

(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2016-107003

(P2016-107003A)

(43) 公開日 平成28年6月20日 (2016.6.20)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
<b>A 6 1 B</b> 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	5 B 0 5 7
<b>G 0 6 T</b> 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 Z	

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2014-250227 (P2014-250227)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成26年12月10日 (2014.12.10)	(74) 代理人	110001988 特許業務法人小林国際特許事務所
		(72) 発明者	蔵本 昌之 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	杉▲崎▼ 誠 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

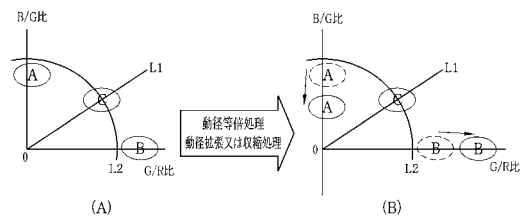
(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置及びその作動方法

(57) 【要約】

【課題】ピロリ菌に未感染の場合と、ピロリ菌に感染している場合と、ピロリ菌の除菌が成功した場合と、それぞれを見分けることができる画像を生成する医用画像処理装置及びその作動方法を提供する。

【解決手段】RGB画像信号を入力する。B画像信号とG画像信号からB/G比を求め、G画像信号とR画像信号からG/R比を求める。B/G比、G/R比から形成される特徴空間において、観察対象である第1範囲(B)、第2範囲(C)、及び第3範囲(A)のうち第2範囲(C)を通る第1基準線L1を含む一定の範囲R1x内の角度に対して角度等倍処理を行い、範囲R1xの範囲外となる範囲R1yの角度に対して角度拡張又は収縮処理を行う。第2範囲を通り、且つ第1基準線L1と交差する第2基準線L2を含む一定の範囲R2x内の動径に対して動径等倍処理を行い、範囲R2xの範囲外となる範囲R2yの動径に対して動径拡張又は収縮処理を行う。

【選択図】 図12



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

第 1 カラー画像信号を入力処理する画像信号入力処理部と、  
 前記第 1 カラー画像信号から複数の色情報を取得する色情報取得部と、  
 前記複数の色情報で形成される特徴空間において、観察対象である第 1 範囲、第 2 範囲、及び第 3 範囲のうち前記第 2 範囲を通る第 1 基準線を含む一定の範囲  $R_1 \times$  内の角度を、角度変化率  $W_1 \times$  に基づいて、等倍する角度等倍処理と、前記範囲  $R_1 \times$  の範囲外となる範囲  $R_1 y$  内の角度を、前記角度変化率  $W_1 \times$  よりも大きい又は小さい角度変化率  $W_1 y$  で変化させる角度拡張又は収縮処理とを行う角度調整部と、  
 前記第 2 範囲を通り、且つ前記第 1 基準線と交差する第 2 基準線を含む一定の範囲  $R_2 \times$  内の動径を、動径変化率  $W_2 \times$  に基づいて、等倍する動径等倍処理と、前記範囲  $R_2 \times$  の範囲外となる範囲  $R_2 y$  の動径を、前記動径変化率  $W_2 \times$  よりも大きい又は小さい動径変化率  $W_2 y$  で変化させる動径拡張又は収縮処理とを行う動径調整部と、  
 を備える医用画像処理装置。

10

## 【請求項 2】

前記角度変化率  $W_1 \times$  及び前記動径変化率  $W_2 \times$  は 1.0 倍である請求項 1 記載の医用画像処理装置。

## 【請求項 3】

前記角度拡張又は収縮処理は、前記範囲  $R_1 y$  のうち前記第 1 基準線の一方側にある範囲の角度と他方側にある範囲の角度を、角度方向に対して、それぞれ前記第 1 基準線から離れるように変化させる請求項 1 または 2 記載の医用画像処理装置。

20

## 【請求項 4】

前記第 1 基準線に対する角度を  $\theta$  とし、前記第 1 基準線に対して一方側の角度  $\theta$  をプラスの角度とし、前記第 1 基準線に対して他方側の角度  $\theta$  をマイナスの角度としたときに、  
 前記範囲  $R_1 \times$  は、角度  $\theta$  が、「0」よりも小さい「 $-\theta_1$ 」から、「0」よりも大きい「 $+\theta_2$ 」までの範囲であり、前記範囲  $R_1 \times$  において、前記角度等倍処理前の角度  $\theta$  と前記角度等倍処理後の角度  $\theta'$  とは等しく、  
 前記範囲  $R_1 y$  は、角度  $\theta$  が、「 $-\theta_1$ 」よりも小さい「 $-\theta_3$ 」から、「 $-\theta_1$ 」までの角度マイナス範囲と、「 $\theta_2$ 」から、「 $\theta_2$ 」よりも大きい「 $\theta_4$ 」までの角度プラス範囲から構成され、前記角度マイナス範囲において、前記角度拡張又は収縮処理前の角度  $\theta$  は前記角度拡張又は収縮処理後の角度  $\theta'$  よりも小さくなり、前記角度プラス範囲において、前記角度拡張又は収縮処理前の角度  $\theta$  は前記角度拡張又は収縮処理後の角度  $\theta'$  よりも大きくなる請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の医用画像処理装置。

30

## 【請求項 5】

前記角度調整部は、前記角度  $\theta$  が「 $\theta_4$ 」よりも大きい場合、又は、前記角度が「 $-\theta_3$ 」よりも小さい場合には、角度変化率  $W_1 \times$  に基づいて、前記角度  $\theta$  を等倍する請求項 4 記載の医用画像処理装置。

## 【請求項 6】

前記動径拡張又は収縮処理は、前記範囲  $R_2 y$  のうち前記第 2 基準線の一方側にある範囲の角度と他方側にある範囲の動径を、動径方向に対して、それぞれ前記第 2 基準線から離れるように変化させる請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の医用画像処理装置。

40

## 【請求項 7】

前記第 1 基準線に対応する動径  $r$  を動径  $r_c$  としたときに、  
 前記範囲  $R_2 \times$  は、動径  $r$  が、「 $r_c$ 」よりも小さい「 $r_1$ 」から、「 $r_c$ 」よりも大きい「 $r_2$ 」までの範囲であり、前記範囲  $R_2 \times$  において、前記動径等倍処理前の動径  $r$  と前記動径等倍処理後の動径  $r'$  とは等しく、  
 前記範囲  $R_2 y$  は、動径  $r$  が、「 $r_1$ 」よりも小さい「 $r_3$ 」から、「 $r_1$ 」までの小動径範囲と、「 $r_2$ 」から、「 $r_2$ 」よりも大きい「 $r_4$ 」までの大動径範囲から構成され、前記小動径範囲において、前記動径拡張又は収縮処理前の動径  $r$  は前記動径拡張又は収縮処理後の動径  $r'$  よりも小さくなり、前記大動径範囲において、前記動径拡張又は収縮

50

処理前の動径  $r$  は前記動径拡張又は収縮処理後の動径  $r$  よりも大きくなる請求項 1 ないし 6 いずれか 1 項記載の医用画像処理装置。

【請求項 8】

前記動径調整部は、前記動径  $r$  が「 $r_4$ 」よりも大きい場合、又は、前記動径  $r$  が「 $r_3$ 」よりも小さい場合には、動径変化率  $W_{2x}$  に基づいて、前記動径  $r$  を等倍する請求項 7 記載の医用画像処理装置。

【請求項 9】

前記第 1 基準線に対して一方側に前記第 1 範囲があり、他方側に前記第 3 範囲がある請求項 1 ないし 8 いずれか 1 項記載の医用画像処理装置。

【請求項 10】

前記第 2 基準線に対して一方側に前記第 1 範囲があり、他方側に前記第 3 範囲がある請求項 1 ないし 9 いずれか 1 項記載の医用画像処理装置。

【請求項 11】

前記第 1 カラー画像信号は 3 色の画像信号であり、前記複数の色情報は、前記 3 色の画像信号のうち 2 色の画像信号間の第 1 信号比と、前記第 1 信号比と異なる 2 色の画像信号間の第 2 信号比であり、前記特徴空間は前記第 1 信号比と前記第 2 信号比で形成される信号比空間である請求項 1 ないし 10 いずれか 1 項記載の医用画像処理装置。

【請求項 12】

前記特徴空間は、前記複数の色情報である色差信号  $C_r$ 、 $C_b$  で形成される  $C_b C_r$  空間、又は、前記複数の色情報である  $CIE\ L a b$  空間の色味の要素  $a^*$ 、 $b^*$  で形成される  $a b$  空間のいずれかである請求項 1 ないし 10 いずれか 1 項記載の医用画像処理装置。

【請求項 13】

前記角度等倍処理、前記角度拡張又は収縮処理、前記動径等倍処理、及び前記動径拡張又は収縮処理によって、前記第 2 範囲は、 $H$  (色相) と彩度 ( $S$ ) からなる  $HS$  空間における位置を維持し、前記第 1 範囲と前記第 3 範囲は、前記  $HS$  空間において、色相方向と彩度方法に対してそれぞれ異なる方向に移動する請求項 1 ないし 12 いずれか 1 項記載の医用画像処理装置。

【請求項 14】

前記角度等倍処理、前記角度拡張又は収縮処理、前記動径等倍処理、及び前記動径拡張又は収縮処理を行った後の複数の色情報を第 2 カラー画像信号に変換するカラー画像信号変換部と、

前記第 1 カラー画像信号から得られる第 1 明るさ情報及び前記第 2 カラー画像信号から得られる第 2 明るさ情報から、前記第 2 カラー画像信号の画素値を調整する明るさ調整部とを有する請求項 1 ないし 13 いずれか 1 項記載の医用画像処理装置。

【請求項 15】

画像信号入力処理部が、第 1 カラー画像信号を入力処理するステップと、色情報取得部が、前記第 1 カラー画像信号から複数の色情報を取得するステップと、角度調整部が、前記複数の色情報で形成される特徴空間において、観察対象である第 1 範囲、第 2 範囲、及び第 3 範囲のうち前記第 2 範囲を通る第 1 基準線を含む一定の範囲  $R_{1x}$  内の角度を、角度変化率  $W_{1x}$  に基づいて、等倍する角度等倍処理と、前記範囲  $R_{1x}$  の範囲外となる範囲  $R_{1y}$  内の角度を、前記角度変化率  $W_{1x}$  よりも大きい又は小さい角度変化率  $W_{1y}$  で変化させる角度拡張又は収縮処理とを行うステップと、

動径調整部が、前記第 2 範囲を通り、且つ前記第 1 基準線と交差する第 2 基準線を含む一定の範囲  $R_{2x}$  内の動径を、動径変化率  $W_{2x}$  に基づいて、等倍する動径等倍処理と、前記範囲  $R_{2x}$  の範囲外となる範囲  $R_{2y}$  内の動径を、前記動径変化率  $W_{2x}$  よりも大きい又は小さい動径変化率  $W_{2y}$  で変化させる動径拡張又は収縮処理とを行うステップと、を備える医用画像処理装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

## 【0001】

本発明は、被検体内の観察対象を撮像して得られた医用画像を表示するための医用画像処理装置及びその作動方法に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

近年の胃癌診断では、胃がんの発生はピロリ菌の有無と密接に関係していると言われていることから（1994年、世界保健機構（WHO）がピロリ菌を胃癌因子と認定）、ピロリ菌を除菌することで胃がんを減らすことが行われている。また、ピロリ菌の除菌が行われた場合には、ピロリ菌の除菌が成功したか否かを検査することも行われている。

