる。例えば、座標 (1 , 1) における B 2 信号 b 2 (1 , 1) と、座標 (1 , 2) における G 2 信号 g 2 (1 , 2) は、下式 (5) により算出される。

$$\begin{aligned} b 2 (1 , 1) &= \{ b 2 (0 , 1) + b 2 (1 , 0) + b 2 (2 , 1) + b 2 (1 , 2) \} / 4 , \\ g 2 (1 , 2) &= \{ g 2 (0 , 2) + g 2 (1 , 1) + g 2 (2 , 2) + g 2 (1 , 3) \} / 4 \\ &\quad \cdot \cdot \cdot (5) \end{aligned}$$

【 0 0 4 9 】

次に、補間された G 2 信号と B 2 信号から擬似カラー信号 R , G , B が生成される。例えば、R 信号に G 2 信号を入力し、G 信号及び B 信号に B 2 信号を入力することで擬似カラー信号が生成される。第 1 画像生成部 1 8 1 は、生成した擬似カラー信号に対してさらにホワイトバランス、階調変換等の処理を行い、特殊光 (狭帯域光) 画像として第 1 画像記録部 1 8 2 に出力する。

【 0 0 5 0 】

第 1 画像記録部 1 8 2 に記録された 1 枚以上の第 1 画像 (第 1 通常光画像、第 1 特殊光画像) は、第 2 内視鏡装置 2 0 0 に対して出力される。例えば、第 1 画像記録部 1 8 2 と第 2 内視鏡装置 2 0 0 は、有線または無線でネットワーク接続され、そのネットワークを介してデータ送信が行われる。あるいは、第 1 画像記録部 1 8 2 は可搬情報記録媒体であり、第 2 内視鏡装置 2 0 0 は、図示しない読み出し部によって、可搬情報記録媒体に記録された第 1 画像を取得してもよい。ここで、第 1 内視鏡装置 1 0 0 が出力する第 1 画像は、体腔内を撮影した静止画または動画である。静止画の場合、第 1 画像は 1 または複数の画像であり、動画の場合、第 1 画像は例えばストリームデータによる画像である。

【 0 0 5 1 】

3 . 第 2 内視鏡装置の構成例

図 1 0 に、第 2 内視鏡装置の構成例を示す。この第 2 内視鏡装置 2 0 0 (スコープ型内視鏡) は、光源部 2 1 0 と、挿入部 2 2 0 と、第 2 画像処理部 2 3 0 と、表示部 2 4 0 と、外部 I / F 部 2 5 0 を含む。

【 0 0 5 2 】

光源部 2 1 0 は、被写体に照射するための照射光を発生する。具体的には、光源部 2 1 0 は、白色光を発生する白色光源 2 1 1 と、白色光をライトガイドファイバ 2 2 1 に集光するための集光レンズ 2 1 2 を含む。

【 0 0 5 3 】

挿入部 2 2 0 は、例えば体腔への挿入を可能にするため細長くかつ湾曲可能に形成されている。挿入部 2 2 0 は、光源部 2 1 0 で集光された光を導くためのライトガイドファイバ 2 2 1 と、そのライトガイドファイバ 2 2 1 により先端まで導かれてきた光を拡散させて観察対象に照射する照明レンズ 2 2 2 を含む。また、挿入部 2 2 0 は、観察対象から戻る反射光を集光する対物レンズ 2 2 3 と、その集光した反射光を 2 つに分離するハーフミラー 2 2 4 と、その分離された反射光を検出するための白色光撮像素子 2 2 5 と特殊光撮像素子 2 2 6 を含む。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

白色光撮像素子 2 2 5 は、白色光画像を撮影するための撮像素子である。例えば、その色フィルタ（例えばベイヤ配列）は、透過帯域 5 8 0 n m ~ 7 0 0 n m の r フィルタと、透過帯域 4 8 0 n m ~ 6 0 0 n m の g フィルタと、透過帯域 3 8 0 n m ~ 5 0 0 n m の b フィルタにより構成される。

【 0 0 5 5 】

特殊光撮像素子 2 2 6 は、狭帯域画像を撮影するための撮像素子である。例えば、図 1 に示すように、その色フィルタは、2 種類の狭帯域光 g 2 と b 2 を透過する 2 種類の色フィルタ g 2 と b 2 が市松状に配置されて構成される。

【 0 0 5 6 】

第 2 画像処理部 2 3 0（画像処理装置）は、第 1 画像から基準特徴量を算出し、その基準特徴量を用いて第 2 内視鏡装置 2 0 0 の撮像画像から注目領域を検出する。具体的には、第 2 画像処理部 2 3 0 は、A / D 変換部 2 3 1 a , 2 3 1 b と、第 2 制御部 2 3 2 と、第 1 画像取得部 2 3 3 と、基準特徴量算出部 2 3 4 と、第 2 画像取得部 2 3 5 と、第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6（注目領域検出部）を含む。

【 0 0 5 7 】

A / D 変換部 2 3 1 a , 2 3 1 b は、第 2 画像取得部 2 3 5 に接続されている。第 2 制御部 2 3 2 は、光源部 2 1 0 と、第 1 画像取得部 2 3 3 と、基準特徴量算出部 2 3 4 と、第 2 画像取得部 2 3 5 と、第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6 と、表示部 2 4 0 と、外部 I / F 部 2 5 0 と双方向に接続されており、これらを制御する。第 1 画像取得部 2 3 3 は、基準特徴量算出部 2 3 4 に接続されている。基準特徴量算出部 2 3 4 は、第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6 に接続されている。第 2 画像取得部 2 3 5 は、第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6 に接続されている。第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6 は、表示部 2 4 0 に接続されている。

【 0 0 5 8 】

第 1 画像取得部 2 3 3 は、第 1 内視鏡装置 1 0 0 から出力された第 1 画像を取得し、取得した第 1 画像を基準特徴量算出部 2 3 4 に出力する。例えば、第 1 画像取得部 2 3 3 は、第 1 画像として白色光画像及び特殊光画像を取得する。

【 0 0 5 9 】

基準特徴量算出部 2 3 4 は、第 2 画像から病変（広義には注目領域）を検出する基準となる基準特徴量を、第 1 画像の画素値に基づいて算出し、算出した基準特徴量を第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6 に出力する。

【 0 0 6 0 】

A / D 変換部 2 3 1 a は、白色光撮像素子 2 2 5 から出力されたアナログ画像信号をデジタル画像信号に変換し、そのデジタル画像信号を第 2 画像取得部 2 3 5 に出力する。A / D 変換部 2 3 1 b は、特殊光撮像素子 2 2 6 から出力されたアナログ画像信号をデジタル画像信号に変換し、そのデジタル画像信号を第 2 画像取得部 2 3 5 に出力する。

【 0 0 6 1 】

第 2 画像取得部 2 3 5 は、A / D 変換部 2 3 1 a から出力されたデジタル画像信号を画像処理して白色光画像を取得し、A / D 変換部 2 3 1 b から出力されたデジタル画像信号を画像処理して特殊光画像を取得する。第 2 画像取得部 2 3 5 は、これらの白色光画像と特殊光画像を第 2 画像として第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6 に出力する。

【 0 0 6 2 】

第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6 は、第 2 画像取得部 2 3 5 により取得された第 2 画像の画素値と、基準特徴量算出部 2 3 4 により算出された基準特徴量に基づいて、第 2 画像側注目領域（注目領域）を検出する。

【 0 0 6 3 】

表示部 2 4 0 は、第 2 画像処理部 2 3 0 からの出力画像を表示（出力）する。例えば、出力画像は、第 2 内視鏡装置 2 0 0 により撮像された白色光画像に、注目領域を表すアラート表示が付加された画像である。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 4 】

外部 I / F 部 2 5 0 は、第 2 内視鏡装置 2 0 0 に対してユーザが入力等を行うためのインターフェースである。例えば、外部 I / F 部 2 5 0 は、電源のオン/オフを行うための電源スイッチや、撮影操作を開始するためのシャッターボタン、撮影モードやその他各種のモードを切り換えるためのモード切替ボタン等を含む。

【 0 0 6 5 】

4 . 基準特徴量算出部の詳細な構成例

図 1 2 に、上述の基準特徴量算出部 2 3 4 の詳細な構成例を示す。この基準特徴量算出部 2 3 4 は、第 1 画像側注目領域検出部 2 3 4 1 (第 1 領域検出部) と、局所領域設定部 2 3 4 2 と、基準算出部 2 3 4 3 を含む。そして、第 1 画像側注目領域検出部 2 3 4 1 は、局所領域設定部 2 3 4 2 に接続されている。局所領域設定部 2 3 4 2 は、基準算出部 2 3 4 3 に接続されている。基準算出部 2 3 4 3 は第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6 に接続されている。

10

【 0 0 6 6 】

第 1 画像側注目領域検出部 2 3 4 1 は、第 1 画像の特殊光画像の画素値に基づいて、病変部 (広義には、第 1 画像側注目領域、第 1 領域) を検出する。例えば、特殊光画像が狭帯域光画像である場合、扁平上皮癌等の病変部が褐色の領域として描出されるため、特徴量として色相 H を検出基準として使用する。まず、第 1 画像側注目領域検出部 2 3 4 1 は、特殊光画像の各画素について、色相 H を下式 (6) ~ 式 (1 1) を用いて算出する。ここで、特殊光画像の各画素の R , G , B の信号値を夫々 r , g , b と表記し、各信号値は 8 ビット (0 ~ 2 5 5) であるとする。また、MAX 関数は、複数の引数の中で最大のものを出力する関数とする。

20

【 0 0 6 7 】

$$m a x = M A X (r , g , b) \quad \cdots \quad (6)$$

上式 (6) において $m a x = 0$ の場合には、下式 (7) により色相 H を求める。

$$H = 3 6 0 \quad \cdots \quad (7)$$

上式 (6) において $m a x$ が 0 以外の場合には、まず下式 (8) により値 d を求める。ここで、MIN 関数は、複数の引数の中から最小値の引数を出力する関数である。

$$d = M A X (r , g , b) - M I N (r , g , b) \quad \cdots \quad (8)$$

上式 (8) において、r , g , b のうち r が最大の場合には、下式 (9) により色相 H を求める。

30

$$H = 6 0 \times (g - b) / d \quad \cdots \quad (9)$$

また、上式 (8) において、r , g , b のうち g が最大の場合には、下式 (1 0) により色相 H を求める。

$$H = 6 0 \times (b - r) / d + 1 2 0 \quad \cdots \quad (1 0)$$

また、上式 (8) において、r , g , b のうち b が最大の場合には、下式 (1 1) により色相 H を求める。

$$H = 6 0 \times (r - g) / d + 2 4 0 \quad \cdots \quad (1 1)$$

なお、上記演算により $H < 0$ となった場合には、H に 3 6 0 を加える。また、上記演算により $H = 3 6 0$ となった場合には、 $H = 0$ とする。

40

【 0 0 6 8 】

第 1 画像側注目領域検出部 2 3 4 1 は、特殊光画像の各画素の色相 H が、例えば褐色を表す 5 ~ 3 5 の範囲にあれば、その画素を第 1 画像側注目領域として検出する。そして、検出された第 1 画像側注目領域の情報 (例えば、画素の座標) は、局所領域設定部 2 3 4 2 に出力される。なお、本実施形態では、第 1 画像側注目領域を検出する特徴量は、上記色相 H に限定されない。例えば、本実施形態では、色の特徴量や空間周波数の特徴量等を各々求め、それぞれに重み係数を付与して線形結合し、第 1 画像側注目領域を検出する特徴量としてもよい。

【 0 0 6 9 】

局所領域設定部 2 3 4 2 は、第 1 画像から検出された注目領域を 1 つ以上の領域に分割

50

し、分割した領域各々を局所領域として設定する。局所領域設定部 2342 は、設定した局所領域の情報（例えば、局所領域内の画素の座標）を基準算出部 2343 に出力する。例えば、第 1 画像が複数の画像である場合、その複数の画像から検出された注目領域全てが分割対象となる。また、消化管種別（部位）毎に基準特徴量が算出される場合、算出対象の消化管種別に対応する第 1 画像から検出された注目領域が分割対象となる。

【0070】

図 13（A）、図 13（B）を用いて、局所領域の設定手法例について説明する。図 13（A）に示すように、第 1 画像において注目領域が検出された画素にフラグ“1”を付与する。そして、図 13（B）に示すように、フラグ“1”が付与された領域に対して 4 連結ラベリング処理を行い、その領域の各画素にラベル“1”～“4”を付与し、同一のラベルが付与された画素群を同一の局所領域に設定する。このラベリング処理を全ての第 1 画像に対して行い、全ての局所領域に異なるラベルを付与する。ここで、4 連結ラベリング処理とは、4 方向（画像の水平方向及び垂直方向）に隣接する画素に同一のラベルを付与する処理である。

【0071】

なお、本実施形態では、領域分割の手法は上記 4 連結ラベリング処理に限定されず、例えば 8 連結のラベリング処理を用いてもよい。あるいは、領域分割の方法として、注目領域の画素値に基づいて、Watershed 法等の既知の領域分割アルゴリズムを適用してもよい。あるいは、局所領域の範囲は、ユーザの指定により設定されてもよい。あるいは、領域分割を行わず、注目領域全体を 1 つの局所領域として設定してもよい。

【0072】

基準算出部 2343 は、第 1 画像の画素値と局所領域の情報に基づいて基準特徴量を算出し、算出した基準特徴量を第 2 画像側注目領域検出部 236 に出力する。具体的には、基準算出部 2343 は、白色光画像及び特殊光画像の局所領域内の画素値から各局所領域についての特徴量を算出し、その特徴量から注目領域についての基準特徴量を算出する。下式（12）～（15）を用いて、この基準特徴量の算出手法例について説明する。

【0073】

ここで、座標（ x, y ）における第 1 画像の画素値を $f(x, y)$ とする。例えば、第 1 画像を構成している白色光画像の信号数を p 、特殊光画像の信号数を q とすると、 $f(x, y)$ は $(p + q)$ 次元のベクトルである。本実施形態では、白色光画像は 3 チャンネル、特殊光画像は 2 チャンネルの信号を持っているため、 $p = 3$ 、 $q = 2$ であり、 $f(x, y)$ は 5 次元のベクトルである。なお、以下の式では、太字で表記した値はベクトル（または行列）を表すものとする。

【0074】

まず、局所領域設定部 2342 により $C_0 \sim C_{N-1}$ の N 個の局所領域が設定されたとすると、基準算出部 2343 は、各局所領域 C_i について第 1 画像の画素値の平均 AVE_i と標準偏差 STD_i を、下式（12）、（13）により算出する。ここで、演算子“ $\cdot$ ”はベクトルの要素毎の積算を表し、演算子“ $\cdot^{\wedge}$ ”はベクトルの要素毎のべき乗を表す。

