

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014 年 9 月 4 日(04.09.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/132741 A1

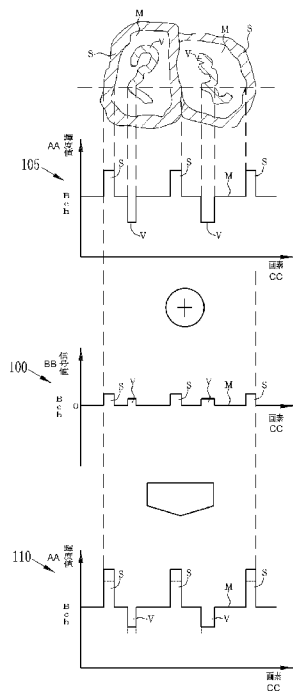
- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) *G02B 23/24* (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01) *G02B 23/26* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/052247
- (22) 国際出願日: 2014 年 1 月 31 日(31.01.2014)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2013-037782 2013 年 2 月 27 日(27.02.2013) JP
- (71) 出願人: 富士フイルム株式会社(FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布 2 丁目 2 6 番 3 0 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 蔵本 昌之(KURAMOTO, Masayuki); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 小林 和憲(KOBAYASHI, Kazunori); 〒1700004 東京都豊島区北大塚 2 丁目 2 5 番 1 号 太陽生命大塚ビル 3 階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI

[続葉有]

(54) Title: IMAGE PROCESSING DEVICE AND METHOD FOR OPERATING ENDOSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称: 画像処理装置及び内視鏡システムの作動方法

[図11]



AA... LUMINANCE VALUE
BB... SIGNAL VALUE
CC... PIXEL

(57) Abstract: Provided are an image processing device and a method for operating an endoscope system which, when studying a microvessel and a microstructure independently, are capable of generating an endoscopic image in which one of the structures does not interfere with visualization of the other structure. A base image (105) includes a B image signal which has a duct structure (S) that is brighter than the mucous membrane and a microvessel (V) that is darker than the mucous membrane. A frequency filtering process which extracts a frequency component that includes the duct structure (S) and the microvessel (V) is applied to the B image signal, and a structure extraction image signal is generated in which the pixel value of the duct structure (S) is positive and the pixel value of the microvessel (V) is negative. A display controlling image (100) which is used for emphasizing the duct structure (S) and suppressing the microvessel (V) is generated on the basis of the structure extraction image signal. By compositing the base image (105) and the display controlling image (100), a display controlled image (110) is obtained in which the duct structure (S) is emphasized and the microvessel (V) is suppressed.

(57) 要約: 微細血管、微細構造をそれぞれ独立に診断する際に、一方の構造が他方の構造の視認性を妨げることがない内視鏡画像を生成する画像処理装置及び内視鏡システムの作動方法を提供する。ベース画像(105)には、粘膜よりも明るい腺管構造Sと粘膜よりも暗い微細血管Vを有するB画像信号が含まれる。B画像信号に対して、腺管構造S及び微細血管Vを含む周波数成分を抽出する周波数フィルタリング処理を施して、腺管構造Sの画素の値が正であり、微細血管Vの画素の値が負である構造抽出画像信号を生成する。構造抽出画像信号に基づいて、腺管構造Sの強調と微細血管Vの抑制に用いる表示制御用画像(100)を生成する。ベース画像(105)と表示制御用画像(100)との合成により、腺管構造Sが強調され、微細血管Vが抑制された表示制御画像(110)を得る。

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, 添付公開書類:
MR, NE, SN, TD, TG).

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：画像処理装置及び内視鏡システムの作動方法

技術分野

[0001] 本発明は、腺管構造や微細血管に着目して診断を行う画像処理装置及び内視鏡システムの作動方法に関する。

背景技術

[0002] 近年の医療においては、光源装置、電子内視鏡、プロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断等が広く行われている。内視鏡システムによる検体内の観察としては、ブラウニッシュエリアや発赤など病変部である可能性が高い病変可能性部位を遠景状態から検出するスクリーニング観察の他、そのような病変可能性部位を検出したときに、ズーミングレンズを用いて、その病変可能性部位を拡大して精査する拡大観察が行われている。この拡大観察では、近年、微細な粘膜構造について着目して診断する「VS classification」が行わるようになってきている。