## 【0003】

ピロリ菌の感染、未感染の検査については、血液検査などの他、光源装置、内視鏡、プロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いて行われる。内視鏡システムでは、内視鏡から観察対象に照明光を照射し、その照明光で照明中の観察対象を内視鏡の撮像素子で撮像して得られるRGB画像信号に基づいて、観察対象の画像をモニタ上に表示する。モニタ上の画像で、びまん性発赤が確認された場合は、ピロリ菌の存在する可能性が高く、癌を引き起こしやすい状態と診断される。

## 【0004】

また、ピロリ菌の存在は、IHb（ヘモグロビンインデックスといい、G画像信号とR画像信号のG/R比で表わされる。）と関連性があることも知られている（特許文献1参照）。この特許文献1では、ピロリ菌の除菌に成功したか否かの指標として、IHbを用いている。この特許文献1によれば、IHbが閾値「59」よりも大きい場合には、ピロリ菌に感染したままで、ピロリ菌の除菌は成功していないと診断される一方で、IHbが閾値「59」よりも小さい場合には、ピロリ菌の除菌が成功していると診断される。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0005】

【特許文献1】特開2003-220019号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

図29に示すように、縦軸B/G比（B画像信号とG画像信号の比率）、横軸G/R比で形成される特徴空間においては、ピロリ菌に未感染の場合は「A」の範囲で分布し、ピロリ菌に感染している場合は「B」の範囲で分布し、ピロリ菌の除菌が成功した場合は「C」の範囲で分布する。この特徴空間上では、「A」と「B」と「C」に関してはそれぞれ混在することがあることから、IHbを示す横軸G/R比の値だけで、「A」と「B」と「C」を見分けることは難しい場合がある。したがって、IHbに代わる方法で、ピロリ菌に感染している場合とピロリ菌の除菌が成功した場合とを見分けることができるように、画像表示することが求められていた。

## 【0007】

本発明は、ピロリ菌に未感染の場合と、ピロリ菌に感染している場合と、ピロリ菌の除菌が成功した場合と、それぞれを見分けることができる画像を生成する医用画像処理装置及びその作動方法を提供することを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0008】

本発明の医用画像処理装置は、第1カラー画像信号を入力処理する画像信号入力処理部と、第1カラー画像信号から複数の色情報を取得する色情報取得部と、複数の色情報で形成される特徴空間において、観察対象である第1範囲、第2範囲、及び第3範囲のうち第2範囲を通る第1基準線を含む一定の範囲R1x内の角度を、角度変化率W1xに基づいて、等倍する角度等倍処理と、範囲R1xの範囲外となる範囲R1y内の角度を、角度変化率W1xよりも大きい又は小さい角度変化率W1yで変化させる角度拡張又は収縮処理

10

20

30

40

50

とを行う角度調整部と、第2範囲を通り、且つ第1基準線と交差する第2基準線を含む一定の範囲  $R_{2x}$  内の動径を、動径変化率  $W_{2x}$  に基づいて、等倍する動径等倍処理と、範囲  $R_{2x}$  の範囲外となる範囲  $R_{2y}$  の動径を、前記動径変化率  $W_{2x}$  よりも大きい又は小さい動径変化率  $W_{2y}$  で変化させる動径拡張又は収縮処理とを行う動径調整部と、を備える。

【0009】

角度変化率  $W_{1x}$  及び動径変化率  $W_{2x}$  は1.0倍であることが好ましい。角度拡張又は収縮処理は、範囲  $R_{1y}$  のうち第1基準線の一方側にある範囲の角度と他方側にある範囲の角度を、角度方向に対して、それぞれ第1基準線から離れるように変化させる。

【0010】

第1基準線に対する角度を  $\theta$  とし、第1基準線に対して一方側の角度  $\theta$  をプラスの角度とし、第1基準線に対して他方側の角度  $\theta$  をマイナスの角度としたときに、範囲  $R_{1x}$  は、角度  $\theta$  が、「0」よりも小さい「 $-\theta_1$ 」から、「0」よりも大きい「 $+\theta_2$ 」までの範囲であり、範囲  $R_{1x}$  において、角度等倍処理前の角度  $\theta$  と角度等倍処理後の角度  $\theta$  とは等しく、範囲  $R_{1y}$  は、角度  $\theta$  が、「 $-\theta_1$ 」よりも小さい「 $-\theta_3$ 」から、「 $-\theta_1$ 」までの角度マイナス範囲と、「 $\theta_2$ 」から、「 $\theta_2$ 」よりも大きい「 $\theta_4$ 」までの角度プラス範囲から構成され、角度マイナス範囲において、角度拡張又は収縮処理前の角度  $\theta$  は角度拡張又は収縮処理後の角度  $\theta$  よりも小さくなり、角度プラス範囲において、角度拡張又は収縮処理前の角度  $\theta$  は角度拡張又は収縮処理後の角度  $\theta$  よりも大きくなるのが好ましい。

【0011】

角度調整部は、角度  $\theta$  が「 $\theta_4$ 」よりも大きい場合、又は、角度が「 $-\theta_3$ 」よりも小さい場合には、角度変化率  $W_{1x}$  に基づいて、角度  $\theta$  を等倍することが好ましい。

【0012】

動径拡張又は収縮処理は、範囲  $R_{2y}$  のうち第2基準線の一方側にある範囲の角度と他方側にある範囲の動径を、動径方向に対して、それぞれ第2基準線から離れるように変化させることが好ましい。

【0013】

第1基準線に対応する動径  $r$  を動径  $r_c$  としたときに、範囲  $R_{2x}$  は、動径  $r$  が、「 $r_c$ 」よりも小さい「 $r_1$ 」から、「 $r_c$ 」よりも大きい「 $r_2$ 」までの範囲であり、範囲  $R_{2x}$  において、動径等倍処理前の動径  $r$  と動径等倍処理後の動径  $r$  とは等しく、範囲  $R_{2y}$  は、動径  $r$  が、「 $r_1$ 」よりも小さい「 $r_3$ 」から、「 $r_1$ 」までの小動径範囲と、「 $r_2$ 」から、「 $r_2$ 」よりも大きい「 $r_4$ 」までの大動径範囲から構成され、小動径範囲において、動径拡張又は収縮処理前の動径  $r$  は動径拡張又は収縮処理後の動径  $r$  よりも小さくなり、大動径範囲において、動径拡張又は収縮処理前の動径  $r$  は動径拡張又は収縮処理後の動径  $r$  よりも大きくなるのが好ましい。

【0014】

動径調整部は、動径  $r$  が「 $r_4$ 」よりも大きい場合、又は、動径  $r$  が「 $r_3$ 」よりも小さい場合には、動径変化率  $W_{2x}$  に基づいて、動径  $r$  を等倍するが好ましい。

【0015】

第1基準線に対して一方側に第1範囲があり、他方側に第3範囲があることが好ましい。第2基準線に対して一方側に第1範囲があり、他方側に第3範囲があることが好ましい。

【0016】

第1カラー画像信号は3色の画像信号であり、複数の色情報は、3色の画像信号のうち2色の画像信号間の第1信号比と、第1信号比と異なる2色の画像信号間の第2信号比であり、特徴空間は前記第1信号比と第2信号比で形成される信号比空間であることが好ましい。

【0017】

特徴空間は、複数の色情報である色差信号  $C_r$ 、 $C_b$  で形成される  $C_b C_r$  空間、又は

10

20

30

40

50

、複数の色情報であるCIE Lab空間の色味の要素 $a^*$ 、 $b^*$ で形成される $a^*b^*$ 空間のいずれかであることが好ましい。

【0018】

角度等倍処理、角度拡張又は収縮処理、動径等倍処理、及び動径拡張又は収縮処理によって、第2範囲は、H（色相）と彩度（S）からなるHS空間における位置を維持し、第1範囲と第3範囲は、HS空間において、色相方向と彩度方法に対してそれぞれ異なる方向に移動することが好ましい。

【0019】

角度等倍処理、角度拡張又は収縮処理、動径等倍処理、及び動径拡張又は収縮処理を行った後の複数の色情報を第2カラー画像信号に変換するカラー画像信号変換部と、第1カラー画像信号から得られる第1明るさ情報及び第2カラー画像信号から得られる第2明るさ情報から、第2カラー画像信号の画素値を調整する明るさ調整部とを有することが好ましい。

【0020】

本発明の医用画像処理装置の作動方法は、画像信号入力処理部が、第1カラー画像信号を入力処理するステップと、色情報取得部が、第1カラー画像信号から複数の色情報を取得するステップと、角度調整部が、複数の色情報で形成される特徴空間において、観察対象である第1範囲、第2範囲、及び第3範囲のうち第2範囲を通る第1基準線を含む一定の範囲 $R1x$ 内の角度を、角度変化率 $W1x$ に基づいて、等倍する角度等倍処理と、範囲 $R1x$ の範囲外となる範囲 $R1y$ 内の角度を、角度変化率 $W1x$ よりも大きい又は小さい角度変化率 $W1y$ で変化させる角度拡張又は収縮処理とを行うステップと、動径調整部が、第2範囲を通り、且つ第1基準線と交差する第2基準線を含む一定の範囲 $R2x$ 内の動径を、動径変化率 $W2x$ に基づいて、等倍する動径等倍処理と、範囲 $R2x$ の範囲外となる範囲 $R2y$ 内の動径を、動径変化率 $W2x$ よりも大きい又は小さい動径変化率 $W2y$ で変化させる動径拡張又は収縮処理とを行うステップと、を備える。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、ピロリ菌に未感染の場合と、ピロリ菌に感染している場合と、ピロリ菌の除菌が成功した場合と、それぞれを見分けることができる画像を生成することができる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】第1A実施形態の内視鏡システムの外観図である。

【図2】第1A実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図3】紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rの発光スペクトルを示すグラフである。

【図4】特徴空間が信号比空間である場合の特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図5】角度 $\theta$ の調整方法を示す説明図である。

【図6】角度 $\theta$ と角度変化率との関係を示すグラフである。

【図7】角度 $\theta$ と角度 $E$ との関係を示すグラフである。

【図8】(A)は信号比空間用の角度等倍処理及び角度拡張又は収縮処理前の状態を示し、(B)が信号比空間用の角度等倍処理及び角度拡張又は収縮処理後の状態を示す説明図である。

【図9】動径 $r$ の調整方法を示す説明図である。

【図10】動径 $r$ と動径変化率との関係を示すグラフである。

【図11】動径 $r$ と動径 $E_r$ との関係を示すグラフである。

【図12】(A)は信号比空間用の動径等倍処理及び動径拡張又は収縮処理前の状態を示し、(B)が信号比空間用の動径等倍処理及び動径拡張又は収縮処理後の状態を示す説明図である。

10

20

30

40

50

【図 1 3】特殊観察モードを用いて観察対象の観察を行う一連の流れを示すフローチャートである。

【図 1 4】H S 空間における角度等倍処理、角度拡張又は収縮処理、動径等倍処理、及び動径拡張又は収縮処理の前後の第 1 範囲、第 2 範囲、第 3 範囲の分布を示す説明図である。

【図 1 5】特徴空間が C b C r 空間である場合の特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図 1 6】特徴空間 ( C b C r 空間 ) における第 1 範囲 ( B )、第 2 範囲 ( C )、第 3 範囲 ( A ) の分布を示す説明図である。

【図 1 7】C b C r 空間用の角度等倍処理及び角度拡張又は収縮処理を行う前と後の第 1 範囲 ( B )、第 2 範囲 ( C )、第 3 範囲 ( A ) の分布を示す説明図である。