【数 1】

$$AVE_i = \sum_{(x,y) \in C_i} f(x, y) \quad \cdots \quad (12)$$

【数 2】

$$STD_i = \left\{ \sum_{(x,y) \in C_i} (f(x, y) - AVE_i) \cdot (f(x, y) - AVE_i) \right\}^{\wedge(1/2)} \quad \cdots \quad (13)$$

【0075】

そして、基準算出部 2343 は、局所領域 C_i 毎に算出された AVE_i と STD_i から、下式（14）、（15）により基準特徴量 AVE 、 STD を算出する。

10

20

30

40

50

【数 3】

$$\text{AVE} = \sum_{i=0}^{N-1} \text{AVE}_i \cdot W(\text{AREA}(C_i)) / \sum_{i=0}^{N-1} W(\text{AREA}(C_i)) \quad \cdots \quad (14)$$

【数 4】

$$\text{STD} = \sum_{i=0}^{N-1} \text{STD}_i \cdot W(\text{AREA}(C_i)) / \sum_{i=0}^{N-1} W(\text{AREA}(C_i)) \quad \cdots \quad (15)$$

【0076】

ここで、 $\text{AREA}(C_i)$ は局所領域 C_i の面積を表し、例えば局所領域 C_i に含まれる画素数である。また、 $W(\text{AREA}(C_i))$ は、局所領域 C_i に対応する重み付け係数を表し、局所領域の面積に応じて値が変化する重み付け関数である。例えば、この重み付け関数は、局所領域の面積と重み係数をあらかじめ関連付けたルックアップテーブルにより実現される。

10

【0077】

例えば、図 14 に、重み付け関数の第 1 の特性例を示す。この特性例では、閾値 Th_1 以下の面積において関数の値が 0（または 0 近傍）である。そのため、ノイズ等により小面積の局所領域が生じても、その局所領域が及ぼす基準特徴量に対する影響を抑制できる。また、図 15 に、重み付け関数の第 2 の特性例を示す。この特性例では、閾値 Th_2 以下の面積において関数の値が 0（または 0 近傍）であり、閾値 Th_3 以上の面積において関数の値が 1（または 1 近傍）である。そのため、小面積の局所領域が基準特徴量に対して及ぼす影響を抑制できる。また、第 1 の特性例では、大面積の局所領域が存在すると、その局所領域の影響が支配的となってしまうが、第 2 の特性例によれば、所定面積以上の局所領域が及ぼす影響を一様にできる。

20

【0078】

5. 第 2 画像取得部の詳細な構成例

次に、図 16 に、第 2 画像取得部 235 の詳細な構成例を示す。この第 2 画像取得部 235 は、白色光画像生成部 2351（通常光画像生成部）と、特殊光画像生成部 2352 と、白色光画像記録部 2353（通常光画像記憶部）と、特殊光画像記録部 2354（特殊光画像記憶部）を含む。そして、白色光画像生成部 2351 は、白色光画像記録部 2353 に接続されている。特殊光画像生成部 2352 は、特殊光画像記録部 2354 に接続されている。白色光画像記録部 2353 と特殊光画像記録部 2354 は、第 2 画像側注目領域検出部 236 に接続されている。

30

【0079】

白色光画像生成部 2351 は、A/D 変換部 231a から出力されるデジタル画像信号に対して画像処理を行い、白色光画像（通常光画像）を生成する。例えば、白色光画像生成部 2351 は、既知の補間処理やホワイトバランス処理、色変換処理、階調変換処理等の画像処理を行う。

【0080】

特殊光画像生成部 2352 は、A/D 変換部 231b から出力されるデジタル画像信号に対して画像処理を行い、特殊光画像を生成する。

40

【0081】

例えば、図 11 等で上述のように、特殊光画像が狭帯域光画像である場合、特殊光画像生成部 2352 には、フィルタ g_2 、 b_2 に対応する市松状のデジタル画像信号が入力される。まず、特殊光画像生成部 2352 は、この画像信号に対して補間処理を行い、全画素において g_2 フィルタに対応する信号値を有する G_2 画像信号と、全画素において b_2 フィルタに対応する信号値を有する B_2 画像信号を生成する。

【0082】

次に、特殊光画像生成部 2352 は、 G_2 画像信号と B_2 画像信号から擬似カラー画像を生成する。例えば、特殊光画像生成部 2352 は、擬似カラー画像の R チャンネルに G

50

2 画像信号を入力し、疑似カラー画像の G チャンネルと B チャンネルに B 2 画像信号を入力し、疑似カラー画像を生成する。そして、特殊光画像生成部 2 3 5 2 は、生成した疑似カラー画像に対してホワイトバランス処理や階調変換処理等の処理を行い、処理後の画像を特殊光画像として出力する。

【 0 0 8 3 】

白色光画像記録部 2 3 5 3 は、白色光画像生成部 2 3 5 1 から出力された白色光画像を記憶する。特殊光画像記録部 2 3 5 4 は、特殊光画像生成部 2 3 5 2 から出力された特殊光画像を記憶する。第 2 画像取得部 2 3 5 は、白色光画像記録部 2 3 5 3 に記録された白色光画像と、特殊光画像記録部 2 3 5 4 に記録された特殊光画像を、第 2 画像（第 2 白色光画像、第 2 特殊光画像）として出力する。

10

【 0 0 8 4 】

6 . 第 2 画像側注目領域検出部の詳細な構成例

次に、図 1 7 に、第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6 の詳細な構成例を示す。この第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6 は、尤度算出部 2 3 6 1 と、表示態様設定部 2 3 6 2 を含む。そして、尤度算出部 2 3 6 1 は、表示態様設定部 2 3 6 2 に接続されている。表示態様設定部 2 3 6 2 は、表示部 2 4 0 に接続されている。

【 0 0 8 5 】

尤度算出部 2 3 6 1 は、第 2 画像取得部 2 3 5 から出力された第 2 画像の画素値と、基準特徴量算出部 2 3 4 により算出された基準特徴量に基づいて、第 2 画像の各画素の病変らしさを表す尤度を算出する。そして、尤度算出部 2 3 6 1 は、算出した尤度を表示態様設定部 2 3 6 2 に出力する。例えば、尤度算出部 2 3 6 1 は、上述の基準特徴量 AVE , STD を用いて、下式 (1 6)、(1 7) により各画素の尤度 $L(x, y)$ を算出する。ここで、 $g(x, y)$ は、画像上での座標 (x, y) での第 2 画像の画素値である。また、演算子 “ . / ” は、ベクトルの要素毎の除算を表し、記号 “ | | ” は、ベクトルの大きさを表す。また、 $G(\alpha, \sigma)$ は、標準偏差 σ のガウス関数である。

20

【数 5】

$$L(x, y) = G(|(g(x, y) - AVE)| / STD, \sigma) \quad \dots \quad (16)$$

【数 6】

$$G(\alpha, \sigma) = \exp\left(-\frac{\alpha^2}{2\sigma^2}\right), \quad \dots \quad (17)$$

$$\alpha = |(g(x, y) - AVE)| / STD$$

30

【 0 0 8 6 】

例えば、上式 (1 6)、(1 7) における σ は、次の設定手法により設定される。第 2 画像の信号数を t とし、各信号が独立変数であるとした場合、 α^2 は自由度 $(t - 1)$ の χ 二乗分布に従うと考えられる。このとき、 σ^2 は、自由度 $(t - 1)$ の χ 二乗分布の下側 1 0 % における値に設定される。この場合、1 0 % の確率で $\alpha^2 < \sigma^2$ を満たし、 $L(x, y) > e^{-0.5}$ を満たす。例えば、 $e^{-0.5}$ を注目領域検出の閾値とすれば、 $g(x, y)$ が AVE に近く、 $\alpha^2 < \sigma^2$ を満たす画素が注目領域と判定される。例えば、 σ^2 は信号数 t によって決まるため、尤度算出部 2 3 6 1 が σ^2 をあらかじめ算出しておけばよい。あるいは、 σ^2 は、外部 I / F 部 2 5 0 を介して任意の値に設定されてもよい。ここで、 χ 二乗分布の下側 1 0 % における値とは、 $\alpha^2 = 0$ 側から χ 二乗分布の確率密度を積分し、1 0 % に達したときの α^2 の値である。

40

【 0 0 8 7 】

表示態様設定部 2 3 6 2 は、尤度算出部 2 3 6 1 により算出された尤度 $L(x, y)$ に基づいて、第 2 画像の表示態様（どのように表示するか）を設定する。具体的には、表示態様設定部 2 3 6 2 は、第 2 画像の白色光画像の各画素に、尤度 $L(x, y)$ に応じた特定色を割り当て出力画像とし、その出力画像を表示部 2 4 0 に出力する。例えば、図 1 8 に、尤度 $L(x, y)$ に応じて割り当てられる特定色の例を示す。図 1 8 の C 1、C 2、

50

C 3 は、それぞれ特定色の R 信号値、G 信号値、B 信号値を表す。すなわち、尤度 $L(x, y)$ が閾値 L_{th} から 1 に変化するに従って、特定色は青から緑、緑から赤に変化する。尤度 $L(x, y)$ が閾値 L_{th} より小さい画素では、白色光画像の画素値をそのまま出力画像の画素値に割り当てる。

【0088】

このようにすれば、尤度が閾値 L_{th} 以下の領域を正常部位とし、その領域については通常の観察を行うことができる。一方、尤度が閾値 L_{th} 以上の領域を注目領域とし、その領域については割り当てられた色に応じて観察者に注意を促すことができる。例えば、閾値 $L_{th} = e^{-1} = 0.368$ を設定すると、 $\alpha^2 > 2\sigma^2$ となる画素を病変部とみなさないことを意味する。なお、本実施形態では、閾値 L_{th} を超える尤度に対してどのような特定色を割り当てるかを、あらかじめ作成したルックアップテーブルにより設定してもよい。

10

【0089】

なお、上記実施形態では、白色光画像と特殊光画像の全ての色信号を用いて種々の処理（基準特徴量の算出、尤度の算出等）を行う場合を例に説明したが、本実施形態はこれに限定されない。例えば、第 1 画像、第 2 画像として特殊光画像及び白色光画像の一方のみが取得され、基準特徴量の算出や第 2 画像側注目領域の検出が、取得された画像の色信号のみを用いて行われてもよい。あるいは、本実施形態では、基準特徴量の算出において、R 信号以外の色信号を用いて基準特徴量を算出してもよい。これは、R 信号が、他の色信号と比べて病変部と正常部で信号強度の差異が小さいためである。あるいは、本実施例では、画像の特徴量として RGB の画素値をそのまま利用せず、白色光画像等の RGB の画素値を色相・彩度・明度の画素値に HSV 変換し、その HSV 変換後の画素値から基準特徴量を算出してもよい。

20

【0090】

さて、上述のように、画像処理により病変部を検出して表示させる場合、患者に依らない共通の検出基準を用いると、患者の個人差等により病変部の検出精度が低下する可能性がある。

【0091】

この点、本実施形態によれば、図 10 に示すように、第 1 画像取得部 233 と、第 2 画像取得部 235 と、基準特徴量算出部 234 と、第 2 画像側注目領域検出部 236 を含む。第 1 画像取得部 233 は、第 1 の撮像素子（図 3 に示す撮像素子 130）により得られた第 1 画像（第 1 通常光画像、第 1 特殊光画像）を取得する。第 2 画像取得部 235 は、第 2 の撮像素子（白色光撮像素子 225、特殊光撮像素子 226）により得られた第 2 画像（第 2 通常光画像、第 2 特殊光画像）を取得する。基準特徴量算出部 234 は、第 1 画像内の画素の画素値 $f(x, y)$ に基づいて、第 2 画像側注目領域の検出基準となる基準特徴量 AVE 、 STD を算出する。第 2 画像側注目領域検出部 236 は、基準特徴量 AVE 、 STD と、第 2 画像内の画素の画素値 $g(x, y)$ に基づいて、第 2 画像から第 2 画像側注目領域を検出する。

30

【0092】

これにより、患者の個人差等に応じた病変部の検出等が可能になる。具体的には、本実施形態によれば、カプセル型内視鏡により第 1 画像が取得され、スコープ型内視鏡により同一患者から第 2 画像が取得される。そして、病変検出基準として、第 1 画像の特徴量から基準特徴量が算出され、第 2 画像の特徴量と基準特徴量との比較により第 2 画像から病変検出が行われる。これにより、患者毎の基準特徴量に基づいて病変部が検出されるため、共通の検出基準を用いた場合に比べて検出精度を向上できる。また、検出精度の向上により、医師は必要以上に注意深い観察を行う必要がなくなり、内視鏡観察における医師の負担を軽減できる。

40

【0093】

ここで、注目領域（第 1 画像側注目領域、第 2 画像側注目領域）とは、使用者にとって観察の優先順位が他の領域よりも相対的に高い領域であり、例えば、使用者が医者であり

50

治療を希望した場合、粘膜部や病変部を写した領域を指す。また、他の例として、医者が観察したいと欲した対象が泡や便であれば、注目領域は、その泡部分や便部分を写した領域になる。即ち、使用者が注目すべき対象は、その観察目的によって異なるが、いずれにしても、その観察に際し、使用者にとって観察の優先順位が他の領域よりも相対的に高い領域が注目領域となる。また、注目領域は特殊光画像や通常光画像（白色光画像）の画素の特徴量（色相、彩度等）を用いて検出することができる。例えば、特徴量に対して閾値を設定することで注目領域を検出でき、その閾値は、注目領域の種類に応じて変化する。例えば第1の種類の注目領域に対する色相、彩度等の特徴量の閾値と、第2の種類の注目領域に対する特徴量の閾値は異なった値になる。そして、注目領域の種類が変わった場合には、この特徴量の閾値を変えるだけで済み、注目領域の検出後の処理（基準特徴量算出処理等）については、本実施形態で説明した処理と同様の処理で実現することができる。

10

【0094】

また、本実施形態では、図12に示すように、基準特徴量算出部234は、第1画像内の画素の画素値 $f(x, y)$ に基づいて、第1画像（1又は複数の画像）から第1画像側注目領域を検出する第1画像側注目領域検出部2341を有する。そして、基準特徴量算出部234は、第1画像側注目領域内の画素の画素値に基づいて、基準特徴量 AVE 、 STD を算出する。具体的には、基準特徴量算出部234は、第1画像側注目領域内の画素の画素値の平均値を、基準特徴量 AVE 、 STD として算出する。

【0095】

このようにすれば、カプセル型内視鏡により撮像された第1画像から、色相範囲等の検出基準により第1画像側注目領域を検出し、その第1画像側注目領域についての特徴量である基準特徴量 AVE 、 STD を算出できる。