[0003] この「VS classification」では、粘膜表層にある微細血管と粘膜表層の微細構造をそれぞれ独立に診断するため、微細血管と微細構造の両方を強調表示することが求められている。この強調表示に関しては、例えば、特許文献1のように、所定の画像から血管部分を抽出し、その抽出した血管部分だけを強調することが考えられる。この特許文献1のように、血管部分は強調するものの、その血管部分以外の微細構造については消滅させることなく表示を維持することで、微細血管と微細構造の両方を観察しやすくなる。また、微細血管と微細構造はいずれも中周波～高周波成分を有するため、特許文献2のように、ハイパスフィルタリング処理を行うことで、微細血管と微細構造の両方を強調表示することができる。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2012-152459号公報

特許文献2：特許第5057675号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 最近の「VS classification」では、微細構造に着目して診断を行う際に、血管の存在が正確な微細構造の診断に妨げになることが分かってきた。例えば、微細構造が一部消滅しているのにも関わらず、その一部消滅した領域の中に血管が混じっている場合には、その血管に囲まれた部分が、あたかも微細構造のように見えてしまうおそれがある。このような場合には、誤診断の可能性が高くなる。したがって、微細血管、微細構造のうち一方を強調し、他方を抑制すること（微細血管、微細構造の選択的強調・抑制）など互いの視認性を異ならせる表示制御を行うことにより、一方の構造が他方の構造の視認性を妨げることがない内視鏡画像を生成して表示することが求められている。

[0006] これに関して、特許文献1には、表層血管と深層血管の選択的強調・抑制については記載があるものの、微細血管、微細構造の選択的強調・抑制に関する説明はない。また、特許文献2には、微細構造と微細血管の両方を強調できるフィルタリング処理が記載されているものの、この特許文献2のフィルタリング処理では微細血管、微細構造の選択的強調・抑制を行うことはできない。

[0007] 本発明は、微細血管、微細構造をそれぞれ独立に診断する場合であっても、一方の構造が他方の構造の視認性を妨げることがない内視鏡画像を生成することができる画像処理装置及び内視鏡システム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] 上記目的を達成するために、本発明の画像処理装置は、画像信号生成部と、ベース画像生成部と、構造抽出画像生成部と、表示制御用画像生成部と、画像合成部とを備えている。画像信号生成部は、粘膜表面を撮像して複数色の画像信号を生成する。ベース画像生成部は、複数色の画像信号に基づいて

ベース画像を生成する。構造抽出画像生成部は、複数色の画像信号のうち短波長の成分を含む短波長画像信号に対して、第1周波数成分を抽出する第1周波数成分抽出処理を施すことにより、信号値が正である第1構造の画素を抽出した第1構造抽出画像信号を生成する。表示制御用画像生成部は、第1構造抽出画像信号に基づいて、第1構造の表示制御に用いる表示制御用画像を生成する。画像合成部は、ベース画像と表示制御用画像を合成して、第1構造の表示を制御した表示制御画像を生成する。

[0009] 短波長画像信号は青色成分を含むB画像信号であることが好ましい。B画像信号は青色狭帯域画像信号であることが好ましい。青色狭帯域光を発光する狭帯域光源部を備え、青色狭帯域画像信号は、画像信号生成部において、青色狭帯域光で照明された粘膜表面を撮像して得られることが好ましい。複数色の画像信号に基づいて、分光演算する分光演算部を備え、青色狭帯域画像信号は、分光演算によって得られることが好ましい。粘膜表面を拡大する拡大手段を備え、短波長画像信号は、拡大手段を用いる拡大観察時に得られることが好ましい。

[0010] 構造抽出画像生成部は、第1周波数成分抽出処理を短波長画像信号に施すことにより、信号値が正である第1構造の画素と信号値が負である第2構造の画素を抽出した第1及び第2構造抽出画像信号を生成することが好ましい。表示制御用画像生成部は、第1及び第2構造抽出画像信号に基づいて、第1構造又は第2構造の表示制御に用いる表示制御用画像を生成することが好ましい。画像合成部は、ベース画像と表示制御用画像を合成して、第1構造又は第2構造の表示を制御した表示制御画像を生成することが好ましい。