【図 1 8】C b C r 空間用の動径等倍処理及び動径拡張又は収縮処理を行う前と後の第 1 範囲 ( B )、第 2 範囲 ( C )、第 3 範囲 ( A ) の分布を示す説明図である。

【図 1 9】( A ) は a b 空間用の角度等倍処理及び角度拡張又は収縮処理前の状態を示し、( B ) が a b 空間用の角度等倍処理及び角度拡張又は収縮処理後の状態を示す説明図である。

【図 2 0】( A ) は a b 空間用の動径等倍処理及び動径拡張又は収縮処理前の状態を示し、( B ) が a b 空間用の動径等倍処理及び動径拡張又は収縮処理後の状態を示す説明図である。

【図 2 1】第 2 実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図 2 2】白色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 2 3】特殊光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 2 4】第 3 実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図 2 5】回転フィルタを示す平面図である。

【図 2 6】第 4 実施形態のカプセル内視鏡システムの機能を示す図である。

【図 2 7】図 3 とは異なる紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、及び赤色光 R の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 2 8】二次元 L U T を用いる場合の特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図 2 9】特徴空間 ( 縦軸 B / G 比、横軸 G / R 比 ) 上で、ピロリ菌に未感染の場合の座標の分布 ( A )、ピロリ菌に感染している場合の分布 ( B )、ピロリ菌の除菌が成功した場合の座標の分布 ( C ) を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 3 】

[ 第 1 A 実施形態 ]

図 1 に示すように、第 1 A 実施形態の内視鏡システム 1 0 は、内視鏡 1 2 と、光源装置 1 4 と、プロセッサ装置 1 6 と、モニタ 1 8 と、コンソール 1 9 とを有する。内視鏡 1 2 は光源装置 1 4 と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置 1 6 と電氣的に接続される。内視鏡 1 2 は、被検体内に挿入される挿入部 1 2 a と、挿入部 1 2 a の基端部分に設けられた操作部 1 2 b と、挿入部 1 2 a の先端側に設けられる湾曲部 1 2 c 及び先端部 1 2 d を有している。操作部 1 2 b のアングルノブ 1 2 e を操作することにより、湾曲部 1 2 c は湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部 1 2 d が所望の方向に向けられる。

【 0 0 2 4 】

また、操作部 1 2 b には、アングルノブ 1 2 e の他、モード切替 S W 1 3 a が設けられている。モード切替 S W 1 3 a は、通常観察モードと、特殊観察モードとの 2 種類のモード間の切り替え操作に用いられる。通常観察モードは、通常画像をモニタ 1 8 上に表示するモードである。特殊観察モードは、ピロリ菌に感染していない場合と、ピロリ菌に感染している場合と、ピロリ菌の除菌が成功した場合のいずれに該当するかを診断することに用いられ、特殊画像をモニタ 1 8 上に表示するモードである。

【 0 0 2 5 】

プロセッサ装置 1 6 は、モニタ 1 8 及びコンソール 1 9 と電氣的に接続される。モニタ

10

20

30

40

50

18は、画像情報等を出力表示する。コンソール19は、機能設定等の入力操作を受け付けるUI (User Interface: ユーザーインターフェース) として機能する。なお、プロセッサ装置16には、画像情報等を記録する外付けの記録部 (図示省略) を接続してもよい。

【0026】

図2に示すように、光源装置14は、V-LED (Violet Light Emitting Diode) 20a、B-LED (Blue Light Emitting Diode) 20b、G-LED (Green Light Emitting Diode) 20c、R-LED (Red Light Emitting Diode) 20d、これら4色のLED 20a~20dの駆動を制御する光源制御部21、及び4色のLED 20a~20dから発せられる4色の光の光路を結合する光路結合部23を備えている。光路結合部23で結合された光は、挿入部12a内に挿通されたライトガイド (LG) 41及び照明レンズ45を介して、被検体内に照射される。なお、LEDの代わりに、LD (Laser Diode) を用いてもよい。

10

【0027】

図3に示すように、V-LED 20aは、中心波長 $405 \pm 10$  nm、波長範囲380~420 nmの紫色光Vを発生する。B-LED 20bは、中心波長 $460 \pm 10$  nm、波長範囲420~500 nmの青色光Bを発生する。G-LED 20cは、波長範囲が480~600 nmに及ぶ緑色光Gを発生する。R-LED 20dは、中心波長620~630 nmで、波長範囲が600~650 nmに及ぶ赤色光Rを発生する。

【0028】

光源制御部21は、通常観察モード及び特殊観察モードのいずれの観察モードにおいても、V-LED 20a、B-LED 20b、G-LED 20c、R-LED 20dを点灯する。したがって、紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rの4色の光が混色した光が、観察対象に照射される。また、光源制御部21では、紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光R間の光量比は、通常観察モードと特殊観察モードとでそれぞれ異なるように設定する。通常観察モード時には、光量比が $V_c$ 、 $B_c$ 、 $G_c$ 、 $R_c$ となるように、各LED 20a~20dを制御する。特殊観察モード時には、光量比が $V_s$ 、 $B_s$ 、 $G_s$ 、 $R_s$ となるように、各LED 20a~20dを制御する。

20

【0029】

図2に示すように、ライトガイド41は、内視鏡12及びユニバーサルコード (内視鏡12と光源装置14及びプロセッサ装置16とを接続するコード) 内に内蔵されており、光路結合部23で結合された光を内視鏡12の先端部12dまで伝搬する。なお、ライトガイド41としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、コア径 $105 \mu\text{m}$ 、クラッド径 $125 \mu\text{m}$ 、外皮となる保護層を含めた径が $0.3 \sim 0.5$  mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。

30

【0030】

内視鏡12の先端部12dには、照明光学系30aと撮像光学系30bが設けられている。照明光学系30aは照明レンズ45を有しており、この照明レンズ45を介して、ライトガイド41からの光が観察対象に照射される。撮像光学系30bは、対物レンズ46、撮像センサ48を有している。観察対象からの反射光は、対物レンズ46を介して、撮像センサ48に入射する。これにより、撮像センサ48に観察対象の反射像が結像される。

40

【0031】

撮像センサ48はカラーの撮像センサであり、被検体の反射像を撮像して画像信号を出力する。この撮像センサ48は、CCD (Charge Coupled Device) 撮像センサやCMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 撮像センサ等であることが好ましい。本発明で用いられる撮像センサ48は、R (赤)、G (緑) 及びB (青) の3色のRGB画像信号を得るためのカラーの撮像センサ、即ち、Rフィルタが設けられたR画素、Gフィルタが設けられたG画素、Bフィルタが設けられたB画素を備えた、いわゆるRGB撮像センサである。

【0032】

なお、撮像センサ48としては、RGBのカラーの撮像センサの代わりに、C (シアン)

50

、M（マゼンタ）、Y（イエロー）及びG（緑）の補色フィルタを備えた、いわゆる補色撮像センサであっても良い。補色撮像センサを用いる場合には、CMY Gの4色の画像信号が出力されるため、補色 - 原色色変換によって、CMY Gの4色の画像信号をRGBの3色の画像信号に変換する必要がある。また、撮像センサ48はカラーフィルタを設けていないモノクロ撮像センサであっても良い。この場合、光源制御部21は青色光B、緑色光G、赤色光Rを時分割で点灯させて、撮像信号の処理では同時化処理を加える必要がある。

【0033】

撮像センサ48から出力される画像信号は、CDS・AGC回路50に送信される。CDS・AGC回路50は、アナログ信号である画像信号に相関二重サンプリング（CDS（Correlated Double Sampling））や自動利得制御（AGC（Auto Gain Control））を行う。CDS・AGC回路50を経た画像信号は、A/D変換器（A/D（Analog/Digital）コンバータ）52により、デジタル画像信号に変換される。A/D変換されたデジタル画像信号は、プロセッサ装置16に入力される。

10

【0034】

プロセッサ装置16は、受信部53と、DSP（Digital Signal Processor）56と、ノイズ除去部58と、画像処理切替部60と、通常画像処理部62と、特殊画像処理部64と、映像信号生成部66とを備えている。受信部53は内視鏡12からのデジタルのRGB画像信号を受信する。R画像信号は撮像センサ48のR画素から出力される信号に対応し、G画像信号は撮像センサ48のG画素から出力される信号に対応し、B画像信号は撮像センサ48のB画素から出力される信号に対応している。

20

【0035】

DSP56は、受信した画像信号に対して、欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、デモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理では、撮像センサ48の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理が施されたRGB画像信号から暗電流成分が除かれ、正確な零レベルが設定される。ゲイン補正処理では、オフセット処理後のRGB画像信号に特定のゲインを乗じることにより信号レベルが整えられる。ゲイン補正処理後のRGB画像信号には、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理が施される。その後、ガンマ変換処理によって明るさや彩度が整えられる。リニアマトリクス処理後のRGB画像信号には、デモザイク処理（等方化処理、同時化処理とも言う）が施され、各画素で不足した色の信号が補間によって生成される。このデモザイク処理によって、全画素がRGB各色の信号を有するようになる。

30

【0036】

ノイズ除去部58は、DSP56でガンマ補正等が施されたRGB画像信号に対してノイズ除去処理（例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等）を施すことによって、RGB画像信号からノイズを除去する。ノイズが除去されたRGB画像信号は、画像処理切替部60に送信される。なお、本発明の「画像信号入力処理部」は、受信部53と、DSP56と、ノイズ除去部58を含む構成に対応する。

【0037】

画像処理切替部60は、モード切替SW13aにより、通常観察モードにセットされている場合には、RGB画像信号を通常画像処理部62に送信し、特殊観察モードにセットされている場合には、RGB画像信号を特殊画像処理部64に送信する。

40

【0038】

通常画像処理部62は、RGB画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、構造強調処理を行う。色変換処理では、デジタルのRGB画像信号に対しては、 $3 \times 3$ のマトリクス処理、階調変換処理、3次元LUT処理などを行い、色変換処理済みのRGB画像信号に変換する。次に、色変換処理済みのRGB画像信号に対して、各種色彩強調処理を施す。この色彩強調処理済みのRGB画像信号に対して、空間周波数強調等の構造強調処理を行う。構造強調処理が施されたRGB画像信号は、通常画像のRGB画像信号として、通常画像処理部62から映像信号生成部66に入力される。

50

## 【0039】

特殊画像処理部64は、RGBの画像信号に基づいて、ピロリ菌に感染していない場合の観察対象の色と、ピロリ菌に感染している場合の観察対象の色と、ピロリ菌に感染したもののピロリ菌の除菌が成功した場合の観察対象の色とについて、それぞれの色の違いを強調した特殊画像を生成する。特殊画像処理部64の詳細については後述する。この特殊画像処理部64で生成された特殊画像のRGB画像信号は、映像信号生成部66に入力される。

## 【0040】

映像信号生成部66は、通常画像処理部62又は特殊画像処理部64から入力されたRGB画像信号を、モニタ18で表示可能な画像として表示するための映像信号に変換する。この映像信号に基づいて、モニタ18は、通常画像又は特殊画像を表示する。

10

## 【0041】

特殊画像処理部64は、図4に示すように、逆ガンマ変換部70と、Log変換部71と、信号比算出部72と、極座標変換部73と、角度調整部74と、動径調整部75と、直交座標変換部76と、RGB変換部77と、構造強調部78と、逆Log変換部79と、ガンマ変換部80とを備えている。また、特殊画像処理部64は、RGB変換部77と構造強調部78との間に、明るさ調整部81を備えている。