20

【0096】

また、本実施形態では、基準特徴量算出部234は、第1画像側注目領域に対して複数の局所領域 $C_1 \sim C_{N-1}$ を設定する局所領域設定部2342を有する。そして、上式（12）～（15）に示すように、基準特徴量算出部234は、各局所領域 C_i 内の画素の画素値に基づいて、各局所領域 C_i における特徴量 AVE_i 、 STD_i を求め、その特徴量 AVE_i 、 STD_i に基づいて基準特徴量 AVE 、 STD を求める。

【0097】

具体的には、基準特徴量算出部234は、各局所領域 C_i 内の画素の画素値の平均値 AVE_i や分散 STD_i を特徴量として求め、複数の局所領域 $C_1 \sim C_{N-1}$ の特徴量 $AVE_1 \sim AVE_{N-1}$ 、 $STD_1 \sim STD_{N-1}$ を重み付け加算して基準特徴量 AVE 、 STD を求める。例えば、図14等に示すように、基準特徴量算出部234は、各局所領域 C_i の面積 $AREA(C_i)$ に応じた重み付け係数 $W(AREA(C_i))$ により重み付け加算を行う。

30

【0098】

このようにすれば、第1画像側注目領域を局所領域に分割し、その局所領域の特徴量に基づく基準特徴量を算出できる。また、局所領域の特徴量を面積に応じて重み付け加算することで、ノイズの影響や巨大な注目領域の影響を軽減することが可能になる。

【0099】

また、本実施形態では、図13(B)に示すように、局所領域設定部2342は、第1画像側注目領域に含まれる画素のうち隣接する（同一ラベルが付与された）画素群（画素の集合）を局所領域として設定する。

40

【0100】

このようにすれば、隣接画素に同一ラベルを付与するラベリング処理により、第1画像側注目領域を1又は複数の局所領域に分割できる。

【0101】

また、本実施形態では、図17に示すように、第2画像側注目領域検出部236は、基準特徴量 AVE 、 STD と、第2画像内の画素の画素値 $g(x, y)$ に基づいて、第2画像側注目領域の注目度合いを表す尤度 $L(x, y)$ を求める尤度算出部2361を有する

50

。そして、尤度算出部 2361 は、第 2 画像内の画素の画素値 $g(x, y)$ が基準特徴量 AVE に近いほど (上式 (17) の α^2 が小さいほど)、その画素の尤度 $L(x, y)$ を大きくする。

【0102】

このようにすれば、尤度により各画素の病変部らしさを表すことができる。また、基準特徴量に応じて尤度が求められることで、患者の個人差等を反映した尤度を算出できる。これにより、患者に応じた検出基準による病変検出が可能になる。

【0103】

ここで、尤度とは、画像内の検出対象領域が注目領域であることのもっともらしさを表すパラメータである。例えば、病変部を注目領域とする場合、尤度は病変らしさを表し、病変部に特有の特徴と検出対象領域の特徴の類似の程度を表す。例えば、病変部と検出対象領域の色が類似するほど大きくなる (または小さくなる) 値を求め、その値を尤度としてもよい。また、その値をさらに変換して尤度を求めてもよい。あるいは、尤度は、正常粘膜の特徴と検出対象領域の特徴の非類似の程度を表す。この場合、例えば病変部と検出対象領域の色が非類似であるほど大きくなる (または小さくなる) 値を求め、その値を尤度としてもよい。また、その値をさらに変換して尤度を求めてもよい。

【0104】

また、本実施形態では、第 2 画像側注目領域検出部は、尤度 $L(x, y)$ に基づいて、第 2 画像側注目領域を表示する制御を行う表示態様設定部 2362 を有する。具体的には、表示態様設定部 2362 は、尤度 $L(x, y)$ の大きさに応じて第 2 画像側注目領域を強調処理し、強調処理された第 2 画像側注目領域を表示する制御を行う。例えば、図 18 に示すように、表示態様設定部 2362 は、尤度 $L(x, y)$ が所定の閾値 L_{th} より大きい場合に、尤度 $L(x, y)$ の大きさに応じて第 2 画像側注目領域内の画素の色を変更する処理を行う。

【0105】

このようにすれば、尤度に基づいて第 2 画像側注目領域の表示制御が行われることで、第 2 画像側注目領域の検出が可能になる。例えば、尤度が所定の閾値より大きい画素に色を付す表示制御を行うことで、その色を付された画素群を第 2 画像側注目領域として検出できる。

【0106】

また、本実施形態では、基準特徴量 AVE 、 STD は、第 1 画像内の画素の原色画素値に関する特徴量である。

【0107】

このようにすれば、原色画素値である RGB 信号をそのまま用いて基準特徴量を求めることができる。なお、本実施形態では、RGB 信号を補色画素値に変換し、その補色画素値に関する基準特徴量を算出してもよい。あるいは、RGB 信号を色相値 H や彩度値 S 、明度値 V に変換し、その HSV 信号に関する特徴量を求めてもよい。このようにすれば、正常部に対して検出対象病変部の特徴が現れやすい色空間を用いて、基準特徴量を求めることができる。

【0108】

また、本実施形態では、第 1 画像取得部 233 は、第 1 通常光画像 (第 1 白色光画像) 及び第 1 特殊光画像を、第 1 画像として取得する。第 2 画像取得部 235 は、第 2 通常光画像 (第 2 白色光画像) 及び第 2 特殊光画像を、第 2 画像として取得する。

【0109】

このようにすれば、通常光画像及び特殊光画像の色信号に基づく基準特徴量や尤度を求めることができる。これにより、通常光画像及び特殊光画像の双方における病変部の色が考慮された病変検出が可能になり、検出精度を向上できる。なお、本実施形態では、第 1 画像取得部 233、第 2 画像取得部 235 が、通常光画像及び特殊光画像のいずれか一方を取得してもよい。

【0110】

ここで、通常光画像（白色光画像）とは、白色の波長帯域（例えば380nm～700nm）における情報を有した被写体像を含む画像である。また、特殊光画像とは、特定の波長帯域における情報を有した被写体像を含む画像である。図5等で上述のように、この通常光画像と特殊光画像は、照明光の分光特性や撮像素子の色フィルタの分光特性等により、白色波長帯域の被写体像と特定波長帯域の被写体像が生成され、その被写体像が撮像されることで実現される。

【0111】

また、本実施形態では、上記特定の波長帯域は、白色の波長帯域（例えば380nm～650nm）よりも狭い帯域である（NBI：Narrow Band Imaging）。例えば、通常光画像及び特殊光画像は、生体内を写した生体内画像であり、その生体内画像に含まれる特定の波長帯域は、血液中のヘモグロビンに吸収される波長の波長帯域である。例えば、このヘモグロビンに吸収される波長は、390nm～445nm（第1の狭帯域光、狭帯域光のB2成分）、または530nm～550nm（第2の狭帯域光、狭帯域光のG2成分）である。

10

【0112】

これにより、生体の表層部及び、深部に位置する血管の構造を観察することが可能になる。また得られた信号を特定のチャンネル（G2→R、B2→G、B）に入力することで、扁平上皮癌等の通常光では視認が難しい病変などを褐色等で表示することができ、病変部の見落としを抑制することができる。なお、390nm～445nmまたは530nm～550nmとは、ヘモグロビンに吸収されるという特性及び、それぞれ生体の表層部または深部まで到達するという特性から得られた数字である。ただし、この場合の波長帯域はこれに限定されず、例えばヘモグロビンによる吸収と生体の表層部又は深部への到達に関する実験結果等の変動要因により、波長帯域の下限値が0～10%程度減少し、上限値が0～10%程度上昇することもある。

20

【0113】

また、本実施形態では、通常光画像および特殊光画像は生体内を写した生体内画像であり、その生体内画像に含まれる特定の波長帯域は、蛍光物質が発する蛍光の波長帯域であってもよい。例えば、特定の波長帯域は、490nm～625nmの波長帯域であってもよい。

【0114】

これにより、AFI（Auto Fluorescence Imaging）と呼ばれる蛍光観察が可能となる。この蛍光観察では、励起光（390nm～470nm）を照射することで、コラーゲンなどの蛍光物質からの自家蛍光（intrinsic fluorescence、490nm～625nm）を観察することができる。このような観察では病変を正常粘膜とは異なった色調で強調表示することができ、病変部の見落としを抑制すること等が可能になる。なお490nm～625nmとは、上述の励起光を照射した際、コラーゲン等の蛍光物質が発する自家蛍光の波長帯域を示したものである。ただし、この場合の波長帯域はこれに限定されず、例えば蛍光物質が発する蛍光の波長帯域に関する実験結果等の変動要因により、波長帯域の下限値が0～10%程度減少し、上限値が0～10%程度上昇することもある。また、ヘモグロビンに吸収される波長帯域（540nm～560nm）を同時に照射し、擬似カラー画像を生成してもよい。

30

40

【0115】

また、本実施形態では、生体内画像に含まれる特定の波長帯域は、赤外光の波長帯域であってもよい。例えば、特定の波長帯域は、790nm～820nm、または905nm～970nmの波長帯域であってもよい。

【0116】

これにより、IRI（Infra Red Imaging）と呼ばれる赤外光観察が可能となる。この赤外光観察では、赤外光が吸収されやすい赤外指標薬剤であるICG（インドシアニングリーン）を静脈注射した上で、上記波長帯域の赤外光を照射することで、人間の目では視認が難しい粘膜深部の血管や血流情報を強調表示することができ、胃癌の深達度診断や治

50

療方針の判定などが可能になる。なお、790nm～820nmという数字は赤外指標薬剤の吸収がもっとも強いという特性から求められ、905nm～970nmという数字は赤外指標薬剤の吸収がもっとも弱いという特性から求められたものである。ただし、この場合の波長帯域はこれに限定されず、例えば赤外指標薬剤の吸収に関する実験結果等の変動要因により、波長帯域の下限値が0～10%程度減少し、上限値が0～10%程度上昇することもある。

【0117】

また、本実施形態では、取得された通常光画像に基づいて、特殊光画像を生成する特殊光画像取得部を含んでもよい。例えば、図10に示す第2画像取得部235が図示しない特殊光画像取得部を含み、第2画像取得部235が通常光画像を取得し、特殊光画像取得部がその通常光画像から特殊光画像を生成してもよい。この場合、特殊光撮像素子226、A/D変換部231bは、省略される。なお、本実施形態では、第1画像取得部233が図示しない特殊光画像取得部を含んでもよい。

10

【0118】

具体的には、特殊光画像取得部は、取得された通常光画像から、白色の波長帯域における信号を抽出する信号抽出部を含む。そして、特殊光画像取得部は、抽出された白色光の波長帯域における信号に基づいて、特定の波長帯域における信号を含む特殊光画像を生成してもよい。例えば、信号抽出部は、通常光画像のRGB信号から10nm刻みに被写体の分光反射率特性を推定し、特殊光画像取得部は、その推定された信号成分を上記特定の波長帯域で積算して特殊光画像を生成する。

20

【0119】

より具体的には、特殊光画像取得部は、白色光の波長帯域における信号から、特定の波長帯域における信号を算出するためのマトリクスデータを設定するマトリクスデータ設定部を含んでもよい。そして、特殊光画像取得部は、設定されたマトリクスデータを用いて、白色の波長帯域における信号から特定の波長帯域における信号を算出して、特殊光画像を生成してもよい。例えば、マトリクスデータ設定部は、特定の波長帯域の照射光の分光特性が10nm刻みに記述されたテーブルデータをマトリクスデータとして設定する。そして、このテーブルデータに記述された分光特性(係数)を、10nm刻みに推定された被写体の分光反射率特性に乗算して積算し、特殊光画像を生成する。

30

【0120】

これにより、通常光画像に基づいて特殊光画像を生成することができるため、通常光(白色光)を照射する1つの光源と、通常光を撮像する1つの撮像素子のみでもシステムを実現することが可能になる。そのため、カプセル型内視鏡や、スコープ型内視鏡の挿入部を小さくすることができ、また部品が少なくすむためコストを下げる効果も期待できる。

【0121】

また、本実施形態では、図10に示すように、第2内視鏡装置200は、第2画像側注目領域に関する情報(例えば尤度)が対応付けられた第2画像(第2通常光画像)を表示する表示部240を含む。具体的には、表示部240は、第2画像側注目領域に関する情報が重畳された(例えば尤度に応じた色に画素値が変換された)第2画像を表示する。

40

【0122】

このようにすれば、第2画像側注目領域が表示部に表示されることで、注目領域の存在をユーザに対して警告できる。

【0123】

7. 第1内視鏡装置の第2の構成例

さて、上記実施形態では、第1内視鏡装置がカプセル型内視鏡である場合について説明したが、本実施形態では、第1内視鏡装置がスコープ型内視鏡であってもよい。すなわち、上記実施形態では、例えばカプセル型内視鏡による検査で異常所見があり、スコープ型内視鏡により再度精密検査を受ける場合を想定している。一方、本実施形態では、集団検診や人間ドックなどスコープ型内視鏡を用いた検査で要精密検査と判定され、再度スコー

50

ブ型内視鏡による検査を受ける場合に適用されてもよい。

【0124】

図19に、この場合の第1内視鏡装置の第2の構成例を示す。この第1内視鏡装置は、光源部310、挿入部320、第1画像処理部330、表示部340、外部I/F部350を含む。なお、第2内視鏡装置200は、上記実施形態と同様に構成できる。また、第1画像処理部330以外の構成要素は、図10に示す第2内視鏡装置200の光源部210、挿入部220、表示部240、外部I/F部250と同様に構成できる。

【0125】

第1画像処理部330は、A/D変換部331a、331b、第1制御部332、第1画像取得部333、第1画像記録部334を含む。そして、A/D変換部331a、331bは、第1画像取得部333に接続されている。第1制御部332は、第1画像取得部333と、第1画像記録部334に双方向に接続されており、これらを制御する。第1画像取得部333は、第1画像記録部334に接続されている。第1画像記録部334は、第2内視鏡装置200に接続されている。

10

【0126】

A/D変換部331a、331bには、それぞれ白色光撮像素子325、特殊光撮像素子326からのアナログ画像信号が入力される。そして、A/D変換部331a、331bは、そのアナログ画像信号をデジタル画像信号に変換し、そのデジタル画像信号を第1画像取得部333に出力する。

【0127】

第1画像取得部333は、入力されたデジタル画像信号に対して、例えば既知の画像処理により第1画像（第1白色光画像、第1特殊光画像）を生成し、その第1画像を第1画像記録部334に出力する。

20

【0128】

第1画像記録部334は、入力された第1画像を1枚以上記録し、記録した第1画像を第2内視鏡装置200に出力する。例えば、第1画像記録部334は、可搬情報記録媒体を介して第1画像を第2内視鏡装置200に出力する。