[0011] 表示制御用画像生成部は、第1及び第2構造抽出画像信号の入力に対して、第1又は第2構造の画素が表示制御量に応じた値を持つ表示制御用画像を出力する変換部であることが好ましい。変換部は、第1構造の表示を強調するときに、第1構造の画素が強調度に応じた正の値を持つ表示制御用画像を出力する第1変換部を有することが好ましい。変換部は、第1構造の表示を抑制するときに、第1構造の画素が抑制度に応じた負の値を持つ表示制御画

像を出力する第2変換部を有することが好ましい。変換部は、第2構造の表示を強調するときに、第2構造の画素が強調度に応じた負の値を持つ表示制御用画像を出力する第3変換部を有することが好ましい。変換部は、第2構造の表示を抑制するときに、第2構造の画素が抑制度に応じた正の値を持つ表示制御用画像を出力する第4変換部を有することが好ましい。変換部は、第1及び第2構造の両方を強調しつつ、第1構造と第2構造の視認性を異ならせるときに、第1構造の画素が正の値を持ち、第2構造の画素が負の値を持つとともに、且つ第1構造の画素の値と第2構造の画素の値の絶対値とが異なる表示制御用画像を出力する特定変換部を有することが好ましい。

[0012] 第1及び第2構造抽出画像信号の各画素の値を判別する判別部と、第1及び第2構造抽出画像信号のうち判別部で正又は負の値を有すると判別された画素に対して、第1又は第2構造の表示制御量に応じたゲイン処理を施して、表示制御用画像を生成するゲイン処理部とを有することが好ましい。ゲイン処理部は、第1及び第2構造の両方を強調しつつ、第1構造と第2構造の視認性を異ならせるときには、判別部で正の値を有すると判別された画素と負の値を有すると判別された画素に対して、それぞれ強調度が異なる強調用のゲイン処理を施すことが好ましい。

[0013] ベース画像に対して抑制処理を施す抑制処理部を備えることが好ましい。この場合は、構造抽出画像生成部は、第1周波数成分抽出処理を短波長画像信号に施すことにより、信号値が正である第1構造の画素と信号値が負である第2構造の画素を抽出した第1及び第2構造抽出画像信号を生成し、表示制御用画像生成部は、第1及び第2構造抽出画像信号に基づいて、第1構造又は第2構造のうち一方の特定構造の表示の強調に用いる表示制御用画像を生成し、画像合成部は、抑制処理が施されたベース画像と表示制御用画像を合成して、第1及び第2構造のうち特定構造の表示を強調し、もう一方の構造の表示を抑制した表示制御画像を生成する。第1構造は腺管構造であり、第2構造は微細血管であることが好ましい。

[0014] 本発明の内視鏡システムの作動方法は、画像信号生成ステップと、ベース

画像生成ステップと、構造抽出画像生成ステップと、表示制御用画像生成ステップと、画像合成ステップとを備えている。画像信号生成ステップでは、画像信号生成部が、粘膜表面を撮像して複数色の画像信号を生成する。ベース画像生成ステップでは、ベース画像生成部が、複数色の画像信号に基づいてベース画像を生成する。構造抽出画像生成ステップでは、構造抽出画像生成部が、複数色の画像信号のうち短波長の成分を含む短波長画像信号に対して、第1周波数成分を抽出する第1周波数成分抽出処理を施すことにより、信号値が正である第1構造の画素を抽出した第1構造抽出画像信号を生成する。表示制御用画像生成ステップでは、表示制御用画像生成部が、第1構造抽出画像信号に基づいて、第1構造の表示制御に用いる表示制御用画像を生成する。画像合成ステップでは、画像合成部が、ベース画像と表示制御用画像を合成して、第1構造の表示を制御した表示制御画像を生成する。

発明の効果

[0015] 本発明によれば、微細血管、微細構造をそれぞれ独立に診断する場合であっても、微細血管、微細構造のうち一方の構造が他方の構造の視認性を妨げることがない内視鏡画像を生成することができる。

図面の簡単な説明

[0016] [図1]内視鏡システムの外観図である。

[図2]第1実施形態の内視鏡システムの各構成を示すブロック図である。

[図3A]白色光の発光スペクトルを示すグラフである。

[図3B]特殊光の発光スペクトルを示すグラフである。

[図4]構造強調・抑制部の各構成を示すブロック図である。

[図5] (A) はB画像信号のB c hの所定ラインにおける輝度分布を示すグラフであり、(B) は周波数フィルタリング処理後の構造抽出画像信号における信号値の分布を示すグラフである。