## 【0042】

逆ガンマ変換部70は、入力されたRGB3チャンネルのデジタル画像信号に対して逆ガンマ変換を施す。この逆ガンマ変換後のRGB画像信号は、検体からの反射率に対してリニアな反射率リニアRGB信号であるため、RGB画像信号のうち、検体の各種生体情報に関連する信号が占める割合が多くなる。なお、反射率リニアR画像信号を第1R画像信号とし、反射率リニアG画像信号を第1G画像信号とし、反射率リニアB画像信号を第1B画像信号とする。

20

## 【0043】

Log変換部71は、反射率リニアRGB画像信号(本発明の「第1カラー画像信号」に対応する)をそれぞれLog変換する。これにより、Log変換済みのR画像信号(logR)、Log変換済みのG画像信号(logG)、Log変換済みのB画像信号(logB)が得られる。信号比算出部72(本発明の「色情報取得部」に対応する)は、Log変換済みのG画像信号とB画像信号に基づいて差分処理( $\log G - \log B = \log G/B = -\log(B/G)$ )することにより、B/G比( $-\log(B/G)$ のうち「 $-\log$ 」を省略したものを「B/G比」と表記する)を算出する。また、Log変換済みのR画像信号とG画像信号に基づいて差分処理( $\log R - \log G = \log R/G = -\log(G/R)$ )することにより、G/R比を算出する。G/R比については、B/G比と同様、 $-\log(G/R)$ のうち「 $-\log$ 」を省略したものを表している。

30

## 【0044】

なお、B/G比、G/R比は、B画像信号、G画像信号、R画像信号において同じ位置にある画素の画素値から画素毎に求める。また、B/G比は、血管深さ(粘膜表面から特定の血管がある位置までの距離)に相関があることから、血管深さが異なると、それに伴ってB/G比も変動する。また、G/R比は、血液量(ヘモグロビンインデックス)と相関があることから、血液量に変動があると、それに伴ってG/R比も変動する。

40

## 【0045】

極座標変換部73は、信号比算出部72で求めたB/G比、G/R比を、動径rと角度に変換する。この極座標変換部73において、動径rと角度への変換は、全ての画素について行う。角度調整部74は、B/G比、G/R比で形成される信号比空間において、ピロリ菌に感染した場合の動径rと角度が分布する第1範囲と、ピロリ菌に感染したもののピロリ菌の除菌が成功した場合の動径rと角度とが分布する第2範囲と、ピロリ菌に感染していない場合の動径rと角度とが分布する第3範囲とについて、角度を調整する処理を行うことによって、第1範囲と第2範囲の差及び第2範囲と第3範囲の差をそれぞれ大きくする。この角度調整部74における角度を調整する処理については、後述する。動径調整部75は、第1範囲、第2範囲、第3範囲について、動径rを調整する処理

50

を行うことによって、第1範囲と第2範囲の差及び第2範囲と第3範囲の差をそれぞれ大きくする。この動径調整部75における動径 $r$ を調整する処理については、後述する。

【0046】

直交座標変換部76では、角度調整部74及び動径調整部75を経た動径 $r$ 、角度 $\theta$ を、直交座標に変換する。これにより、角度 $\theta$ 及び動径 $r$ 調整済みの $B/G$ 比、 $G/R$ 比に変換される。RGB変換部76（本発明の「カラー画像信号変換部」に対応する）では、第1RGB画像信号のうち少なくともいずれか1つの画像信号を用いて、角度 $\theta$ 及び動径 $r$ 調整済みの $B/G$ 比、 $G/R$ 比を、RGB画像信号に変換する。例えば、RGB変換部76は、第1RGB画像信号のうちG画像信号と、角度 $\theta$ 及び動径 $r$ 調整済みの $B/G$ 比とに基づく演算を行うことにより、 $B/G$ 比を第2B画像信号に変換する。また、RGB変換部76は、第1RGB画像信号のうちG画像信号と、角度 $\theta$ 及び動径 $r$ 調整済み $G/R$ 比に基づく演算を行うことにより、 $G/R$ 比を第2R画像信号に変換する。また、RGB変換部76は、第1G画像信号については、特別な変換を施すことなく、第2G画像信号として出力する。

10

【0047】

明るさ調整部81は、第1RGB画像信号と第2RGB画像信号とを用いて、第2RGB画像信号の画素値を調整する。明るさ調整部81で、第2RGB画像信号の画素値を調整するのは、以下の理由による。角度調整部74及び動径調整部75で色領域を変更する処理が施された後の第2RGB画像信号は、第1RGB画像信号と明るさが大きく変わってしまう可能性がある。そこで、明るさ調整部81で第2RGB画像信号の画素値を調整することによって、明るさ調整後の第2RGB画像信号が第1RGB画像信号と同じ明るさになるようにする。

20

【0048】

明るさ調整部81は、第1RGB画像信号に基づいて第1明るさ情報 $Y_{in}$ を求める第1明るさ情報算出部81aと、第2RGB画像信号に基づいて第2明るさ情報 $Y_{out}$ を求める第2明るさ情報算出部81bとを備えている。第1明るさ情報算出部81aは、「 $k_r \times$ 第1R画像信号の画素値 +  $k_g \times$ 第1G画像信号の画素値 +  $k_b \times$ 第1B画像信号の画素値」の演算式に従って、第1明るさ情報 $Y_{in}$ を算出する。第2明るさ情報算出部81bにおいても、第1明るさ情報算出部81aと同様に、上記と同様の演算式に従って、第2明るさ情報 $Y_{out}$ を算出する。第1明るさ情報 $Y_{in}$ と第2明るさ情報 $Y_{out}$ が求まると、明るさ調整部81は、以下の式(E1)~(E3)に基づく演算を行うことにより、第2RGB画像信号の画素値を調整する。

30

$$(E1) : R^* = \text{第2R画像信号の画素値} \times Y_{in}/Y_{out}$$

$$(E2) : G^* = \text{第2G画像信号の画素値} \times Y_{in}/Y_{out}$$

$$(E3) : B^* = \text{第2B画像信号の画素値} \times Y_{in}/Y_{out}$$

なお、「 $R^*$ 」は明るさ調整後の第2R画像信号を、「 $G^*$ 」は明るさ調整後の第2G画像信号を、「 $B^*$ 」は明るさ調整後の第2B画像信号を表している。また、「 $k_r$ 」、「 $k_g$ 」、「 $k_b$ 」は「0」~「1」の範囲にある任意の定数である。

【0049】

構造強調部78では、明るさ調整部81を経た第2RGB画像信号に対して構造強調処理を施す。構造強調処理としては、周波数フィルタリングなどが用いられる。逆Log変換部79は、構造強調部78を経た第2RGB画像信号に対して、逆Log変換を施す。これにより、真数の画素値を有する第2RGB画像信号が得られる。ガンマ変換部80は、逆Log変換部79を経たRGB画像信号に対してガンマ変換を施す。これにより、モニタ18などの出力デバイスに適した階調を有する第2RGB画像信号が得られる。ガンマ変換部80を経たRGB画像信号は、特殊画像のRGB画像信号として、映像信号生成部66に送られる。

40

【0050】

角度調整部74で行われる角度 $\theta$ を調整する処理について、以下説明する。図5に示すように、 $B/G$ 比、 $G/R$ 比で形成される特徴空間を示す信号比空間では、観察対象である第

50

1 範囲（「B」と表記）、第2範囲（「C」と表記）、及び第3範囲（「A」と表記）のが、それぞれ第1象限に分布している。第2範囲の重心位置CPには第1基準線L1が通っている。この第1基準線L1に対して、横軸G/R比のプラス側に第1範囲が位置しており、反対側の横軸G/R比のマイナス側に第3範囲が位置している。なお、第2範囲の重心位置CPは、第2範囲内のB/G比、G/R比から算出される。また、第1基準線L1は、第2範囲を通過すればよく、第2範囲の重心位置CPを必ずしも通る必要はない。

#### 【0051】

角度調整部74では、第1基準線L1を含む一定の範囲R1x内の角度  $\theta$  について、角度変化率W1xに基づいて、等倍する信号比空間用の角度等倍処理を行う。ここで、角度  $\theta$  は、第1基準線L1に対するなす角度で定義される。角度  $\theta$  は、第1基準線L1から時計回り方向はプラスの角度として定義され、反時計回り方向はマイナスの角度として定義される。範囲R1xは、角度  $\theta$  が、「0」よりも小さい「 $\theta_1$ 」から、「0」よりも大きい「 $\theta_2$ 」までの範囲で構成されている。また、角度調整部74は、範囲R1xの範囲外となる範囲R1y内の角度  $\theta$  については、角度変化率W1xよりも大きい又は小さい角度変化率W1yで変化させる角度拡張又は収縮処理を行う。範囲R1yは、「 $\theta_1$ 」よりも小さい「 $\theta_3$ 」から、「 $\theta_1$ 」までの角度マイナス範囲と、「 $\theta_2$ 」から、「 $\theta_4$ 」よりも大きい「 $\theta_4$ 」までの角度プラス範囲とで構成されている。

#### 【0052】

図6に示すように、信号比空間用の角度等倍処理を行う範囲R1x内では、角度変化率W1xを1.0倍に設定することで、角度  $\theta$  を処理の前後で変化させない。一方、角度拡張又は収縮処理を行う範囲R1y内では、1.0倍よりも大きい又は小さい角度変化率W1yに設定することで、角度  $\theta$  を角度拡張又は収縮処理によって大きくする。また、範囲R1yのうち角度プラス範囲においては、角度変化率W1yは角度  $\theta$  が「 $\theta_2$ 」の場合に、1.0倍よりも大きく、且つ一番大きく設定されており、角度  $\theta$  が大きくなるほど、角度変化率W1yが小さくなるように設定されている。そして、所定の角度  $\theta$  を上回った時に、角度変化率W1yが1.0倍よりも小さくなるように設定されている。一方、範囲R1yのうち角度マイナス範囲においては、角度変化率W1yは角度  $\theta$  が「 $\theta_1$ 」の場合に、1.0倍よりも大きく、且つ一番大きく設定されており、角度  $\theta$  が小さくなるほど、角度変化率W1yが小さくなるように設定されている。そして、所定の角度  $\theta$  を下回った時に、角度変化率W1yが1.0倍よりも小さくなるように設定されている。なお、角度  $\theta$  が「 $\theta_4$ 」よりも大きい場合、又は、角度  $\theta$  が「 $\theta_3$ 」よりも小さい場合には、角度変化率は1.0倍に設定されている。

#### 【0053】

以上のような信号比空間用の角度等倍処理及び角度拡張又は収縮処理を行うことによって、図7に示すように、範囲R1x内の角度  $\theta$  については、等倍された角度E  $\theta$  に変更される（E  $\theta = \theta$ ）。また、角度  $\theta$  が「 $\theta_4$ 」よりも大きい場合、又は、角度  $\theta$  が「 $\theta_3$ 」よりも小さい場合にも、角度  $\theta$  は、等倍された角度E  $\theta$  に変更される（E  $\theta = \theta$ ）。これに対して、範囲R1yのうち角度プラス範囲の角度  $\theta$  については、角度  $\theta$  よりも大きいプラスの角度E  $\theta$  に変更される（E  $\theta > \theta$ ）。一方、範囲R1yのうち角度マイナス範囲の角度  $\theta$  については、角度  $\theta$  よりも小さいマイナスの角度E  $\theta$  に変更される（E  $\theta < \theta$ ）。