【0129】

8. 部位別に基準特徴量を算出する場合の処理手法

上記実施形態では、複数の臓器を通過した一連の撮像画像全体から基準特徴量を算出する場合を例に説明したが、本実施形態では、臓器毎に基準特徴量を算出してもよい。

30

【0130】

図20に、この場合の基準特徴量算出部の第2の詳細な構成例を示す。この基準特徴量算出部234は、第1画像側注目領域検出部2341と、局所領域設定部2342と、基準算出部2343と、第1部位判別部2344を含む。そして、第1画像側注目領域検出部2341は、局所領域設定部2342に接続されている。局所領域設定部2342は、基準算出部2343に接続されている。第1部位判別部2344は、基準算出部2343に接続されている。基準算出部2343は、第2画像側注目領域検出部236に接続されている。

【0131】

第1部位判別部2344には、第1画像取得部233からの第1画像が入力される。第1部位判別部2344は、例えば公知の生体部位判別技術（例えば、特開2009-142552号公報）を利用して、第1画像がどの生体部位（消化管や組織の種別。例えば、胃や小腸、大腸等）を撮影したものを判別する。第1部位判別部2344は、判別した生体部位情報（例えば、部位の種別）を基準算出部2343に出力する。

40

【0132】

基準算出部2343は、第1画像取得部233からの第1画像と、局所領域設定部2342からの局所領域情報と、第1部位判別部2344からの生体部位情報に基づいて、生体部位毎の基準特徴量を算出する。基準算出部2343は、算出した生体部位毎の基準特徴量を、第2画像側注目領域検出部236に出力する。

50

【 0 1 3 3 】

なお、第 1 画像側注目領域検出部 2 3 4 1 と局所領域設定部 2 3 4 2 は、図 1 2 等
示す第 1 画像側注目領域検出部 2 3 4 1 と局所領域設定部 2 3 4 2 と同様に構成される。

【 0 1 3 4 】

図 2 1 に、第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6 の第 2 の詳細な構成例を示す。この第 2 画
像側注目領域検出部 2 3 6 は、尤度算出部 2 3 6 1 と、表示態様設定部 2 3 6 2 と、第 2
部位判別部 2 3 6 3 を含む。そして、第 2 部位判別部 2 3 6 3 は、尤度算出部 2 3 6 1 に
接続されている。尤度算出部 2 3 6 1 は、表示態様設定部 2 3 6 2 に接続されている。表
示態様設定部 2 3 6 2 は、表示部 2 4 0 に接続されている。

【 0 1 3 5 】

第 2 部位判別部 2 3 6 3 には、第 2 画像取得部 2 3 5 からの第 2 画像が入力される。第
2 部位判別部 2 3 6 3 は、公知の生体部位判別技術を利用して、第 2 画像がどの生体部位
を撮影したものかを判別する。第 2 部位判別部 2 3 6 3 は、判別した生体部位情報（例え
ば、部位の種別）を、尤度算出部 2 3 6 1 に出力する。

【 0 1 3 6 】

尤度算出部 2 3 6 1 は、第 2 画像取得部 2 3 5 からの第 2 画像と、基準特徴量算出部 2
3 4 からの生体部位毎の基準特徴量と、第 2 部位判別部 2 3 6 3 からの生体部位情報に基
づいて、第 2 画像の各画素の尤度を算出する。尤度算出部 2 3 6 1 は、算出した尤度を表
示態様設定部 2 3 6 2 に出力する。

【 0 1 3 7 】

なお、表示態様設定部 2 3 6 2 は、図 1 7 等示す表示態様設定部 2 3 6 2 と同様に構
成される。また、基準特徴量算出部 2 3 4 と第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6 以外の構成
要素は、上述の実施形態と同様に構成される。

【 0 1 3 8 】

9. 第 1 内視鏡装置が基準特徴量を算出する場合の処理手法

上記実施形態では、第 2 内視鏡装置 2 0 0 が基準特徴量を算出する場合について説明し
たが、本実施形態では、第 1 内視鏡装置 1 0 0 が基準特徴量を算出してもよい。

【 0 1 3 9 】

図 2 2 に、この場合の第 1 画像処理部 1 8 0 の第 2 の詳細な構成例を示す。この第 1 画
像処理部 1 8 0 は、第 1 画像生成部 1 8 1 と、第 1 画像記録部 1 8 2 と、基準特徴量算出
部 1 8 3 を含む。そして、第 1 画像生成部 1 8 1 は、第 1 画像記録部 1 8 2 に接続されて
いる。第 1 画像記録部 1 8 2 は、基準特徴量算出部 1 8 3 に接続されている。基準特徴量
算出部 1 8 3 は、第 2 画像処理部 2 3 0 に接続されている。

【 0 1 4 0 】

第 1 画像生成部 1 8 1 には、データ受信部 1 7 0 により受信されたデジタル画像信号と
制御信号が入力される。第 1 画像生成部 1 8 1 は、デジタル画像信号と制御信号を画像処
理して第 1 画像を生成し、その第 1 画像を第 1 画像記録部 1 8 2 に出力する。

【 0 1 4 1 】

第 1 画像記録部 1 8 2 は、第 1 画像記録部 1 8 2 からの第 1 画像を 1 枚以上記録し、記
録した第 1 画像を基準特徴量算出部 1 8 3 に出力する。

【 0 1 4 2 】

基準特徴量算出部 1 8 3 は、第 1 画像記録部 1 8 2 からの 1 枚以上の第 1 画像から基準
特徴量を算出し、その基準特徴量を第 2 画像処理部 2 3 0 に出力する。例えば、基準特徴
量算出部 1 8 3 は、図 1 2 に示す基準特徴量算出部 2 3 4 と同様に構成される。

【 0 1 4 3 】

図 2 3 に、第 2 画像処理部の第 2 の詳細な構成例を示す。この第 2 画像処理部 2 3 0 は
、A / D 変換部 2 3 1 a , 2 3 1 b と、第 2 制御部 2 3 2 と、第 2 画像取得部 2 3 5 と、
第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6 と、基準特徴量取得部 2 3 7 を含む。そして、A / D 変
換部 2 3 1 a , 2 3 1 b は、第 2 画像取得部 2 3 5 に接続されている。第 2 画像取得部 2
3 5 は、第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6 に接続されている。基準特徴量取得部 2 3 7 は

10

20

30

40

50

、第2画像側注目領域検出部236に接続されている。第2画像側注目領域検出部236は、表示部240に接続されている。第2制御部232は、光源部210と、第2画像取得部235と、第2画像側注目領域検出部236と、表示部240と、外部I/F部250と双方向に接続されており、これらを制御する。

【0144】

第2画像取得部235は、A/D変換部231a, 231bから出力されるデジタル画像信号に対して画像処理を行って第2画像を生成し、その第2画像を第2画像側注目領域検出部236に出力する。

【0145】

基準特徴量取得部237は、第1画像処理部180により算出された基準特徴量を取得する。

10

【0146】

第2画像側注目領域検出部236は、第2画像取得部235からの第2画像と、基準特徴量取得部237からの基準特徴量に基づいて、第2画像側注目領域を検出する。そして、第2画像側注目領域検出部236は、第2画像側注目領域を特定色に変換して出力画像を生成し、その出力画像を表示部240に出力する。

【0147】

なお、A/D変換部231a, 231bは、図10に示すA/D変換部231a, 231bと同様である。また、第1画像処理部180と第2画像処理部230以外の構成要素は、上述の実施形態で説明した構成要素と同様に構成される。

20

【0148】

さて、上記実施形態では、画像処理装置(第1画像処理部180、または第2画像処理部230)を構成する各部をハードウェアで構成することとしたが、本実施形態はこれに限定されず、CPUがプログラムを実行することによってソフトウェアとして実現してもよい。この場合、画像処理装置は、例えば図33等で後述するコンピュータシステムにより実現される。

【0149】

各部が行う処理の一部をソフトウェアで構成する場合の一例として、あらかじめ取得された画像に対して画像処理装置が行う処理をソフトウェアで実現する場合の処理手順を、図24～図26に示すフローチャートを用いて説明する。例えば、あらかじめ取得された画像とは、A/D変換部が出力するベイア配列の出力画像を、RAWファイルとして記録媒体に記録した画像である。

30

【0150】

図24に示すように、この処理が開始されると、基準特徴量を算出する処理を行い(ステップS1)、その基準特徴量を出力する(ステップS2)。次に、その基準特徴量を取得し(ステップS3)、第2画像を取得する(ステップS4)。次に、基準特徴量と第2画像を用いて第2画像側注目領域を検出する処理を行い(ステップS5)、出力画像を出力する(ステップS6)。処理対象の第2画像が残っている場合(ステップS7、No)、ステップS4～S6を繰り返し、処理対象の第2画像が残っていない場合(ステップS7、Yes)、処理を終了する。

40

【0151】

例えば、上記フローチャートのステップS1, S2は、第1画像処理部180により行われ、ステップS3～S7は、第2画像処理部230により行われる。あるいは、第2内視鏡装置200が基準特徴量を算出する場合には、ステップS1～S7は、第2画像処理部230により行われる。

【0152】

図25に、上述の基準特徴量算出処理(ステップS1)の詳細なフローチャートを示す。この処理が開始されると、第1画像を取得し(ステップS10)、その第1画像に対応する生体部位を判別する処理を行う(ステップS11)。次に、第1画像から第1画像側注目領域を検出する処理を行い(ステップS12)、その第1画像側注目領域に局所領域

50

を設定する処理を行う（ステップ S 1 3）。次に、各生体部位に対応する基準特徴量を算出する（ステップ S 1 4）。処理対象の第 1 画像が残っている場合（ステップ S 1 5、N o）、ステップ S 1 0 ~ S 1 4 を繰り返し、処理対象の第 1 画像が残っていない場合（ステップ S 1 5、Y e s）、処理を終了する。

【 0 1 5 3 】

図 2 6 に、上述の第 2 画像側注目領域検出処理（ステップ S 5）の詳細なフローチャートを示す。この処理が開始されると、第 2 画像に対応する生体部位を判別する処理を行う（ステップ S 2 0）。次に、その生体部位に対応する基準特徴量を用いて尤度を算出する処理を行い（ステップ S 2 1）、その尤度に応じた表示態様を設定し、出力画像を出力する（ステップ S 2 2）。

10

【 0 1 5 4 】

本実施形態によれば、画像処理装置（第 1 画像処理部 1 8 0）は、第 1 画像内の画素の画素値に基づいて基準特徴量を算出する基準特徴量算出部 1 8 3 と、第 1 の撮像素子（撮像素子 1 3 0）により得られた第 1 画像を取得する第 1 画像取得部（第 1 画像生成部 1 8 1）と、を含む。そして、基準特徴量算出部 1 8 3 は、第 1 画像内の画素の画素値に基づいて、第 1 画像から第 1 画像側注目領域を検出する第 1 画像側注目領域検出部を有する。基準特徴量算出部 1 8 3 は、第 1 画像側注目領域内の画素の画素値に基づいて基準特徴量を算出する。

【 0 1 5 5 】

また、本実施形態では、画像処理装置（第 2 画像処理部 2 3 0）は、第 2 画像を取得する第 2 画像取得部 2 3 5 と、基準特徴量を取得する基準特徴量取得部 2 3 7 と、基準特徴量と第 2 画像内の画素の画素値とに基づいて、第 2 画像から第 2 画像側注目領域を検出する第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6 と、を含む。

20

【 0 1 5 6 】

このようにすれば、第 1 内視鏡装置 1 0 0 から取得した基準特徴量に基づいて病変検出を行うことができる。これにより、第 2 内視鏡装置 2 0 0 が第 1 画像を読み込む必要や、基準特徴量を求める必要がなくなり、処理負荷を軽減できる。

【 0 1 5 7 】

1 0 . 正常領域についての基準特徴量を算出する場合の処理手法

上記実施形態では、第 1 画像側注目領域の画素値に基づいて基準特徴量を算出する場合について説明したが、本実施形態では、第 1 画像側正常領域（第 2 領域）を検出し、その第 1 画像側正常領域の画素値に基づいて基準特徴量を算出してもよい。

30

【 0 1 5 8 】

図 2 7 に、この場合の基準特徴量算出部の第 3 の詳細な構成例を示す。この基準特徴量算出部 2 3 4 は、第 1 画像側正常領域検出部 2 3 4 6（第 2 領域検出部）と、基準算出部 2 3 4 3 を備えている。そして、第 1 画像側正常領域検出部 2 3 4 6 は、基準算出部 2 3 4 3 に接続されている。基準算出部 2 3 4 3 は、第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6 に接続されている。なお、基準特徴量算出部 2 3 4 と、第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6 以外の構成要素は、図 1 0 等で上述の構成要素と同様である。

【 0 1 5 9 】

第 1 画像側正常領域検出部 2 3 4 6 には、第 1 画像取得部 2 3 3 からの第 1 画像が入力される。第 1 画像側正常領域検出部 2 3 4 6 は、第 1 画像から第 1 画像側正常領域（正常粘膜部）を検出し、その第 1 画像側正常領域の情報（例えば領域内の画素の座標）を基準算出部 2 3 4 3 に出力する。

40

【 0 1 6 0 】

基準算出部 2 3 4 3 は、第 1 画像側正常領域内の画素値 $f(x, y)$ から、下式 (1 8)、(1 9) により基準特徴量 $AVE2$ 、 $STD2$ を算出し、その基準特徴量 $AVE2$ 、 $STD2$ を第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6 に出力する。ここで、 RS は、第 1 画像側正常領域を表す。

【数 7】

$$\text{AVE2} = \sum_{(x,y) \in RS} f(x,y) \quad \dots \quad (18)$$

【数 8】

$$\text{STD2} = \left\{ \sum_{(x,y) \in RS} (f(x,y) - \text{AVE2}) \cdot (f(x,y) - \text{AVE2}) \right\}^{\wedge(1/2)} \quad \dots \quad (19)$$

【0161】

10

第2画像側注目領域検出部236は、基準特徴量 AVE2, STD2 と、第2画像の画素値 $g(x, y)$ から、第2画像側注目領域を検出する。具体的には、第2画像側注目領域検出部236は、上述の実施形態と同様に、尤度算出部2361と、表示態様設定部2362を含む。例えば、尤度算出部2361は、下式(20)により距離 $D(x, y)$ を算出する。距離 $D(x, y)$ は、画素値 $g(x, y)$ から、第1画像側正常領域が構成するクラスタまでの、特徴量空間における距離である。

【数 9】

$$D(x, y) = |(g(x, y) - \text{AVE2}) / \text{STD2}| \quad \dots \quad (20)$$

【0162】

20

次に、尤度算出部2361は、下式(21)により距離 $D(x, y)$ から尤度 $L'(x, y)$ を算出する。ここで、 $G(D(x, y), \sigma)$ は、上式(17)に示す $G(\alpha, \sigma)$ に $\alpha = D(x, y)$ を代入した関数である。