[図6]変換部の各構成を示すブロック図である。

[図7]変換部の各変換部における入出力関係を説明するための説明図である。

[図8A]腺管構造の強調、微細血管の抑制を行うときの設定メニュー画面の画

像図である。

[図8B]腺管構造の強調、微細血管の抑制を行うときの変換部の入出力関係を示す説明図である。

[図8C]腺管構造の強調、微細血管の抑制を行うときに用いられる表示制御用画像の信号値の分布を示すグラフである。

[図9A]微細血管の強調のみを行うときの設定メニュー画面の画像図である。

[図9B]微細血管の強調のみを行うときの変換部の入出力関係を示す説明図である。

[図9C]微細血管の強調のみを行うときに用いられる表示制御用画像の信号値の分布を示すグラフである。

[図10A]腺管構造の強調、微細血管の強調を行うときの設定メニュー画面の画像図である。

[図10B]腺管構造の強調、微細血管の強調を行うときの変換部の入出力関係を示す説明図である。

[図10C]腺管構造の強調、微細血管の強調を行うときに用いられる表示制御用画像の信号値の分布を示すグラフである。

[図11]図8Cの表示制御用画像をベース画像に合成して得られる表示制御画像の輝度分布を示すグラフである。

[図12]図9Cの表示制御用画像をベース画像に合成して得られる表示制御画像の輝度分布を示すグラフである。

[図13]図10Cの表示制御用画像をベース画像に合成して得られる表示制御画像の輝度分布を示すグラフである。

[図14]第1実施形態における一連の流れを表したフローチャートである。

[図15]別実施形態の構造強調・抑制部の各構成を示すブロック図である。

[図16]第2実施形態における構造強調・抑制部の各構成を示すブロック図である。

[図17]第3実施形態における構造強調・抑制部の各構成を示すブロック図である。

[図18]面順次方式の内視鏡システムにおける各構成を示すブロック図である。

[図19]回転フィルタの平面図である。

[図20]分光演算部を有する特殊光画像処理部のブロック図である。

発明を実施するための形態

[0017] [第1実施形態]

図1に示すように、第1実施形態の内視鏡システム10は、内視鏡12と、光源装置14と、プロセッサ装置16と、モニタ18と、コンソール20とを有する。内視鏡12は光源装置14と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置16と電氣的に接続される。内視鏡12は、検体内に挿入される挿入部21と、挿入部の基端部分に設けられた操作部22と、挿入部21の先端側に設けられる湾曲部23及び先端部24を有している。操作部22のアングルノブ22aを操作することにより、湾曲部23は湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部24が所望の方向に向けられる。

[0018] また、操作部22には、アングルノブ22aの他、モード切替SW22bと、ズーム操作部22cが設けられている。モード切替SW22bは、通常観察モードと、特殊観察モードの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、白色光を用いる観察モードであり、主に、スクリーニング等で使用される。特殊観察モードは青味を帯びた特殊光を用いる観察モードであり、主に、拡大観察等で使用される。ズーム操作部22cは、内視鏡12内のズーミングレンズ47（図2参照）を駆動させて、検体を拡大させるズーム操作に用いられる。

[0019] プロセッサ装置16は、モニタ18及びコンソール20と電氣的に接続される。モニタ18は、画像情報等を出力表示する。コンソール20は、機能設定等の入力操作を受け付けるUI（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。

[0020] 図2に示すように、光源部14は、中心波長445nmの青色レーザ光を

発する青色レーザ光源（４４５nm LD）３４と、中心波長４０５nmの青紫色レーザ光を発する青紫色レーザ光源（４０５nm LD）３６とを発光源として備えている。これら各光源３４、３６の半導体発光素子からの発光は、光源制御部４０により個別に制御されており、青色レーザ光源３４の出射光と、青紫色レーザ光源３６の出射光の光量比は変更自在になっている。光源制御部４０は、通常観察モードの場合には、青色レーザ光源３４のみ駆動させる。これに対して、特殊観察モードの場合には、光源制御部４０は、青色レーザ光源３４と青紫色レーザ光３６の両方を駆動させるとともに、青紫色レーザ光の発光比率を青色レーザ光の発光比率よりも大きくなるように制御している。なお、青色レーザ光源３４及び青紫色レーザ光源３６のいずれか又は両方が、本発明の狭帯域光源部を構成する。