#### 【0054】

このような角度変更を行うことによって、以下のような作用及び効果が得られる。図8（A）に示すように、信号比空間用の角度等倍処理及び角度拡張又は収縮処理前には、第1範囲（B）と、第2範囲（C）と、第3範囲（A）とはそれぞれ近づいているが、信号比空間用の角度等倍処理及び角度拡張又は収縮処理後には、図8（B）に示すように、第2範囲（C）は信号比空間上での位置を維持した状態で、第1基準線L1を境に、第1範囲（B）の座標の大部分が時計回り方向に移動する一方で、第1範囲（A）の座標の大部分が反時計回り方向に移動する。これにより、第1範囲（B）、第2範囲（C）、第3範囲（A）について、それぞれの範囲の色相の差が大きくなる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 5 】

このように第 1 範囲 ( B ) と第 2 範囲 ( C ) と第 3 範囲 ( A ) についてそれぞれの範囲の色相の差を大きくして得られる特殊画像においては、ピロリ菌に感染した場合の観察対象の色と、ピロリ菌に感染したもののピロリ菌の除菌に成功した場合の観察対象の色と、ピロリ菌に感染していない場合の観察対象の色について、それぞれの色の違いを明確に表示することができる。

## 【 0 0 5 6 】

動径調整部 7 5 で行われる動径  $r$  を調整する処理について、以下説明する。角度等倍処理及び角度拡張又は収縮処理後の信号比空間においては、図 9 に示すように、第 1 範囲、第 2 範囲、第 3 範囲 ( 「 A 」 と表記 ) が、角度方向に対してそれぞれ離れて分布している。第 2 範囲の重心位置 CP には、第 1 基準線 L1 と交差するように、第 2 基準線 L2 が通っている。この第 2 基準線 L2 に対して、外側に第 1 範囲が位置しており、内側に第 3 範囲が位置している。なお、第 2 基準線 L2 は、第 2 範囲を通過していればよく、第 2 範囲の重心位置 CP を必ずしも通る必要はない。

10

## 【 0 0 5 7 】

動径調整部 7 5 では、第 2 基準線 L2 を含む一定の範囲  $R2x$  内の動径  $r$  について、動径変化率  $W2x$  に基づいて、等倍する信号比空間用の動径等倍処理を行う。範囲  $R2x$  は、動径  $r$  が、第 2 基準線 L2 に対応する動径である「  $r_c$  」よりも小さい「  $r_1$  」から、「  $r_c$  」よりも大きい「  $r_2$  」までの範囲で構成されている。また、動径調整部 7 5 では、範囲  $R2x$  の範囲外となる範囲  $R2y$  内の角度について、動径変化率  $W2x$  よりも大きい動径変化率  $W2y$  で変化させる動径拡張又は収縮処理を行う。範囲  $R2y$  は、「  $r_1$  」よりも小さい「  $r_3$  」から、「  $r_1$  」までの小動径範囲と、「  $r_2$  」から、「  $r_2$  」よりも大きい「  $r_4$  」までの大動径範囲とで構成されている。

20

## 【 0 0 5 8 】

図 10 に示すように、信号比空間用の動径等倍処理を行う範囲  $R2x$  内では、動径変化率  $W2x$  を 1 . 0 倍に設定することで、動径  $r$  を処理の前後で変化させない。一方、動径拡張又は収縮処理を行う範囲  $R2y$  内では、1 . 0 倍よりも大きい動径変化率  $W2y$  に設定することで、動径  $r$  を動径拡張又は収縮処理によって大きくする。また、範囲  $R2y$  のうち小動径範囲においては、動径変化率  $W2y$  は、動径  $r$  が「  $r_b$  」の場合に、1 . 0 倍よりも大きく、且つ一番大きく設定されており、動径  $r$  が小さくなるほど、動径変化率  $W2y$  が小さくなるように設定されている。そして、所定の動径  $r$  を下回った時に、動径変化率  $W2y$  が 1 . 0 倍よりも小さくなるように設定されている。一方、範囲  $R2y$  のうち大動径範囲においては、動径変化率  $W2y$  は、動径  $r$  が「  $r_2$  」の場合に、1 . 0 倍よりも大きく、且つ一番大きく設定されており、動径  $r$  が大きくなるほど、動径変化率  $W2y$  が小さくなるように設定されている。そして、所定の動径  $r$  を上回った時に、動径変化率  $W2y$  が 1 . 0 倍よりも小さくなるように設定されている。なお、動径  $r$  が「  $r_4$  」よりも大きい場合、又は、動径  $r$  が「  $r_3$  」よりも小さい場合には、動径変化率は 1 . 0 倍に設定されている。

30

## 【 0 0 5 9 】

以上のような信号比空間用の動径等倍処理及び動径拡張又は収縮処理を行うことによって、図 11 に示すように、範囲  $R2x$  内の動径  $r$  については、等倍された動径  $E_r$  に変更される (  $E_r = r$  ) 。また、動径  $r$  が「  $r_4$  」よりも大きい場合、又は、動径  $r$  が「  $r_3$  」よりも小さい場合にも、動径  $r$  は、等倍された動径  $E_r$  に変更される (  $E_r = r$  ) 。これに対して、範囲  $R2y$  のうち小動径範囲の動径  $r$  については、動径  $r$  よりも小さい動径  $E_r$  に変更される (  $E_r < r$  ) 。一方、範囲  $R2y$  のうち大動径範囲の動径  $r$  については、動径  $r$  よりも大きい動径  $E_r$  に変更される (  $E_r > r$  ) 。

40

## 【 0 0 6 0 】

このような動径変更を行うことによって、以下のような作用及び効果が得られる。図 12 ( A ) に示すように、信号比空間用の動径等倍処理及び動径拡張又は収縮処理前には、第 1 範囲 ( B ) と、第 2 範囲 ( C ) と、第 3 範囲 ( A ) とは、それぞれ角度方向には離れ

50

ているものの、動径方向には近づいている。これに対して、信号比空間用の角度等倍処理及び角度拡張又は収縮処理後には、図12(B)に示すように、第2範囲(C)は信号比空間上での位置を維持した状態で、第1範囲(B)の座標の大部分が第2基準線L2に対して外側に離れるように移動する一方で、第3範囲(A)の座標の大部分が、第2基準線L2に対して内側に離れるようにして移動する。これにより、第1範囲(B)、第2範囲(C)、第3範囲(A)について、それぞれの範囲の彩度の差が大きくなる。

#### 【0061】

このように第1範囲(B)と第2範囲(C)と第3範囲(A)については、それぞれ色相の差だけでなく、彩度の差も大きくなることから、特殊画像上では、ピロリ菌に感染した場合の観察対象の色と、ピロリ菌に感染したもののピロリ菌の除菌に成功した場合の観察対象の色と、ピロリ菌に感染していない場合の観察対象の色について、それぞれの色の違いを更に明確に表示される。

10

#### 【0062】

次に、特殊観察モードを用いて観察対象の観察を行う一連の流れについて、図13のフローチャートに沿って説明する。まず、通常観察モードにセットし、内視鏡12の挿入部12aを検体内に挿入する。挿入部12aの先端部12dが胃に到達したら、モード切替SW13aを操作して、通常観察モードから特殊観察モードに切り替える。

#### 【0063】

特殊観察モードに切り替えた後に得られるRGB画像信号に基づいて、信号比算出部72により、B/G比、G/R比を算出する。次に、この算出したB/G比、G/R比を、極座標変換により、動径r、角度 $\theta$ に変換する。

20

#### 【0064】

次に、角度調整部74が、第2範囲の重心位置CPを通る第1基準線L1から一定の範囲 $R1x$ 内の角度を等倍する角度等倍処理と、範囲 $R1x$ を超える範囲 $R1y$ の角度を拡張又は収縮する角度拡張又は収縮処理とを行う。これら角度等倍処理及び角度拡張又は収縮処理により、信号比空間上で第2範囲の位置を維持した状態で、第1範囲が第1基準線L1から時計回り方向に離れるように回転移動し、第3範囲が第1基準線L1から反時計回り方向に離れるように回転移動する。これにより、第1範囲、第2範囲、第3範囲について、それぞれの範囲の色相差が大きくなる。

#### 【0065】

角度調整が終了すると、次に、動径調整部75が、第2範囲の重心位置CPを通り、且つ第1基準線L1と交差する第2基準線L2から一定の範囲 $R2x$ の動径等倍処理と、範囲 $R2x$ を超える範囲 $R2y$ の動径を拡張又は収縮する動径拡張又は収縮処理とを行う。これら動径等倍処理及び動径拡張又は収縮処理により、信号比空間上での第2範囲の位置を維持した状態で、第1範囲が第2基準線L2に対して外側方向に移動し、第3範囲が第2基準線L2に対して内側方向に移動する。

30

#### 【0066】

以上の角度調整及び動径調整により、図14に示すように、H(色相)、S(彩度)からなるHS空間において、第2範囲(C)の位置は維持した状態で、第1範囲(B)と第3範囲(C)とが、彩度方向と色相方向に対してそれぞれ異なる方向に移動する。したがって、第1範囲、第2範囲、第3範囲については、それぞれの範囲の色相差だけでなく、彩度差が大きくなる。このように第1～第3範囲の色相差及び彩度差が付いた動径r、角度 $\theta$ に基づいて、特殊画像を生成する。生成された特殊画像は、モニタ18に表示される。なお、図14において、点線の範囲は角度調整及び動径調整前の範囲を、実線の範囲は角度調整及び動径調整後の範囲を示している。

40

#### 【0067】

##### [第1B実施形態]

上記第1A実施形態では、信号比算出部72で第1RGB画像信号からB/G比、G/R比を求め、これらB/G比、G/R比から形成される特徴空間において角度等倍処理、角度拡張又は収縮処理、動径等倍処理、及び動径拡張又は収縮処理を行っているが、第1

50

B実施形態では、色情報として色差信号 $C_r$ 、 $C_b$ を求め、色差信号 $C_r$ 、 $C_b$ から形成される特徴空間において角度等倍処理、角度拡張又は収縮処理、動径等倍処理、及び動径拡張又は収縮処理を行う。

【0068】

第1B実施形態では、図15に示す特殊画像処理部92が用いられる。特殊画像処理部92は、特殊画像処理部64と異なり、Log変換部71、信号比算出部72、逆Log変換部79を備えていない。その代わりに、特殊画像処理部92は、逆ガンマ変換部70と極座標変換部73との間に、輝度・色差信号変換部85を備えている。それ以外の構成については、特殊画像処理部92は特殊画像処理部64と同様である。

【0069】

輝度・色差信号変換部85（本発明の「色情報取得部」に対応する）は、第1RGB画像信号を輝度信号 $Y$ と色差信号 $C_r$ 、 $C_b$ に変換する。色差信号 $C_r$ 、 $C_b$ への変換には周知の変換式が用いられる。色差信号 $C_r$ 、 $C_b$ については極座標変換部73に送られる。輝度信号 $Y$ についてはRGB変換部77と明るさ調整部81に送られる。RGB変換部77では、直交座標変換部76を経た色差信号 $C_r$ 、 $C_b$ と輝度信号 $Y$ を、第2RGB画像信号に変換する。明るさ調整部81では、第1明るさ情報 $Y_{in}$ として輝度信号 $Y$ を用いるとともに、第2明るさ情報 $Y_{out}$ として第2明るさ情報算出部81bで求めた第2明るさ情報を用いて、第2RGB画像信号の画素値の調整を行う。なお、第2明るさ情報 $Y_{out}$ の算出方法と第2RGB画像信号の画素値の調整方法については、上記特殊画像処理部64の場合と同じである。