【数 10】

$$L'(x, y) = 1.0 - G(D(x, y), \sigma) \quad \dots \quad (21)$$

【0163】

例えば、第2画像の信号数が t である場合、 σ^2 には、自由度 $(t - 1)$ の χ^2 乗分布の上側5%の値が設定される。この場合、5%の確率で $\alpha^2 > \sigma^2$ を満たし、 $1 - L'(x, y) > (1 - e^{-0.5})$ を満たす。例えば、 $(1 - e^{-0.5})$ を注目領域検出の閾値とすれば、 $g(x, y)$ が AVE から遠く、 $\alpha^2 > \sigma^2$ を満たす画素が注目領域と判定される。

30

【0164】

尤度算出部2361は、算出した尤度 $L'(x, y)$ を表示態様設定部2362に出力する。表示態様設定部2362は、上述の実施形態と同様に、尤度 $L'(x, y)$ に基づいて表示態様を設定する。

【0165】

図28に、第1画像側正常領域検出部2346の詳細な構成例を示す。この第1画像側正常領域検出部2346は、第1画像側正常領域候補検出部23461と、第1画像側正常領域特定部23462を含む。そして、第1画像側正常領域候補検出部23461は、第1画像側正常領域特定部23462に接続される。第1画像側正常領域特定部23462は、基準算出部2343に接続される。

40

【0166】

第1画像側正常領域候補検出部23461には、第1画像取得部233からの第1画像が入力される。第1画像側正常領域候補検出部23461は、第1画像のうちの第1画像側注目領域以外の領域を第1画像側正常領域候補として検出する。例えば、第1画像側正常領域候補検出部23461は、第1画像から第1画像側注目領域を検出し、その第1画像側注目領域を第1画像から除外した領域を、第1画像側正常領域候補に設定する。

【0167】

第1画像側正常領域特定部23462は、第1画像側正常領域候補から第1画像側正常

50

領域を特定する。これは、第1画像側正常領域候補には、第1画像側正常領域以外の領域（例えば泡領域）が含まれているためである。例えば、第1画像側正常領域特定部23462は、泡領域を検出し、その泡領域を第1画像側正常領域候補から除外した領域を第1画像側正常領域に設定する。例えば、泡領域の検出は、エッジ強度を算出し、泡画像の特徴から予め設定された泡モデルとエッジ強度の相関値を求め、その相関値から泡領域を検出する手法（特開2007-313119号公報）により行われる。

【0168】

なお、上記実施形態では、第1画像側正常領域の画素値から基準特徴量を算出する場合について説明したが、本実施形態では、第1画像全体の画素値から基準特徴量を算出してもよい。この場合、基準特徴量算出部234は、下式(22)、(23)により基準特徴量AVE2, STD2を算出する。ここで、RAは、第1画像全体の領域を表す。

10

【数11】

$$AVE2 = \sum_{(x,y) \in RA} f(x,y) \quad \dots \quad (22)$$

【数12】

$$STD2 = \left\{ \sum_{(x,y) \in RA} (f(x,y) - AVE2) \cdot (f(x,y) - AVE2) \right\}^{(1/2)} \quad \dots \quad (23)$$

20

【0169】

次に、画像処理装置（例えば第2画像処理部230）の各部が行う処理の一部をソフトウェアで構成する場合の一例として、画像処理装置が行う処理をソフトウェアで実現する場合の処理手順を、フローチャートを用いて説明する。

【0170】

図29に、基準特徴量算出処理のフローチャートを示す。この処理が開始されると、第1画像を取得する（ステップS30）。次に、第1画像から第1画像側正常領域候補を検出する処理を行い（ステップS31）、第1画像側正常領域を特定する処理を行う（ステップS32）。次に、第1画像側正常領域内の画素値から基準特徴量を算出する（ステップS33）。処理対象の第1画像が残っている場合（ステップS34、No）、ステップS30～S33を繰り返し、処理対象の第1画像が残っていない場合（ステップS34、Yes）、処理を終了する。なお、他の処理は、図24等で上述の処理と同様である。

30

【0171】

上記実施形態によれば、図27に示すように、基準特徴量算出部234は、第1画像内の画素の画素値に基づいて、第1画像から第1画像側正常領域（正常粘膜部）を検出する第1画像側正常領域検出部2346を有する。そして、基準特徴量算出部234は、第1画像側正常領域内の画素の画素値 $f(x, y)$ に基づいて、基準特徴量AVE2, STD2を算出する。例えば、基準特徴量算出部234は、第1画像側正常領域内の画素の画素値 $f(x, y)$ の平均値AVE2を、基準特徴量として算出する。

【0172】

40

このようにすれば、正常領域についての基準特徴量により患者の個人差に影響されない病変検出が可能になる。また、正常領域についての基準特徴量を用いることで、特徴量が異なる種々の病変部が混在する場合であっても、その種々の病変部を検出することが可能になる。これにより、検出精度を向上でき、医師が必要以上に注意深い観察を行う必要がなくなるため、内視鏡観察における医師の負担を軽減できる。

【0173】

ここで、正常領域（第1画像側正常領域）とは、使用者にとって観察の優先順位が他の領域よりも相対的に低い領域であり、例えば、使用者が医者であり治療を希望した場合、異常粘膜部や病変部以外の正常粘膜部を写した領域を指す。また、他の例として、医者が観察したいと欲した対象が泡や便であれば、正常領域は、その泡部分や便部分以外を写し

50

た領域になる。逆に、このような優先順位が相対的に低い領域以外の領域に注目すれば、その領域は優先順位が相対的に高い領域と考えられるため、注目領域とみなすことができる。

【0174】

また、上記実施形態では、第2画像側注目領域検出部236は、基準特徴量 AVE_2 、 STD_2 と、第2画像内の画素の画素値 $g(x, y)$ とに基づいて、第2画像側注目領域の注目度合いを表す尤度 $L'(x, y)$ を求める尤度算出部2361を有する。そして、尤度算出部2361は、画素値 $g(x, y)$ が基準特徴量 AVE_2 、 STD_2 から乖離しているほど、尤度 $L'(x, y)$ を大きくする。

【0175】

このようにすれば、正常領域についての基準特徴量を用いて病変部を検出できる。すなわち、正常領域から乖離した特徴量を持つ画素の尤度を大きくすることで、尤度により病変らしさの度合いを表すことができる。

【0176】

また、上記実施形態では、基準特徴量算出部234は、第1画像全体の画素の画素値に基づいて、正常度合いについての基準特徴量 AVE_2 、 STD_2 を算出してもよい。

【0177】

このようにすれば、正常領域であるか否かに依らず第1画像全体から基準特徴量を算出できる。病変部の画像上の面積は、それ以外の領域の面積と比べて小さいと考えられるため、第1画像全体から算出した基準特徴量は病変部の特徴量から乖離していると考えられる。そのため、第1画像全体から基準特徴量を正常領域の特徴量とみなすことができ、病変検出に用いることができる。これにより、第1画像側正常領域検出部を省略でき、処理コストを低減できる。一方、第1画像側正常領域検出部を用いた場合には、正常領域か否かを考慮したより高精度な病変検出が可能である。

【0178】

なお、上記実施形態では、第2内視鏡装置200が基準特徴量を求める場合について説明したが、本実施形態では、第1内視鏡装置100が基準特徴量を求めてもよい。すなわち、画像処理装置(第1画像処理部180)が、正常度合いについての基準特徴量 AVE_2 、 STD_2 を求める基準特徴量算出部234を含んでもよい。

【0179】

11. 分光特性に応じた補正を行う場合の処理手法

さて、カプセル型内視鏡とスコープ型内視鏡で撮像部の分光特性が異なる場合がある。この場合、同じ被写体でも各内視鏡で色味が異なって見えるため、カプセル型内視鏡の撮像画像から求めた基準特徴量をそのままスコープ型内視鏡の撮像画像に適用して病変検出すると、検出精度が低下する可能性がある。そこで、本実施形態では、内視鏡の分光特性に基づいて撮像画像の画素値を補正し、その画素値から基準特徴量を算出する。

【0180】

図30に、この場合の基準特徴量算出部の第4の詳細な構成例を示す。この基準特徴量算出部234は、第1画像側注目領域検出部2341と、局所領域設定部2342と、基準算出部2343と、基準特徴量補正部2345を含む。そして、第1画像側注目領域検出部2341は、局所領域設定部2342に接続されている。局所領域設定部2342は、基準算出部2343に接続されている。基準特徴量補正部2345は、基準算出部2343に接続されている。基準算出部2343は、第2画像側注目領域検出部236に接続されている。なお、基準特徴量補正部2345以外の構成要素は、図12等で上述した各構成要素と同様である。

【0181】

基準特徴量補正部2345には、第1画像取得部233からの第1画像が入力される。基準特徴量補正部2345は、第1内視鏡装置100と第2内視鏡装置200の分光特性の違いに基づいて、第1画像の画素値を補正する。具体的には、基準特徴量補正部2345は、分光推定(例えば特開2000-115553号公報の段落0054~0065に

10

20

30

40

50

記載の手法)を行って被写体の分光特性を推定する。そして、基準特徴量補正部2345は、あらかじめ計測された第1内視鏡装置100と第2内視鏡装置200の分光特性により第1画像の画素値を補正する。そして、基準算出部2343が、補正後の画素値から基準特徴量を算出する。

【0182】

次に、第1画像の画素値を補正する手法について詳細に説明する。第1画像の画素値 $f(x, y)$ と補正後の画素値 $f'(x, y)$ は、下式(24)、(25)により表される。ここで、 λ は、光の波長を表し、 $O(\lambda, x, y)$ は、画像上の座標 (x, y) における分光反射率特性を表す。また、 $F(\lambda)$ は、あらかじめ取得された第1内視鏡装置100の色フィルタの分光透過特性を表し、 $G(\lambda)$ は、あらかじめ取得された第2内視鏡装置200の色フィルタの分光透過特性を表す。

10

【数13】

$$f(x, y) = F(\lambda)O(\lambda, x, y) \quad \dots \quad (24)$$

【数14】

$$f'(x, y) = G(\lambda)O(\lambda, x, y) \quad \dots \quad (25)$$

【0183】

まず、基準特徴量補正部2345は、撮像された第1画像の画素値 $f(x, y)$ に対して分光推定を行い、 $f(x, y)$ の分光特性を求める。次に、基準特徴量補正部2345は、その $f(x, y)$ の分光特性と既知の $F(\lambda)$ から、上式(24)により分光反射率特性 $O(\lambda, x, y)$ を求める。例えば、基準特徴量補正部2345は、波長380nm~780nmまで10nm刻みに被写体の分光反射率特性 $O(\lambda)$ を各画素について求め、その各画素の分光反射率特性 $O(\lambda)$ で構成される分光画像情報を取得する。そして、その分光反射率特性 $O(\lambda, x, y)$ と既知の $G(\lambda)$ から、上式(25)により補正後の画素値 $f'(x, y)$ に変換する。

20

【0184】

なお、第1画像の画素値から補正後の画素値への変換は、上式(24)、(25)を用いて行ってもよく、あらかじめ作成したルックアップテーブルを用いて行ってもよい。あるいは、色補正マトリクス(CMSマトリクス)を用いて行ってもよい。

30

【0185】

次に、画像処理装置(例えば第2画像処理部230)の各部が行う処理の一部をソフトウェアで構成する場合の一例として、画像処理装置が行う処理をソフトウェアで実現する場合の処理手順を、フローチャートを用いて説明する。

【0186】

図31に、基準特徴量算出処理のフローチャートを示す。この処理が開始されると、第1画像を取得する(ステップS40)。次に、第1画像から第1画像側注目領域を検出する処理を行い(ステップS41)、その第1画像側注目領域に局所領域を設定する処理を行う(ステップS42)。次に、第1画像の画素値を補正する処理を行い(ステップS43)、その補正後の画素値から基準特徴量を算出する(ステップS44)。処理対象の第1画像が残っている場合(ステップS45、No)、ステップS40~S44を繰り返し、処理対象の第1画像が残っていない場合(ステップS45、Yes)、処理を終了する。なお、他の処理は、図24等で上述の処理と同様である。

40

【0187】

上記実施形態によれば、基準特徴量算出部234は、画素値補正部(基準特徴量補正部2345)を有する。画素値補正部は、第1の撮像素子(撮像素子130)が有する分光特性 $F(\lambda)$ と、第2の撮像素子(白色光撮像素子225、または特殊光撮像素子226)が有する分光特性 $G(\lambda)$ とに基づいて、第1画像内の画素の画素値 $f(x, y)$ を補正する。そして、基準特徴量算出部234は、補正された画素値 $f'(x, y)$ に基づいて基準特徴量AVE, STDを求める。ここで、分光特性 $F(\lambda)$, $G(\lambda)$ は、異なる

50

分光特性である。

【 0 1 8 8 】

このようにすれば、カプセル内視鏡とスコープ型内視鏡の撮像特性の違いに基づいて第 1 画像の画素値（特徴量）が補正され、補正された画素値から基準特徴量が算出される。これにより、内視鏡の撮像特性の違いに応じて基準特徴量を補正し、その補正された基準特徴量により病変検出を行うことができる。内視鏡の撮像特性の違いが反映されることで検出精度を向上でき、医師は必要以上に注意深い観察を行う必要がなくなり、内視鏡観察における医師の負担を軽減できる。

【 0 1 8 9 】

1 2 . 分光特性に応じた補正を行う場合の第 2 の処理手法

10

上記補正手法では、補正した第 1 画像の画素値から基準特徴量を算出したが、本実施形態では、第 1 画像の画素値を補正せずに基準特徴量を算出し、その基準特徴量を分光特性に応じて補正してもよい。

【 0 1 9 0 】

図 3 2 に、この場合の基準特徴量算出部の第 5 の詳細な構成例を示す。この基準特徴量算出部 2 3 4 は、第 1 画像側注目領域検出部 2 3 4 1 と、局所領域設定部 2 3 4 2 と、基準算出部 2 3 4 3 と、基準特徴量補正部 2 3 4 5 を含む。そして、第 1 画像側注目領域検出部 2 3 4 1 は、局所領域設定部 2 3 4 2 に接続されている。局所領域設定部 2 3 4 2 は、基準算出部 2 3 4 3 に接続されている。基準算出部 2 3 4 3 は、基準特徴量補正部 2 3 4 5 に接続されている。基準特徴量補正部 2 3 4 5 は、第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6 に接続されている。なお、基準算出部 2 3 4 3 と基準特徴量補正部 2 3 4 5 以外の構成要素は、図 1 2 等で上述した各構成要素と同様である。

20

【 0 1 9 1 】

基準算出部 2 3 4 3 には、第 1 画像取得部 2 3 3 からの第 1 画像が入力される。基準算出部 2 3 4 3 は、第 1 画像の画素値と、局所領域設定部 2 3 4 2 からの局所領域に基づいて基準特徴量 AVE , STD を算出し、その基準特徴量 AVE , STD を基準特徴量補正部 2 3 4 5 に出力する。