[0021] なお、青色レーザ光又は青紫色レーザ光の半値幅は±１０nm程度にすることが好ましい。また、通常観察モードの場合にも、青紫色レーザ光３６を駆動してもよい。ただし、この場合には、青紫色レーザ光３６の発光強度を低く抑えることが好ましい。また、青色レーザ光源３４及び青紫色レーザ光源３６は、ブロードエリア型のInGaIn系レーザダイオードが利用でき、また、InGaInAs系レーザダイオードやGaInAs系レーザ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。

[0022] これら各光源３４、３６から出射されるレーザ光は、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。ライトガイド４１は、内視鏡１２及びユニバーサルコード（光源装置１４と内視鏡１２を接続するためのコード）内に内蔵されている。中心波長４４５nmの青色レーザ光又は中心波長４０５nmの青紫色レーザは、ライトガイド４１を介して、内視鏡１２の先端部２４まで伝搬される。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１０５μm、クラッド径１２５μm、外皮となる保護層を含めた径がφ０．３～０．５mmの細径なファイバケ

ーブルを使用することができる。

[0023] 内視鏡の先端部 2 4 は照明光学系 2 4 a と撮像光学系 2 4 b を有している。照明光学系 2 4 a には、ライトガイド 4 1 からの中心波長 4 4 5 n m の青色レーザ光又は中心波長 4 0 5 n m の青紫色レーザが入射する蛍光体 4 4 と、照明レンズ 4 5 が設けられている。蛍光体 4 4 に、青色レーザ光が照射されることで、蛍光体 4 4 から蛍光が発せられる。また、一部の青色レーザ光は、そのまま蛍光体 4 4 を透過する。青紫色レーザ光は、蛍光体 4 4 を励起させることなく透過する。蛍光体 4 4 を出射した光は、照明レンズ 4 5 を介して、検体内に照射される。

[0024] ここで、通常観察モードにおいては、青色レーザ光のみが蛍光体 4 4 に入射するため、図 3 A に示すように、青色レーザ光、及び青色レーザ光により蛍光体 4 4 から励起発光する蛍光を合波した白色光が、検体内に照射される。一方、特殊観察モードにおいては、青紫色レーザ光と青色レーザ光の両方が蛍光体 4 4 に入射するため、青紫色レーザ光、青色レーザ光、及び青色レーザ光により蛍光体 4 4 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。この特殊観察モードでは、青紫色レーザ光の発光比率を青色レーザ光の発光比率よりも大きくしているため、特殊光は、青色成分を多く含み且つ波長範囲がほぼ可視光全域に及ぶ光となっている。

[0025] なお、蛍光体 4 4 は、青色レーザ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 Y A G 系蛍光体、或いは B A M (B a M g A l ₁₀ O ₁₇) 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 4 4 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。

[0026] 図 2 に示すように、内視鏡 1 2 の撮像光学系 2 4 b は、対物レンズ 4 6 、ズームングレンズ 4 7 、イメージセンサ 4 8 を有している。検体からの反射光は、対物レンズ 4 6 及びズームングレンズ 4 7 を介して、イメージセンサ 4 8 に入射する。これにより、イメージセンサ 4 8 に検体の反射像が結像さ

れる。ズーミングレンズ47は、ズーム操作部22cを操作することで、テレ端とワイド端との間を移動する。ズーミングレンズ47がワイド端側に移動すると検体の反射像が縮小する一方で、テレ端側に移動することで、検体の反射像が拡大する。

[0027] イメージセンサ48はカラーの撮像素子であり、検体の反射像を撮像して画像信号を出力する。なお、イメージセンサ48は、CCD(Charge Coupled Device) イメージセンサやCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等であることが好ましい。本発明で用いられるイメージセンサは、R(赤)、G(緑)及びB(青)の3色の画像信号を得るために、撮像面にRGBフィルタを備えた、いわゆるRGBカラーイメージセンサであっても良いし、撮像面にC(シアン)、M(マゼンタ)、Y(イエロー)及びG(緑)の色フィルタを備えた、いわゆる補色イメージセンサであっても良い。補色イメージセンサの場合には、CMYGの4色の画像信号から色変換によってRGBの3色の画像信号を得ることができる。この場合には、CMYGの4色の画像信号からRGBの3色の画像信号に色変換する色変換手段を、内視鏡12、光源装置14又はプロセッサ装置16のいずれかに備えている必要がある。