【0070】

特殊画像処理部92では、縦軸が色差信号 $C_r$ 、横軸が色差信号 $C_b$ で形成される特徴空間（ $C_b C_r$ 空間）上で $C_b C_r$ 空間用の角度等倍処理、角度拡張又は収縮処理、動径等倍処理、及び動径拡張又は収縮処理を行う。 $C_b C_r$ 空間上では、図16に示すように、第1～第3範囲（B、C、A）はいずれも $C_b C_r$ 空間の第2象限に分布しており、第3範囲（A）が縦軸 $C_r$ に一番近い位置に分布し、その次に縦軸 $C_r$ に近い位置に第2範囲（C）が分布し、縦軸 $C_r$ から一番遠い位置に第1範囲（B）が分布する。

【0071】

$C_b C_r$ 空間用の角度等倍処理及び角度拡張又は収縮処理は、図17に示すように、角度調整部74により行われ、信号比空間用の角度等倍処理及び角度拡張又は収縮処理とはほぼ同様である。したがって、第2範囲の重心位置CPを通る第1基準線 $L_1$ から一定の範囲 $R_{1x}$ 内の角度が等倍されるとともに、範囲 $R_{1x}$ を超える範囲 $R_{1y}$ の角度が大きく拡張又は収縮される。これにより、第2範囲（C）における $C_b C_r$ 空間上での位置を維持した状態で、第1範囲（B）が第1基準線 $L_1$ から反時計回り方向に離れるように移動するとともに、第3範囲（A）が第1基準線 $L_1$ から時計回り方向に離れるように移動する。これにより、第1範囲（B）、第2範囲（C）、第3範囲（A）について、それぞれ色相の差が大きくなる。なお、図17において、点線の範囲は $C_b C_r$ 空間用の角度拡張又は収縮処理前の範囲を、実線の範囲は $C_b C_r$ 空間用の角度拡張又は収縮処理後の範囲を示している。この「実線の範囲」、「点線の範囲」の表記は、下記図18においても同様である。

【0072】

$C_b C_r$ 空間用の動径等倍処理及び動径拡張又は収縮処理は、図18に示すように、動径調整部75により行われ、信号比空間用の動径等倍処理及び動径拡張又は収縮処理とはほぼ同様である。したがって、第2範囲の重心位置CPを通り、且つ第1基準線 $L_1$ と交差する第2基準線 $L_2$ から一定の範囲 $R_{1x}$ 内の動径が等倍されるとともに、範囲 $R_{1x}$ を超える範囲 $R_{1y}$ の動径が大きく拡張又は収縮される。これにより、第2範囲（C）における $C_b C_r$ 空間上での位置を維持した状態で、第1範囲（B）が第2基準線 $L_2$ に対して外側に離れるように移動するとともに、第3範囲（A）が第2基準線 $L_2$ に対して内側に離れるように移動する。これにより、第1範囲（B）、第2範囲（C）、第3範囲（A）について、それぞれ色相の差と彩度の差が大きくなる。

## 【0073】

## [第1C実施形態]

第1C実施形態では、第1RGB画像信号をLab変換部(本発明の「色情報取得部」に対応する)でLab変換して $a^*$ 、 $b^*$ (色情報であるCIE Lab空間の色味の要素 $a^*$ 、 $b^*$ を表す。以下同様)を取得し、これら $a^*$ 、 $b^*$ から形成される特徴空間(ab空間)において、角度等倍処理、角度拡張又は収縮処理、動径等倍処理、動径拡張又は収縮処理を行う。なお、CIE Labとは、CIE(国際照明委員会)が定める表色系のことをいう。

## 【0074】

第1C実施形態では、図19(A)に示すように、第1範囲(B)、第2範囲(C)、第3範囲(A)は、信号比空間の場合と同様に、ab空間の第1象限に分布する。そして、ab空間用の角度等倍処理及び角度拡張又は収縮処理を行うことにより、図19(B)に示すように、第2範囲は信号比空間上での位置を維持した状態で、第1基準線L1を境に、第1範囲(B)の座標の大部分が時計回り方向に移動する一方で、第2範囲(C)の座標の大部分が反時計回り方向に移動する。

10

## 【0075】

また、図20(A)は、角度等倍処理及び角度拡張又は収縮処理後のab空間における、第1範囲(B)、第2範囲(C)、第3範囲(A)の分布を示している。このab空間に対して、ab空間用の動径等倍処理及び動径拡張又は収縮処理を行うことにより、図20(B)に示すように、第2範囲は信号比空間上での位置を維持した状態で、第1範囲(B)の座標の大部分が第2基準線L2に対して外側に離れるように移動する一方で、第3範囲(A)の座標の大部分が、第2基準線L2に対して内側に離れるようにして移動する。なお、ab空間用の動径等倍処理及び動径拡張又は収縮処理後に得られる第2RGB画像信号に対しては、明るさ調整部81で、画素値の調整を行うことが好ましい。

20

## 【0076】

## [第2実施形態]

第2実施形態では、第1実施形態で示した4色のLED20a~20dの代わりに、レーザー光源と蛍光体を用いて観察対象の照明を行う。それ以外については、第1実施形態と同様である。

## 【0077】

図21に示すように、第2実施形態の内視鏡システム100では、光源装置14において、4色のLED20a~20dの代わりに、中心波長 $445 \pm 10$ nmの青色レーザー光を発する青色レーザー光源(図21では「445LD」と表記)104と、中心波長 $405 \pm 10$ nmの青紫色レーザー光を発する青紫色レーザー光源(図21では「405LD」と表記)106とが設けられている。これら各光源104、106の半導体発光素子からの発光は、光源制御部108により個別に制御されており、青色レーザー光源104の出射光と、青紫色レーザー光源106の出射光の光量比は変更自在になっている。

30

## 【0078】

光源制御部108は、通常観察モードの場合には、青色レーザー光源104を駆動させる。これに対して、特殊観察モードの場合には、青色レーザー光源104と青紫色レーザー光源106の両方を駆動させるとともに、青色レーザー光の発光比率を青紫色レーザー光の発光比率よりも大きくなるように制御している。以上の各光源104、106から出射されるレーザー光は、集光レンズ、光ファイバ、合波器などの光学部材(いずれも図示せず)を介して、ライトガイド(LG)41に入射する。

40

## 【0079】

なお、青色レーザー光又は青紫色レーザー光の半値幅は $\pm 10$ nm程度にすることが好ましい。また、青色レーザー光源104及び青紫色レーザー光源106は、ブロードエリア型のInGaN系レーザーダイオードが利用でき、また、InGaNAs系レーザーダイオードやGaNAs系レーザーダイオードを用いることもできる。また、上記光源として、発光ダイオード等の発光体を用いた構成としてもよい。

50

## 【0080】

照明光学系30aには、照明レンズ45の他に、ライトガイド41からの青色レーザー光又は青紫色レーザー光が入射する蛍光体110が設けられている。蛍光体110に、青色レーザー光が照射されることで、蛍光体110から蛍光が発せられる。また、一部の青色レーザー光は、そのまま蛍光体110を透過する。青紫色レーザー光は、蛍光体110を励起させることなく透過する。蛍光体110を出射した光は、照明レンズ45を介して、検体内に照射される。

## 【0081】

ここで、通常観察モードにおいては、主として青色レーザー光が蛍光体110に入射するため、図22に示すような、青色レーザー光、及び青色レーザー光により蛍光体110から励起発光する蛍光を合波した白色光が、観察対象に照射される。一方、特殊観察モードにおいては、青紫色レーザー光と青色レーザー光の両方が蛍光体110に入射するため、図23に示すような、青紫色レーザー光、青色レーザー光、及び青色レーザー光により蛍光体110から励起発光する蛍光を合波した特殊光が、検体内に照射される。

10

## 【0082】

なお、蛍光体110は、青色レーザー光の一部を吸収して、緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体（例えばYAG系蛍光体、或いはBAM(BaMgAl<sub>10</sub>O<sub>17</sub>)等の蛍光体)を含んで構成されるものを使用することが好ましい。本構成例のように、半導体発光素子を蛍光体110の励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

20

## 【0083】

## [第3実施形態]

第3実施形態では、第1実施形態で示した4色のLED20a～20dの代わりに、キセノンランプなどの広帯域光源と回転フィルタを用いて観察対象の照明を行う。また、カラーの撮像センサ48に代えて、モノクロの撮像センサで観察対象の撮像を行う。それ以外については、第1実施形態と同様である。

## 【0084】

図24に示すように、第3実施形態の内視鏡システム200では、光源装置14において、4色のLED20a～20dに代えて、広帯域光源202、回転フィルタ204、フィルタ切替部205が設けられている。また、撮像光学系30bには、カラーの撮像センサ48の代わりに、カラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像センサ206が設けられている。

30

## 【0085】

広帯域光源202はキセノンランプ、白色LEDなどであり、波長域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。回転フィルタ204は、内側に設けられた通常観察モード用フィルタ208と、外側に設けられた特殊観察モード用フィルタ209とを備えている(図25参照)。フィルタ切替部205は、回転フィルタ204を径方向に移動させるものであり、モード切替SW13aにより通常観察モードにセットされたときに、回転フィルタ204の通常観察モード用フィルタ208を白色光の光路に挿入し、特殊観察モードにセットされたときに、回転フィルタ204の特殊観察モード用フィルタ209を白色光の光路に挿入する。

40

## 【0086】

図25に示すように、通常観察モード用フィルタ208には、周方向に沿って、白色光のうち青色光を透過させるBフィルタ208a、白色光のうち緑色光を透過させるGフィルタ208b、白色光のうち赤色光を透過させるRフィルタ208cが設けられている。したがって、通常観察モード時には、回転フィルタ204が回転することで、青色光、緑色光、赤色光が交互に観察対象に照射される。

## 【0087】

特殊観察モード用フィルタ209には、周方向に沿って、白色光のうち特定波長の青色

50

狭帯域光を透過させる B n フィルタ 2 0 9 a と、白色光のうち緑色光を透過させる G フィルタ 2 0 9 b、白色光のうち赤色光を透過させる R フィルタ 2 0 9 c が設けられている。したがって、特殊観察モード時には、回転フィルタ 2 0 4 が回転することで、青色狭帯域光、緑色光、赤色光が交互に観察対象に照射される。

【 0 0 8 8 】

内視鏡システム 2 0 0 では、通常観察モード時には、青色光、緑色光、赤色光が観察対象に照射される毎にモノクロの撮像センサ 2 0 6 で検体内を撮像する。これにより、R G B の 3 色の画像信号が得られる。そして、それら R G B の画像信号に基づいて、上記第 1 実施形態と同様の方法で、通常画像が生成される。

【 0 0 8 9 】

一方、特殊観察モード時には、青色狭帯域光、緑色光、赤色光が観察対象に照射される毎にモノクロの撮像センサ 2 0 6 で検体内を撮像する。これにより、B n 画像信号と、G 画像信号、R 画像信号が得られる。これら B n 画像信号と、G 画像信号、R 画像信号に基づいて、特殊画像の生成が行われる。特殊画像の生成には、B 画像信号の代わりに、B n 画像信号が用いられる。それ以外については、第 1 実施形態と同様の方法で特殊画像の生成が行われる。

【 0 0 9 0 】

[ 第 4 実施形態 ]

第 4 実施形態では、挿入型の内視鏡 1 2 及び光源装置 1 4 に代えて、飲み込み式のカプセル内視鏡を用いて、通常画像又は特殊画像の生成に必要な R G B 画像信号を取得する。