【 0 1 9 2 】

基準特徴量補正部 2 3 4 5 は、あらかじめ取得された第 1 内視鏡装置 1 0 0 と第 2 内視鏡装置 2 0 0 の分光反射率特性に基づいて、基準特徴量 AVE , STD を補正し、補正後の基準特徴量 AVE' , STD' を第 2 画像側注目領域検出部 2 3 6 に出力する。具体的には、基準特徴量補正部 2 3 4 5 は、下式 (2 6) ~ (2 9) により基準特徴量 AVE , STD を補正する。ここで、 F は、第 1 内視鏡装置 1 0 0 の分光特性を表す行列であり、各行に各 λ における分光特性が配列され、各列に各色信号における分光特性が配列される。また、 G は、第 2 内視鏡装置 2 0 0 の分光特性を表す行列であり、各行に各 λ における分光特性が配列され、各列に各色信号における分光特性が配列される。また、 F^+ は F の一般逆行列を表す。

30

【 数 1 5 】

$$AVE' = C AVE \quad \dots \quad (26)$$

40

【 数 1 6 】

$$STD' = C STD \quad \dots \quad (27)$$

【 数 1 7 】

$$C = G F^+ \quad \dots \quad (28)$$

【 数 1 8 】

$$F^+ = (F^T F)^{-1} F^T \quad \dots \quad (29)$$

【 0 1 9 3 】

50

上記実施形態によれば、基準特徴量算出部 234 は、基準特徴量補正部 2345 を有する。基準特徴量補正部 2345 は、第 1 の撮像素子（撮像素子 130）が有する分光特性 $F(\lambda)$ と、第 2 の撮像素子（白色光撮像素子 225、または特殊光撮像素子 226）が有する分光特性 $G(\lambda)$ とに基づいて、基準特徴量 AVE 、 STD を補正する。そして、第 2 画像側注目領域検出部 236 は、補正された基準特徴量 AVE' 、 STD' と、第 2 画像内の画素の画素値 $g(x, y)$ とに基づいて、第 2 画像側注目領域を検出する。

【0194】

このようにすれば、各内視鏡装置の分光特性に基づいて基準特徴量を直接補正できる。これにより、第 1 画像の全画素を分光推定して画素値を補正する必要がなくなり、処理負荷を軽減できる。

【0195】

13. ソフトウェア

上記実施形態では、画像処理装置（第 1 画像処理部 180、または第 2 画像処理部 230）を構成する各部をハードウェアで構成することとしたが、これに限定されるものではない。例えば、カプセル内視鏡などの撮像装置を用いて予め取得された画像に対して、CPU が各部の処理を行う構成とし、CPU がプログラムを実行することによってソフトウェアとして実現することとしてもよい。あるいは、各部が行う処理の一部をソフトウェアで構成することとしてもよい。

【0196】

撮像部を別体とし、画像処理装置の各部が行う処理をソフトウェアとして実現する場合には、ワークステーションやパソコン等の公知のコンピュータシステムを画像処理装置として用いることができる。そして、画像処理装置の各部が行う処理を実現するためのプログラム（画像処理プログラム）を予め用意し、この画像処理プログラムをコンピュータシステムの CPU が実行することによって実現できる。

【0197】

図 33 は、本変形例におけるコンピュータシステム 600 の構成を示すシステム構成図であり、図 34 は、このコンピュータシステム 600 における本体部 610 の構成を示すブロック図である。図 33 に示すように、コンピュータシステム 600 は、本体部 610 と、本体部 610 からの指示によって表示画面 621 に画像等の情報を表示するためのディスプレイ 620 と、このコンピュータシステム 600 に種々の情報を入力するためのキーボード 630 と、ディスプレイ 620 の表示画面 621 上の任意の位置を指定するためのマウス 640 とを備える。

【0198】

また、このコンピュータシステム 600 における本体部 610 は、図 34 に示すように、CPU 611 と、RAM 612 と、ROM 613 と、ハードディスクドライブ（HDD）614 と、CD-ROM 660 を受け入れる CD-ROM ドライブ 615 と、USB メモリ 670 を着脱可能に接続する USB ポート 616 と、ディスプレイ 620、キーボード 630 およびマウス 640 を接続する I/O インターフェース 617 と、ローカルエリアネットワークまたは広域エリアネットワーク（LAN/WAN）N1 に接続するための LAN インターフェース 618 を備える。

【0199】

さらに、このコンピュータシステム 600 には、インターネット等の公衆回線 N3 に接続するためのモデム 650 が接続されるとともに、LAN インターフェース 618 およびローカルエリアネットワークまたは広域エリアネットワーク N1 を介して、他のコンピュータシステムであるパソコン（PC）681、サーバ 682、プリンタ 683 等が接続される。

【0200】

そして、このコンピュータシステム 600 は、所定の記録媒体に記録された画像処理プログラム（例えば図 24～図 26）を参照して、後述する処理手順を実現するための画像処理プログラムを読み出して実行することで画像処理装置を実現する。ここで、所定の記

10

20

30

40

50

録媒体とは、ＣＤ－ＲＯＭ ６６０やＵＳＢメモリ ６７０の他、ＭＯディスクやＤＶＤディスク、フレキシブルディスク（ＦＤ）、光磁気ディスク、ＩＣカード等を含む「可搬用の物理媒体」、コンピュータシステム ６００の内外に備えられるＨＤＤ ６１４やＲＡＭ ６１２、ＲＯＭ ６１３等の「固定用の物理媒体」、モデム ６５０を介して接続される公衆回線 Ｎ３や、他のコンピュータシステム（ＰＣ） ６８１またはサーバ ６８２が接続されるローカルエリアネットワークまたは広域エリアネットワーク Ｎ１等のように、プログラムの送信に際して短期にプログラムを記憶する「通信媒体」等、コンピュータシステム ６００によって読み取り可能な画像処理プログラムを記録するあらゆる記録媒体を含む。

【０２０１】

すなわち、画像処理プログラムは、「可搬用の物理媒体」「固定用の物理媒体」「通信媒体」等の記録媒体にコンピュータ読み取り可能に記録されるものであり、コンピュータシステム ６００は、このような記録媒体から画像処理プログラムを読み出して実行することで画像処理装置を実現する。なお、画像処理プログラムは、コンピュータシステム ６００によって実行されることに限定されるものではなく、他のコンピュータシステム（ＰＣ） ６８１またはサーバ ６８２が画像処理プログラムを実行する場合や、これらが協働して画像処理プログラムを実行するような場合にも、本発明を同様に適用することができる。

10

【０２０２】

このような本実施形態の画像処理プログラムによれば、例えばカプセル型内視鏡などのように、まず画像データを蓄積し、その後、蓄積された画像データに対してＰＣ等のコンピュータシステムでソフトウェア的に処理を行うことが可能になる。

20

【０２０３】

また本実施形態は、本実施形態の各部（第１画像取得部、基準特徴量算出部、第２画像取得部、第２画像側注目領域検出部等）を実現するプログラムコードが記録されたコンピュータプログラムプロダクトにも適用できる。

【０２０４】

またコンピュータプログラムプロダクトは、例えば、プログラムコードが記録された情報記憶媒体（ＤＶＤ等の光ディスク媒体、ハードディスク媒体、メモリ媒体等）、プログラムコードが記録されたコンピュータ、プログラムコードが記録されたインターネットシステム（例えば、サーバとクライアント端末を含むシステム）など、プログラムコードが組み込まれた情報記憶媒体、装置、機器或いはシステム等である。この場合に、本実施形態の各構成要素や各処理プロセスは各モジュールにより実装され、これらの実装されたモジュールにより構成されるプログラムコードは、コンピュータプログラムプロダクトに記録される。

30

【０２０５】

以上、本発明を適用した実施形態およびその変形例について説明したが、本発明は、各実施形態やその変形例そのままに限定されるものではなく、実施段階では、発明の要旨を逸脱しない範囲内で構成要素を変形して具体化することができる。また、上記した各実施形態や変形例に開示されている複数の構成要素を適宜組み合わせることによって、種々の発明を形成することができる。例えば、各実施形態や変形例に記載した全構成要素からいくつかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施の形態や変形例で説明した構成要素を適宜組み合わせてもよい。このように、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能である。

40

【０２０６】

また、明細書又は図面において、少なくとも一度、より広義または同義な異なる用語（第１内視鏡装置、第２内視鏡装置、通常光画像等）と共に記載された用語（カプセル型内視鏡、スコープ型内視鏡、白色光画像等）は、明細書又は図面のいかなる箇所においても、その異なる用語に置き換えることができる。

【符号の説明】

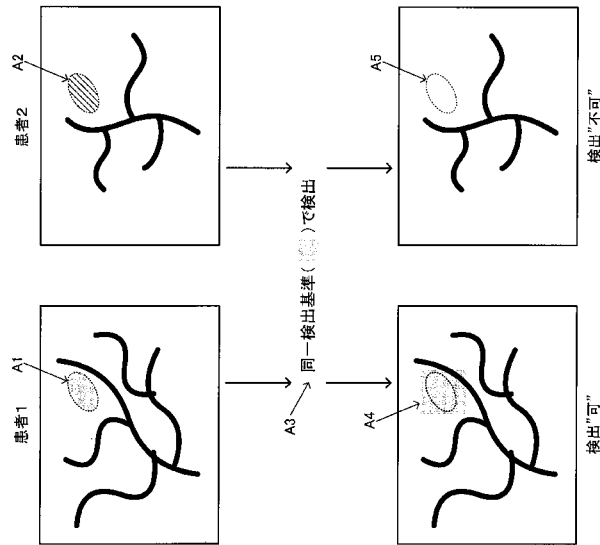
【０２０７】

１００ 第１内視鏡装置、 １１０ 光源部、 １１１ 白色光発光素子、

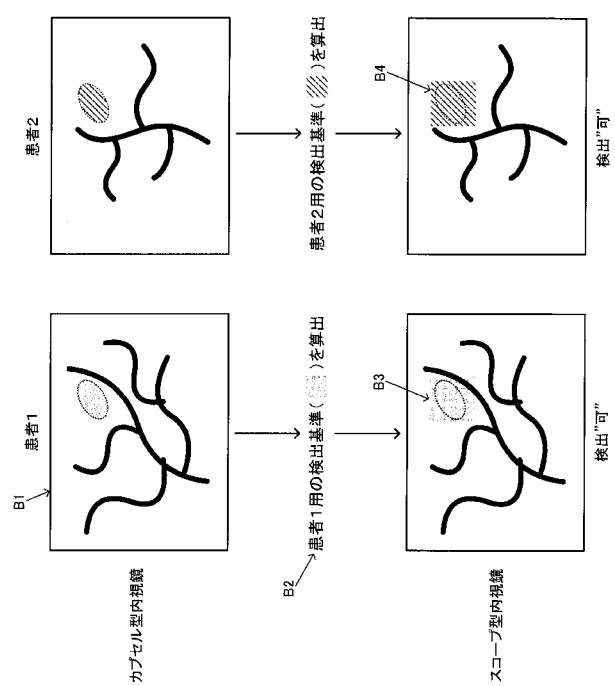
50

1 1 2 特殊光発光素子、1 2 0 対物レンズ、1 3 0 撮像素子、
 1 4 0 第1制御部、1 5 0 A / D変換部、1 6 0 送信アンテナ、
 1 7 0 データ受信部、1 7 1 受信アンテナ、1 7 2 データ記録部、
 1 7 3 データ伝送部、1 8 0 第1画像処理部、1 8 1 第1画像生成部、
 1 8 2 第1画像記録部、1 8 3 基準特徴量算出部、
 2 0 0 第2内視鏡装置、2 1 0 光源部、2 1 1 白色光源、2 1 2 集光レンズ、
 2 2 0 挿入部、2 2 1 ライトガイドファイバ、2 2 2 照明レンズ、
 2 2 3 対物レンズ、2 2 4 ハーフミラー、2 2 5 白色光撮像素子、
 2 2 6 特殊光撮像素子、2 3 0 第2画像処理部
 2 3 1 a , 2 3 1 b A / D変換部、2 3 2 第2制御部、2 3 3 第1画像取得部、 10
 2 3 4 基準特徴量算出部、2 3 5 第2画像取得部、
 2 3 6 第2画像側注目領域検出部、2 3 7 基準特徴量取得部、2 4 0 表示部、
 2 5 0 外部 I / F 部、
 3 1 0 光源部、3 1 1 白色光源、3 1 2 集光レンズ、3 2 0 挿入部、
 3 2 1 ライトガイドファイバ、3 2 2 照明レンズ、3 2 3 対物レンズ、
 3 2 4 ハーフミラー、3 2 5 白色光撮像素子、3 2 6 特殊光撮像素子、
 3 3 0 第1画像処理部、3 3 1 a , 3 3 1 b A / D変換部、3 3 2 第1制御部、
 3 3 3 第1画像取得部、3 3 4 第1画像記録部、3 4 0 表示部、
 3 5 0 外部 I / F 部、
 6 0 0 コンピュータシステム、6 1 0 本体部、6 1 1 CPU、6 1 2 RAM、 20
 6 1 3 ROM、6 1 4 HDD、6 1 5 CD-ROMドライブ、
 6 1 6 USBポート、6 1 7 I / Oインターフェース、
 6 1 8 LANインターフェース、6 2 0 ディスプレイ、6 2 1 表示画面、
 6 3 0 キーボード、6 4 0 マウス、6 5 0 モデム、6 6 0 CD-ROM、
 6 7 0 USBメモリ、6 8 1 PC、6 8 2 サーバ、6 8 3 プリンタ、
 2 3 4 1 第1画像側注目領域検出部、2 3 4 2 局所領域設定部、
 2 3 4 3 基準算出部、2 3 4 4 第1部位判別部、2 3 4 5 基準特徴量補正部、
 2 3 4 6 第1画像側正常領域検出部、2 3 5 1 白色光画像生成部、
 2 3 5 2 特殊光画像生成部、2 3 5 3 白色光画像記録部、
 2 3 5 4 特殊光画像記録部、2 3 6 1 尤度算出部、2 3 6 2 表示状態設定部、 30
 2 3 6 3 第2部位判別部、2 3 4 6 1 画像側正常領域候補検出部、
 2 3 4 6 2 画像側正常領域特定部、
 C_i 局所領域、 $AREA(C_i)$ 局所領域の面積、
 $W(AREA(C_i))$ 重み付け係数、 AVE_i , STD_i 局所領域の特徴量、
 AVE , STD , AVE_2 , STD_2 基準特徴量、 $L(x, y)$ 尤度、
 σ 標準偏差、 L_{th} 尤度の閾値、 $Th_1 \sim Th_3$ 面積の閾値、
 r, g, b, m, g_2, b_2 色フィルタ、 t 信号数、
 $f(x, y)$ 第1画像の画素値、 $F(\lambda, x, y)$ 第1内視鏡装置の分光特性、
 $g(x, y)$ 第2画像の画素値、 $G(\lambda, x, y)$ 第2内視鏡装置の分光特性、
 $O(\lambda, x, y)$ 被写体の分光反射率特性、 λ 光の波長、 40
 R, G, B カラー信号、 H 色相、 S 彩度値、 V 明度、
 N_1 広域エリアネットワーク、 N_3 公衆回線