【 0 0 9 1 】

図 2 6 に示すように、第 4 実施形態のカプセル内視鏡システム 3 0 0 は、カプセル内視鏡 3 0 2 と、送受信アンテナ 3 0 4 と、カプセル用受信装置 3 0 6 と、プロセッサ装置 1 6 と、モニタ 1 8 を備えている。カプセル内視鏡 3 0 2 は、L E D 3 0 2 a と、撮像センサ 3 0 2 b と、画像処理部 3 0 2 c と、送信アンテナ 3 0 2 d とを備えている。なお、プロセッサ装置 1 6 は第 1 実施形態と同様であるが、第 4 実施形態では、通常観察モード又は特殊観察モードに切り替えるためのモード切替 S W 3 0 8 が新たに設けられている。

【 0 0 9 2 】

L E D 3 0 2 a は、白色光を発するものであり、カプセル内視鏡 3 0 2 内に複数設けられている。ここで、L E D 3 0 2 a としては、青色光源と、この青色光源からの光を波長変換して蛍光を発する蛍光体とを備える白色 L E D などを用いることが好ましい。L E D に代えて、L D ( Laser Diode ) を用いてもよい。L E D 3 0 2 a から発せられた白色光は、観察対象に対して照明される。

【 0 0 9 3 】

撮像センサ 3 0 2 b はカラーの撮像センサであり、白色光で照明された観察対象を撮像して、R G B の画像信号を出力する。ここで、撮像センサ 3 0 2 b としては、C C D ( Charge Coupled Device ) 撮像センサや C M O S ( Complementary Metal-Oxide Semiconductor ) 撮像センサを用いることが好ましい。撮像センサ 3 0 2 b から出力された R G B 画像信号は、画像処理部 3 0 2 c で、送信アンテナ 3 0 2 d で送信可能な信号にするための処理が施される。画像処理部 3 0 2 c を経た R G B 画像信号は、送信アンテナ 3 0 2 d から、無線で送受信アンテナ 3 0 4 に送信される。

【 0 0 9 4 】

送受信アンテナ 3 0 4 は被検者の体に貼り付けられており、送信アンテナ 3 0 2 d からの R G B 画像信号を受信する。送受信アンテナ 3 0 4 は、受信した R G B 画像信号を、無線でカプセル用受信装置 3 0 6 に送信する。カプセル用受信装置 3 0 6 はプロセッサ装置 1 6 の受信部 5 3 と接続されており、送受信アンテナ 3 0 4 からの R G B 画像信号を受信部 5 3 に送信する。

【 0 0 9 5 】

なお、上記実施形態では、図 3 に示すような発光スペクトルを有する 4 色の光を用いたが、発光スペクトルはこれに限られない。例えば、図 2 7 に示すように、緑色光 G 及び赤

10

20

30

40

50

色光Rについては、図3と同様のスペクトルを有する一方で、紫色光V<sub>s</sub>については、中心波長410～420nmで、図3の紫色光Vよりもやや長波長側に波長範囲を有する光にしてもよい。また、青色光B<sub>s</sub>については、中心波長445～460nmで、図3の青色光Bよりもやや短波長側に波長範囲を有する光にしてもよい。

【0096】

なお、上記実施形態では、B/G比、G/R比を極座標変換で動径r、角度θに変換し、変換後の動径r、角度θに基づいて角度等倍処理、角度拡張又は収縮処理、動径等倍処理、及び動径拡張又は収縮処理を行い、その後に、再度、B/G比、G/R比に戻したが、図28に示すように、二次元LUT400を用いて、B/G比、G/R比から、極座標変換等することなく、直接、角度等倍処理、角度拡張又は収縮処理、動径等倍処理、及び動径拡張又は収縮処理済みのB/G比、G/R比に変換してもよい。

10

【0097】

なお、二次元LUT400には、B/G比、G/R比と、このB/G比、G/R比に基づく角度等倍処理、角度拡張又は収縮処理、動径等倍処理、及び動径拡張又は収縮処理を行って得られる角度等倍処理、角度拡張又は収縮処理、動径等倍処理、及び動径拡張又は収縮処理済みのB/G比、G/R比とが対応付けて記憶されている。また、逆ガンマ変換部70から出力された第1RGB画像信号は二次元LUT400及びRGB変換部76に入力される。

【0098】

なお、上記実施形態では、角度等倍処理及び角度拡張又は収縮処理を行った後に、動径等倍処理及び動径拡張又は収縮処理を行っているが、これとは反対に、まず、動径等倍処理及び動径拡張又は収縮処理を行い、その後に、角度等倍処理及び角度拡張又は収縮処理を行うようにしてもよい。

20

【0099】

なお、本発明は、第1～第3実施形態のような内視鏡システムや第4実施形態のようなカプセル内視鏡システムに組み込まれるプロセッサ装置の他、各種の医用画像処理装置に対して適用することが可能である。

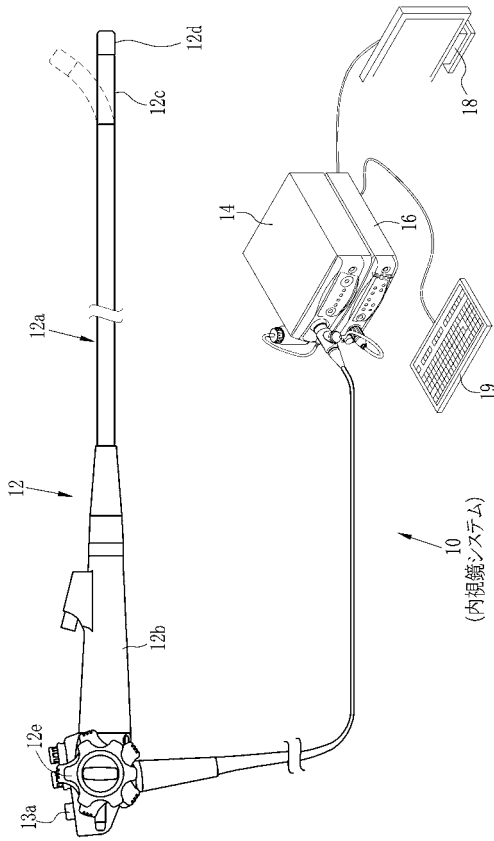
【符号の説明】

【0100】

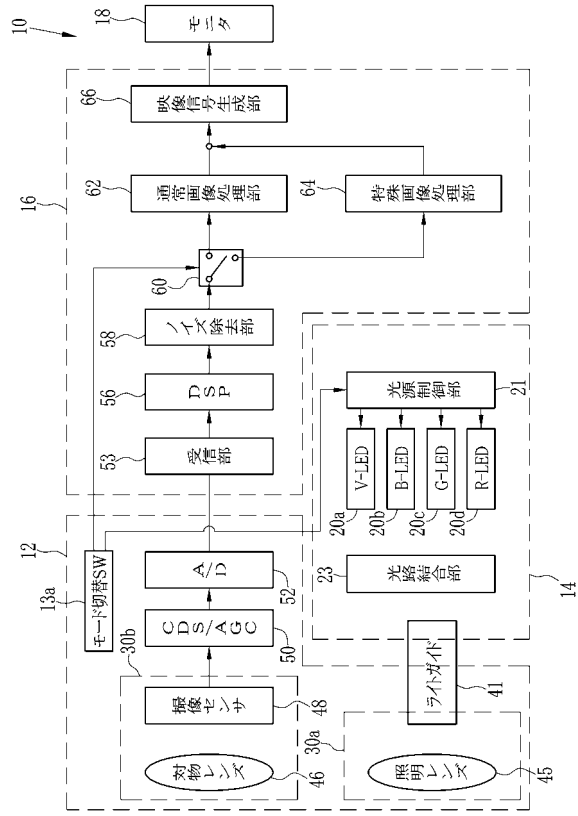
- 16 プロセッサ装置（医用画像処理装置）
- 72 信号比算出部（色情報取得部）
- 74 角度調整部
- 75 動径調整部
- 77 RGB変換部（カラー画像信号変換部）
- 81 明るさ調整部
- 85 輝度・色差信号変換部（色情報取得部）

30

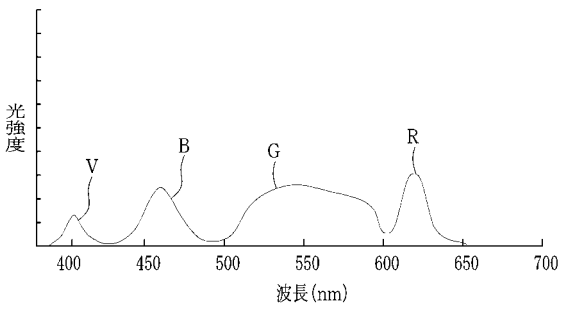
【図1】



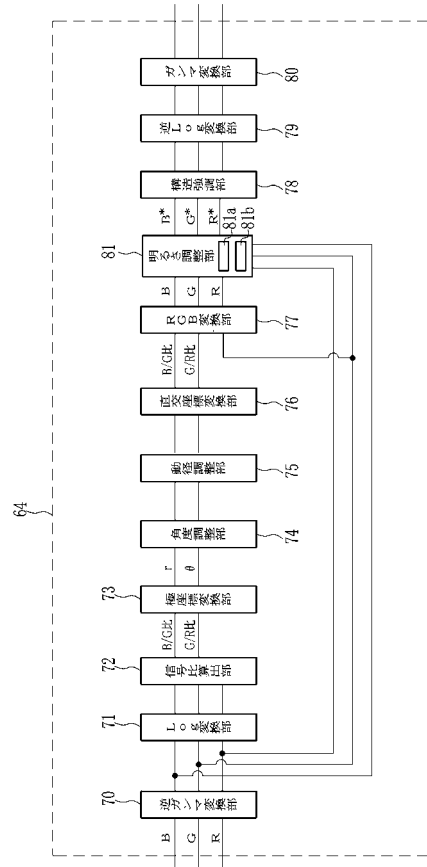
【図2】



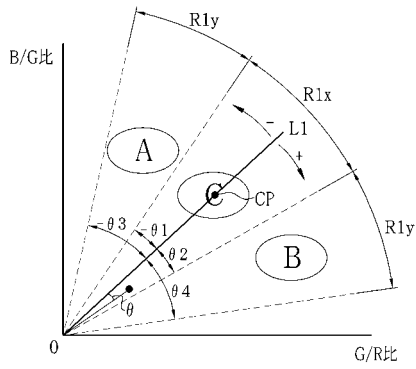
【図3】



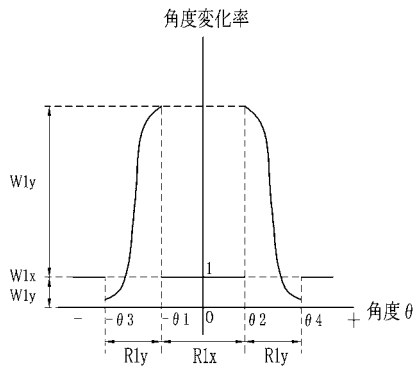
【図4】



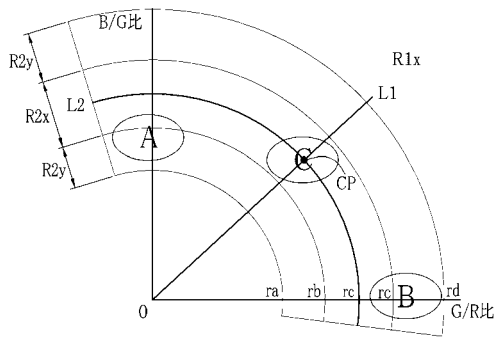
【 図 5 】



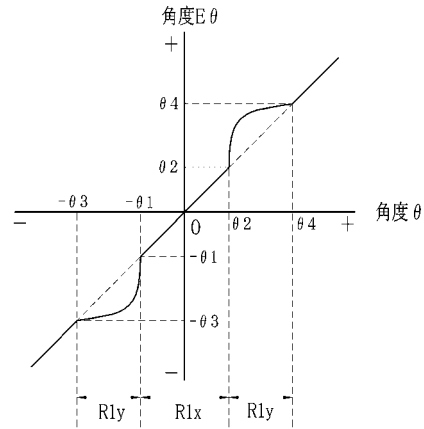
【 図 6 】



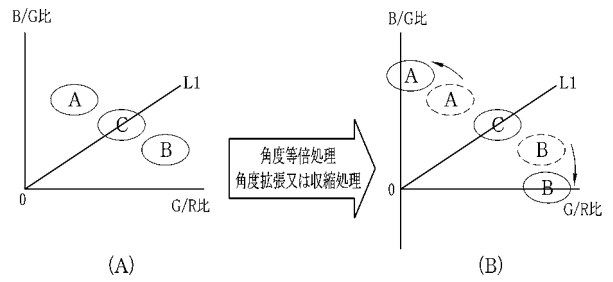
【 図 9 】



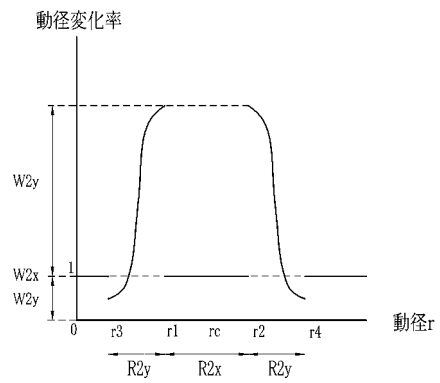
【 図 7 】



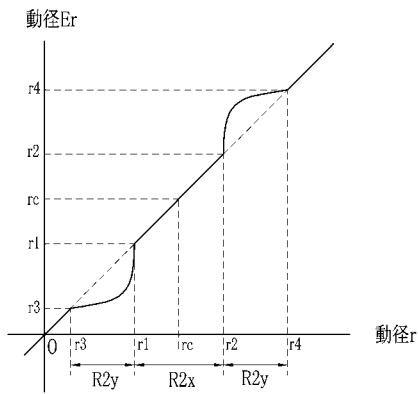
【 図 8 】



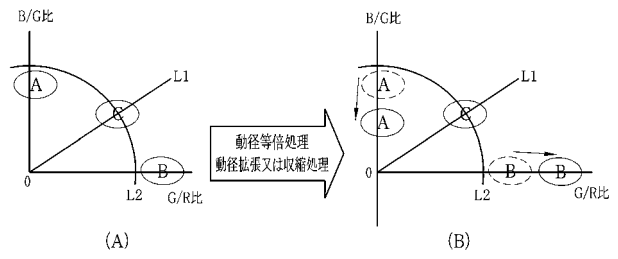
【 図 10 】



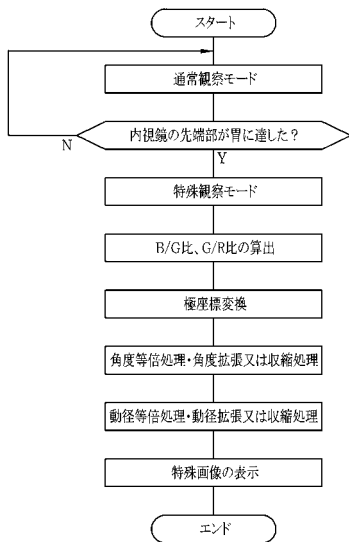
【 図 1 1 】



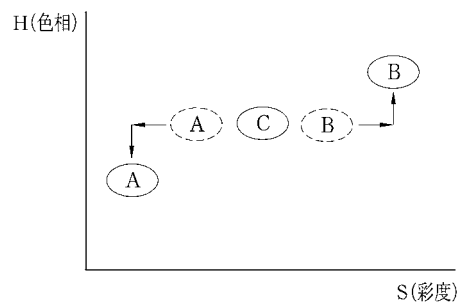
【 図 1 2 】



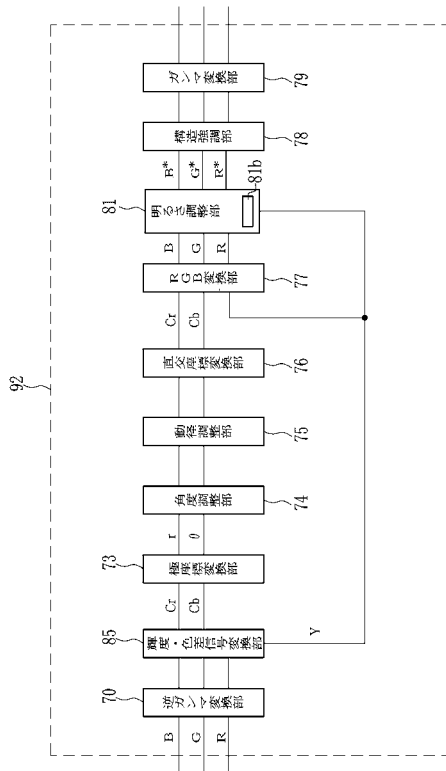
【 図 1 3 】



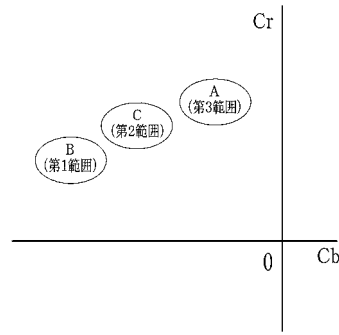
【 図 1 4 】



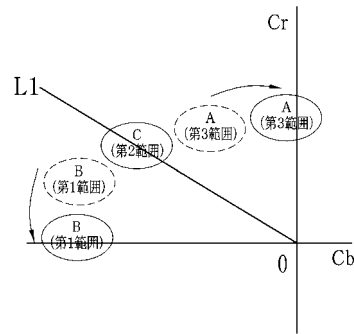
【 図 1 5 】



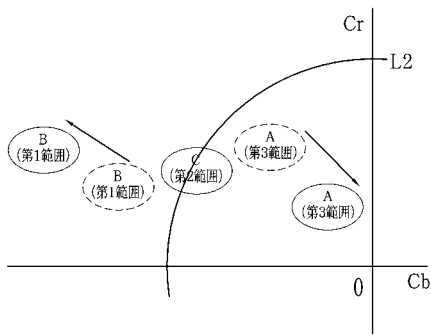
【 図 1 6 】



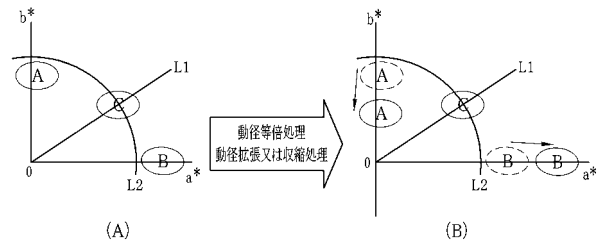
【 図 1 7 】



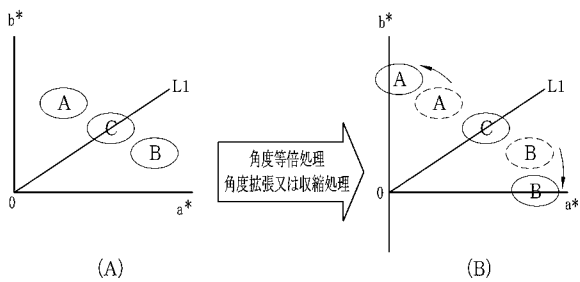
【 図 1 8 】



【 図 2 0 】

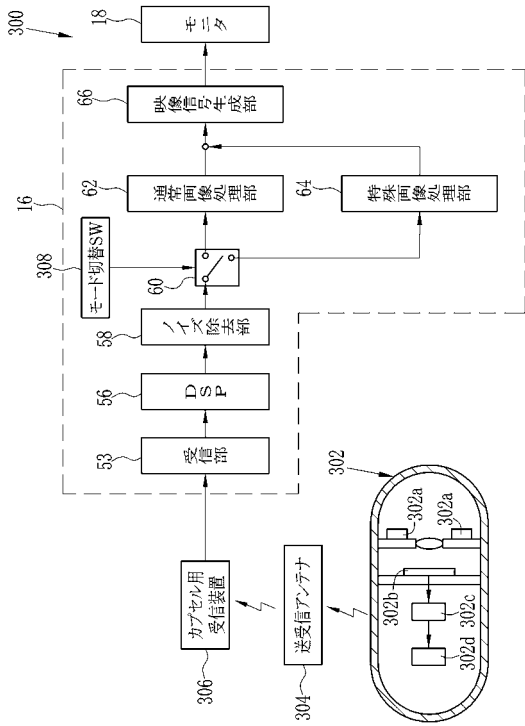


【 図 1 9 】

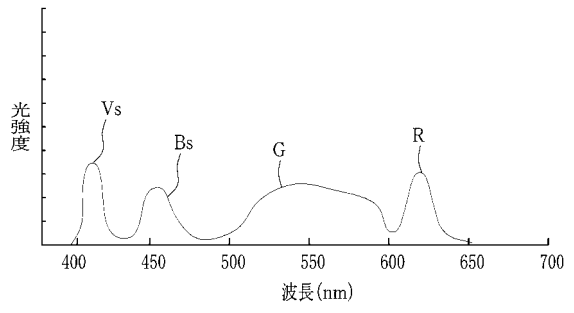




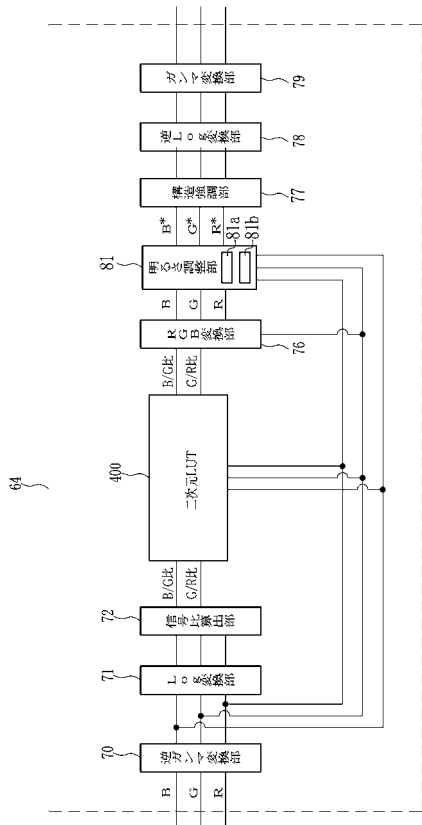
【図 26】



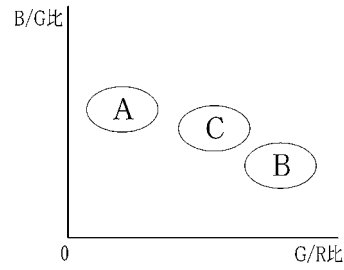
【図 27】



【図 28】



【図 29】



---

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C161 AA01 BB02 CC06 DD03 DD07 HH51 JJ17 LL02 MM03 MM05  
NN05 QQ02 QQ04 RR02 RR04 RR26 SS21 SS22 TT13 WW07  
WW08 WW15  
5B057 AA07 CA01 CA08 CA12 CA16 CB01 CB08 CB12 CB16 CD18  
CE17 CE18 CH11 CH16 DA07 DA08 DA16 DA17 DB02 DB06  
DB09 DC25