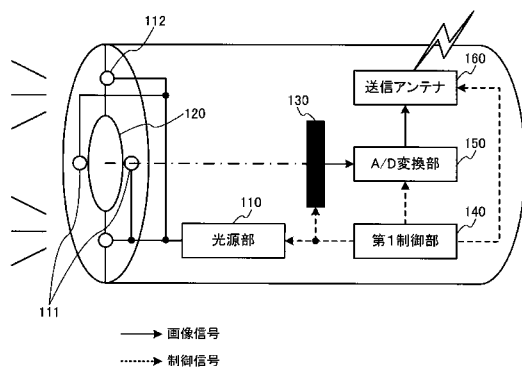
【図 1】



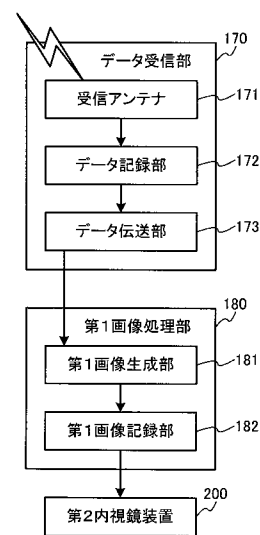
【図 2】



【図 3】



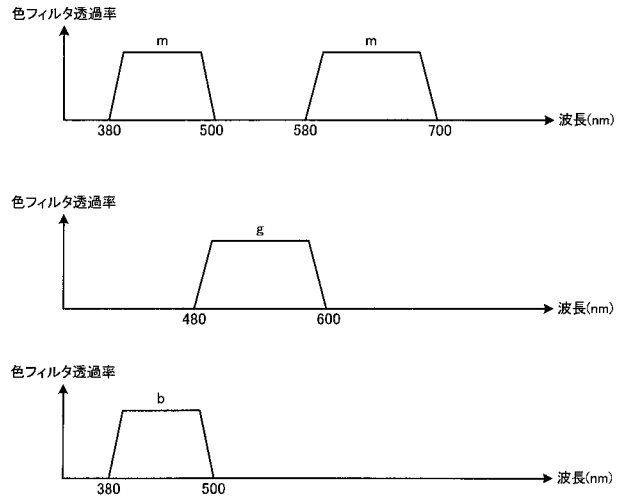
【図 4】



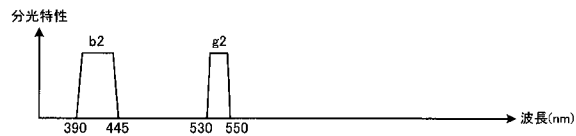
【図 5】

$g(0,0)$	$g(1,0)$	$g(2,0)$	$g(3,0)$	$g(4,0)$	$g(5,0)$
$b(0,1)$	$g(1,1)$	$b(2,1)$	$g(3,1)$	$b(4,1)$	$g(5,1)$
$g(0,2)$	$n(1,2)$	$g(2,2)$	$n(3,2)$	$g(4,2)$	$n(5,2)$
$b(0,3)$	$g(1,3)$	$b(2,3)$	$g(3,3)$	$b(4,3)$	$g(5,3)$

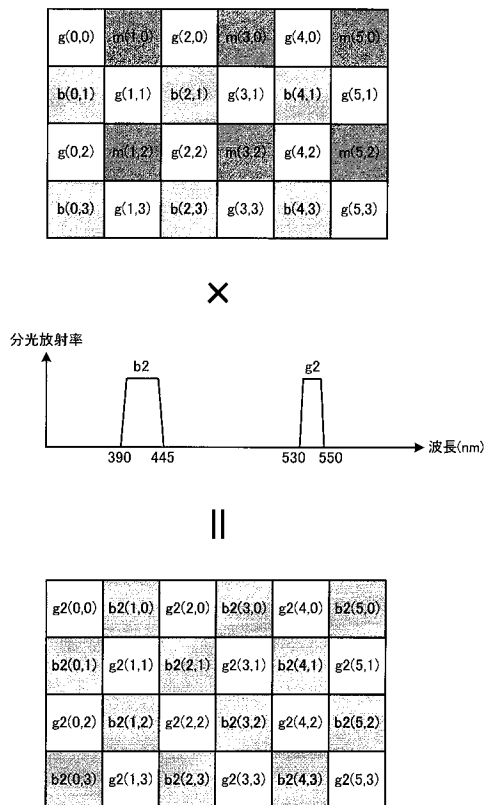
【図 6】



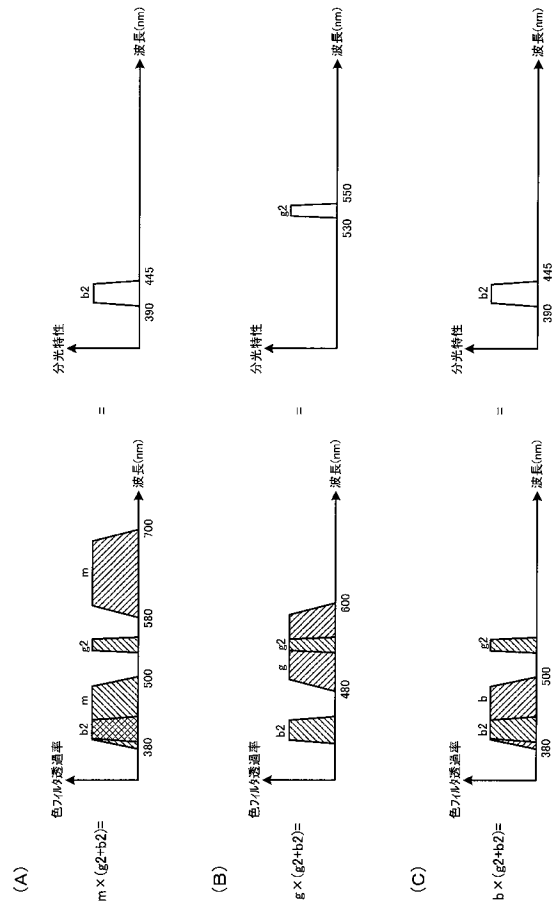
【図 7】



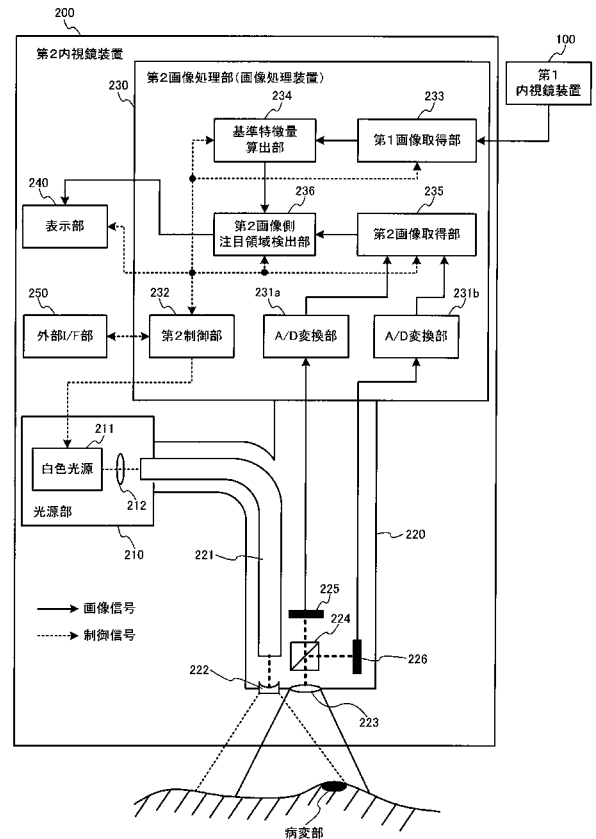
【図 9】



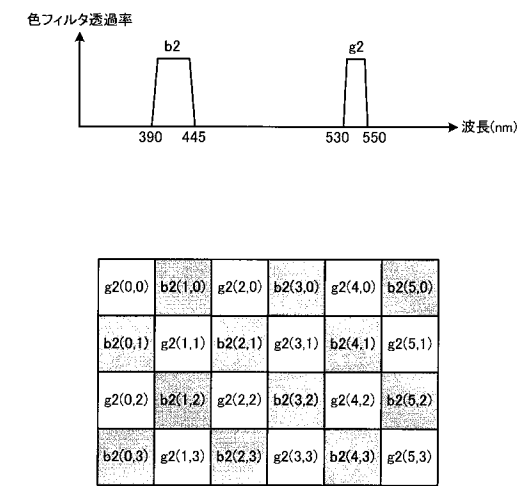
【図 8】



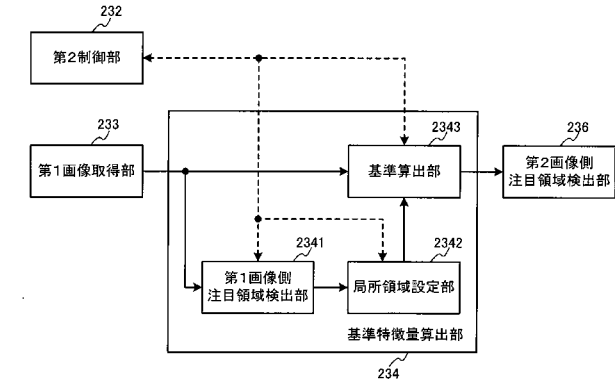
【図 10】



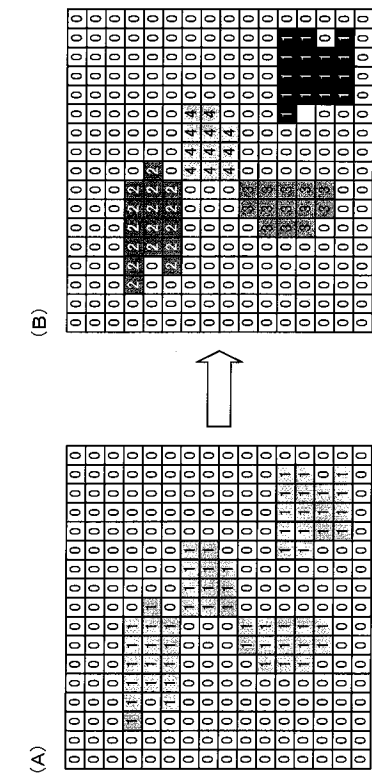
【 図 1 1 】



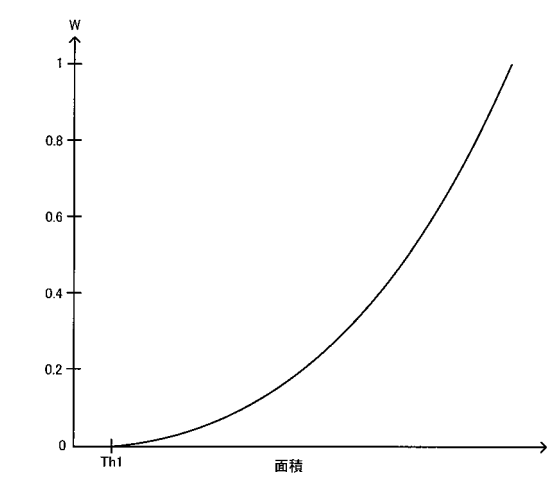
【 図 1 2 】



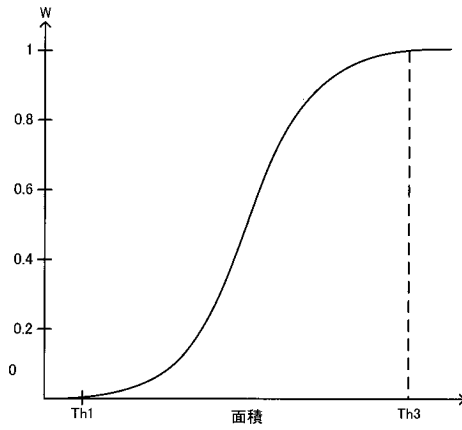
【 図 1 3 】



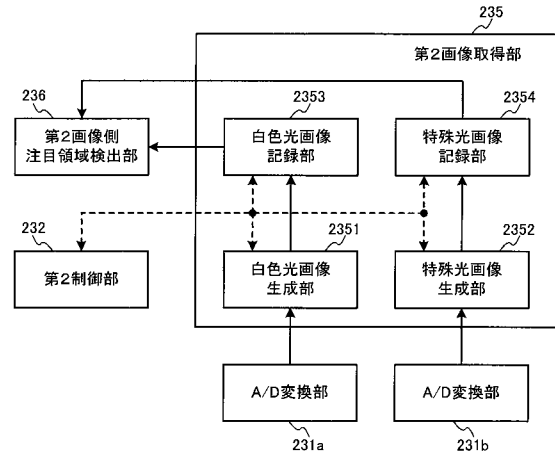
【 図 1 4 】



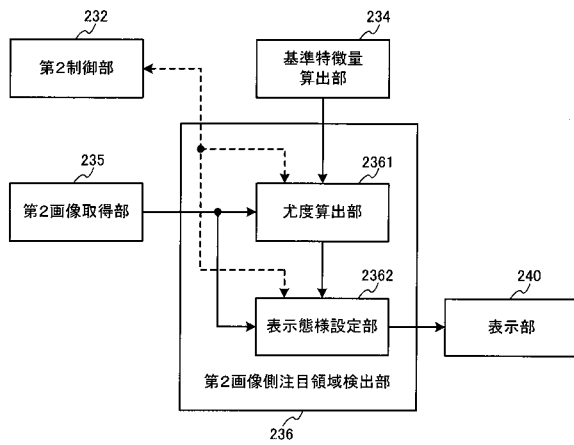
【図 15】



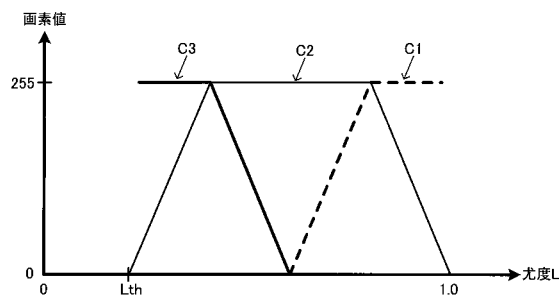
【図 16】



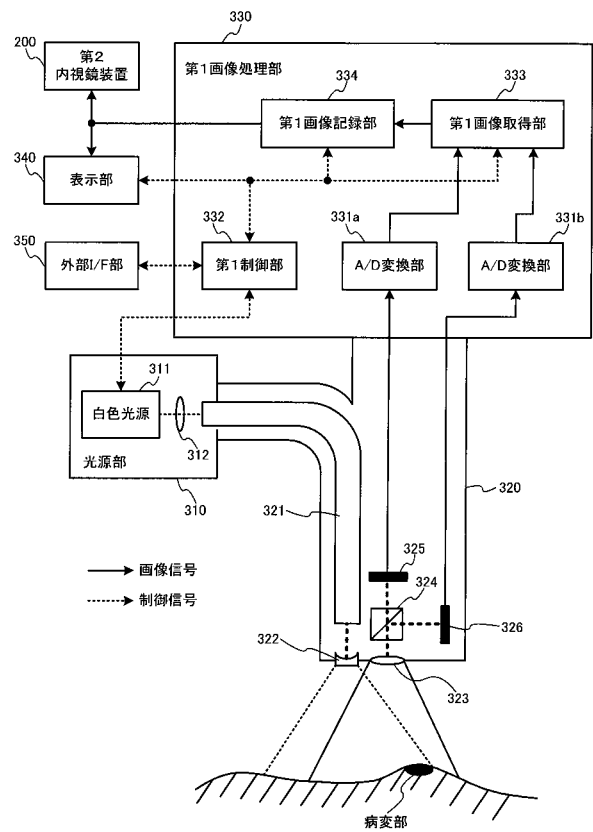
【図 17】



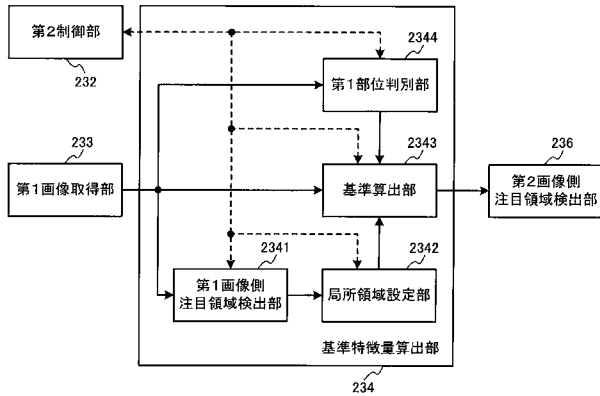
【図 18】



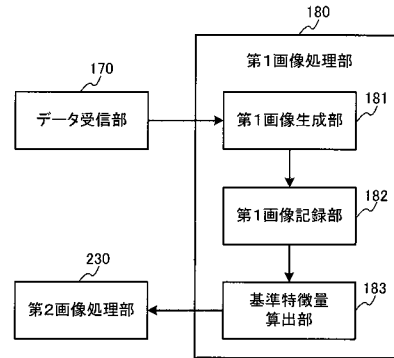
【図 19】



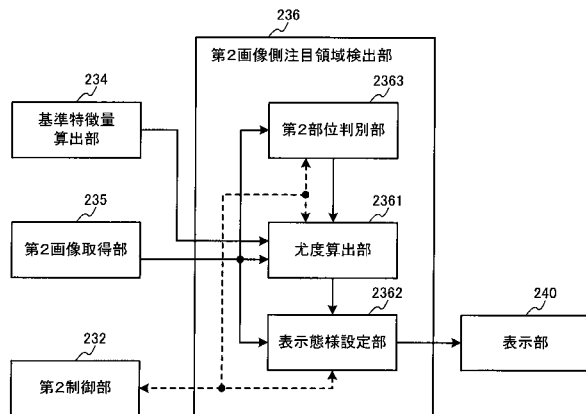
【 図 2 0 】



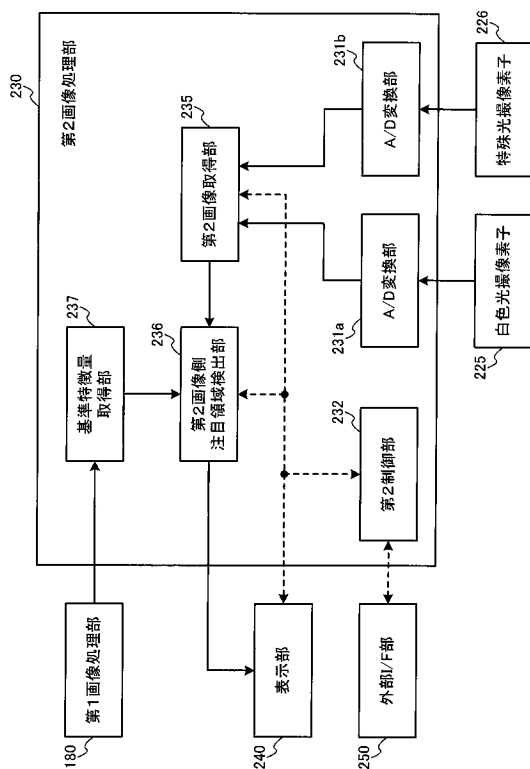
【 図 2 2 】



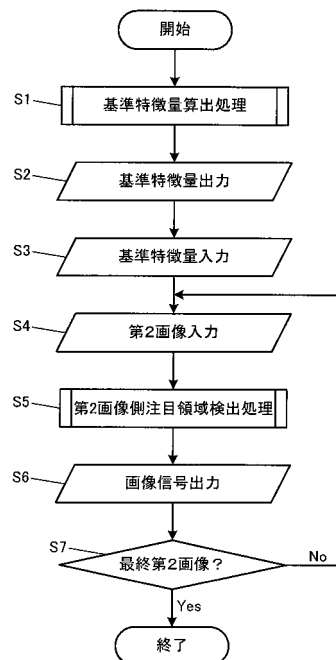
【 図 2 1 】



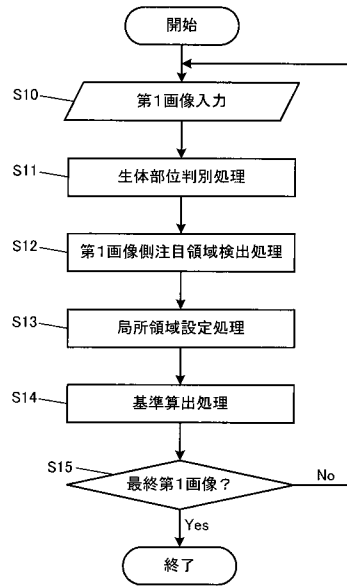
【 図 2 3 】



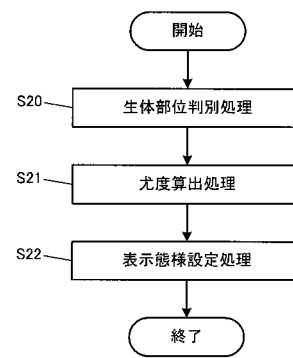
【 図 2 4 】



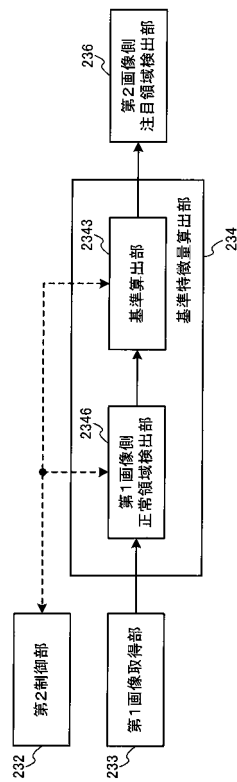
【図 25】



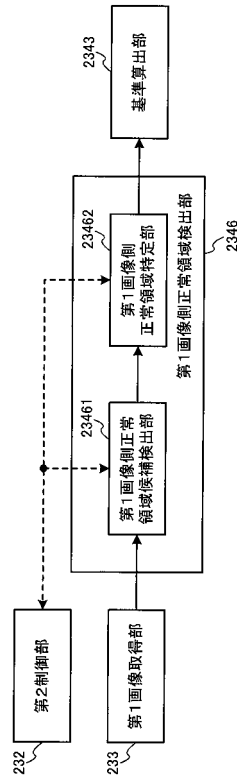
【図 26】



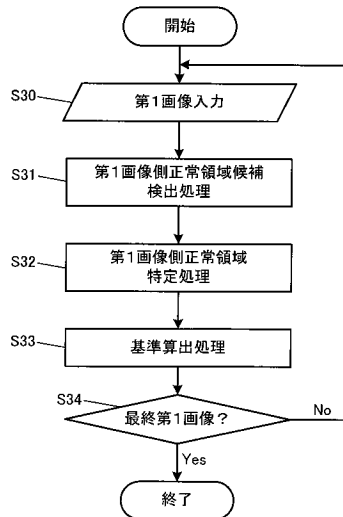
【図 27】



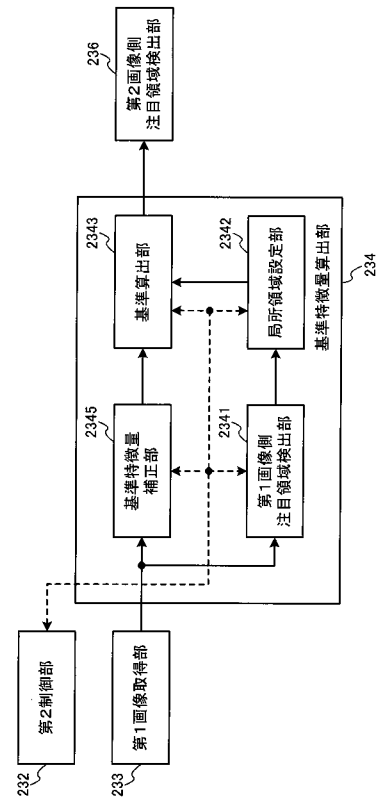
【図 28】



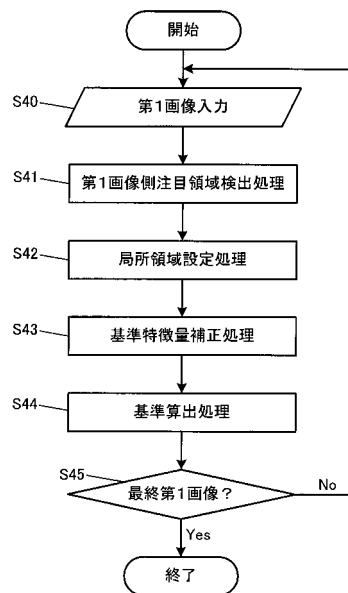
【図 29】



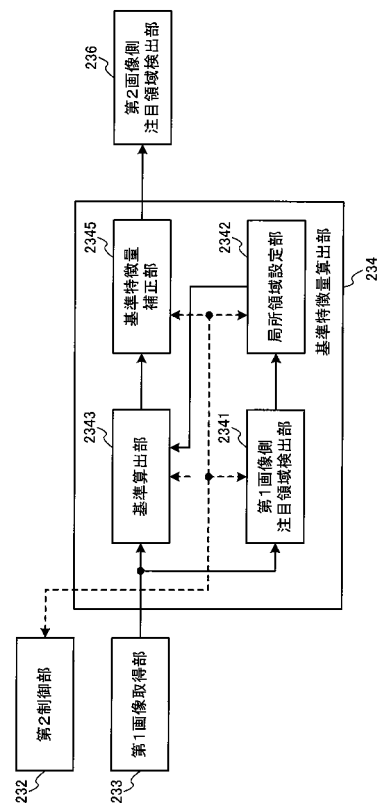
【図 30】



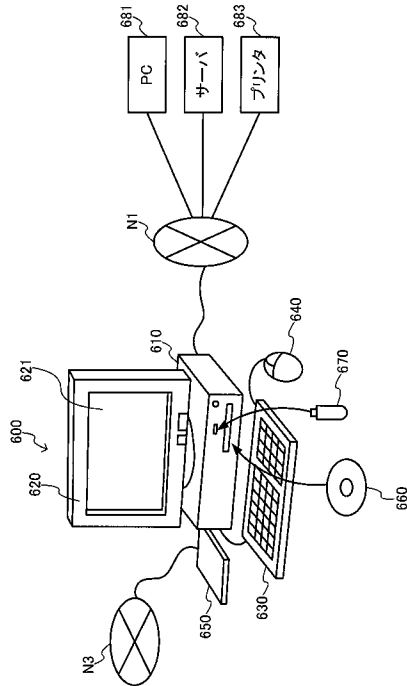
【図 31】



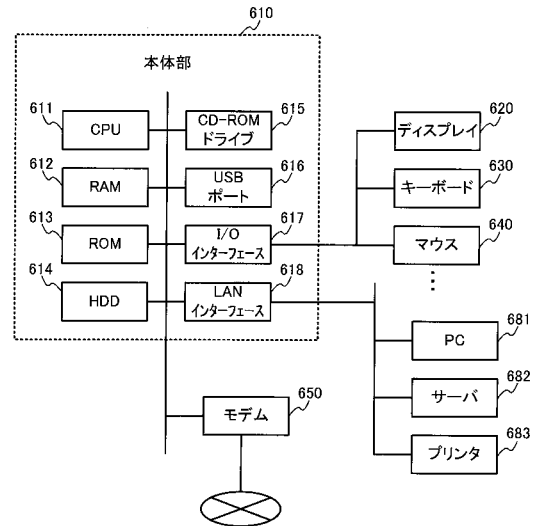
【図 32】



【図 3 3】



【図 3 4】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 CC06 QQ02 QQ03 QQ04 RR14 SS21 SS23 TT03 WW01 WW02
WW04 WW08 WW17

专利名称(译)	图像处理设备，内窥镜设备，内窥镜系统，程序和图像处理方法		
公开(公告)号	JP2012005512A	公开(公告)日	2012-01-12
申请号	JP2010141360	申请日	2010-06-22
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	栗山直也		
发明人	栗山 直也		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.320.B A61B1/00.300.D A61B1/00.C A61B1/00.511 A61B1/00.512 A61B1/00.513 A61B1/00.520 A61B1/00.550 A61B1/00.610 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.615 A61B1/045.618		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/RR14 4C061/SS21 4C061/SS23 4C061/TT03 4C061/WW01 4C061/WW02 4C061/WW04 4C061/WW08 4C061/WW17 4C161/CC06 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/RR14 4C161/SS21 4C161/SS23 4C161/TT03 4C161/WW01 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW17 4C161/DD07 4C161/QQ07 4C161/TT15 4C161/YY07 4C161/YY14		
代理人(译)	黑田靖 井上 一		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够根据个体差异检测关注区域的图像处理装置，内窥镜装置，内窥镜系统，程序，图像处理方法等。图像处理设备包括第一图像获取单元233，第二图像获取单元235，参考特征量计算单元234和第二图像侧关注区域检测单元236。第一图像获取单元233获取由第一图像传感器获取的第一图像。第二图像获取单元235获取由第二图像传感器225、226获得的第二图像。参考特征量计算单元234基于第一图像中的像素的像素值来计算用作第二图像侧关注区域的检测参考的参考特征量。第二图像侧关注区域检测单元236基于参考特征量和第二图像中的像素的像素值从第二图像中检测第二图像侧关注区域。[选择图]图10