[0028] イメージセンサ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)や自動利得制御(AGC)を行う。CDS・AGC回路50を経た画像信号は、A/D変換器(A/D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。

[0029] プロセッサ装置16は、受信部54と、画像処理切替部60と、通常光画像処理部62と、特殊光画像処理部64と、画像表示信号生成部66とを備えている。受信部54は内視鏡12からのデジタル画像信号を受信する。この受信部54は、DSP(Digital Signal Processor)56とノイズ除去部58を備えている。DSP56は、デジタル画像信号に対してガンマ補正、

色補正処理を行う。ノイズ除去部 58 は、DSP 56 でガンマ補正等が施されたデジタル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、デジタル画像信号からノイズを除去する。ノイズが除去されたデジタル画像信号は、画像処理切替部 60 に送信される。

[0030] 画像処理切替部 60 は、モード切替 SW 22b により通常観察モードにセットされている場合には、デジタル画像信号を通常光画像処理部 62 に送信し、特殊観察モードに設定されている場合には、デジタル画像信号を特殊光画像処理部 64 に送信する。なお、本発明においては、区別のため、通常光画像処理部 62 及び特殊光画像処理部 64 による画像処理前のデジタル画像信号を画像信号といい、画像処理後のデジタル画像信号を画像データと呼ぶことにする。

[0031] 通常光画像処理部 62 は、色変換部 68 と、色彩強調部 70 と、構造強調部 72 とを有する。色変換部 68 は、入力された RGB 3 チャンネルのデジタル画像信号を、それぞれ R 画像データ、G 画像データ、B 画像データに割り付ける。これら RGB の画像データに対しては、更に、 3×3 のマトリックス処理、階調変換処理、3 次元 LUT 処理などの色変換処理を行い、色変換処理済 RGB 画像データに変換する。

[0032] 色彩強調部 70 は、色変換済 RGB 画像データに対して、各種色彩強調処理を施す。構造強調部 72 は、色彩強調処理済 RGB 画像データに対して、シャープネスや輪郭強調等の構造強調処理を行う。構造強調部 72 で構造強調処理が施された RGB 画像データは、通常光画像として通常光画像処理部 62 から画像表示信号生成部 66 に入力される。

[0033] 特殊光画像処理部 64 は、色彩強調部 76 と、構造強調・抑制部 78 とを有する。色彩強調部 76 は、入力された RGB 3 チャンネルのデジタル画像信号に対して各種色彩強調処理を施すことにより、色彩強調済の RGB の画像信号を生成する。構造強調・抑制部 78 は、色彩強調処理済の RGB 画像信号に対し、腺管構造又は血管を強調・抑制する構造強調・抑制処理を施す

ことにより、表示制御画像生成する。構造強調・抑制部 78 で構造強調・抑制処理が施された表示制御画像は、特殊光画像として特殊光画像処理部 64 から画像表示信号生成部 66 に入力される。

[0034] 図 4 に示すように、構造強調・抑制部 78 は、ベース画像生成部 80 と、周波数フィルタリング処理部 81 と、表示制御用画像生成部 82 と、画像合成部 83 とを備えている。ベース画像生成部 80 は、色彩強調処理済の RGB 画像信号のうち、G 画像信号を R 画像データに割り付け、B 画像信号を G 画像データ及び B 画像データに割り付ける。これら RGB 画像データがベース画像となる。このベース画像は、B 画像データには B 画像信号が割り付けられているものの、G 画像データには G 画像信号ではなく B 画像信号が割り付けられており、R 画像データには R 画像信号ではなく G 画像信号が割り付けられているため、ベース画像は疑似カラー画像となる。なお、ベース画像生成部では、色変換部 68 のように、RGB 画像信号をそれぞれ RGB 画像データに割り付けて、疑似カラーでない白色ベースのベース画像を生成してもよい。

[0035] 周波数フィルタリング処理部 81 は、色彩強調済の B 画像信号に対して、粘膜表層にある腺管構造と微細血管に対応する周波数帯域成分を抽出する周波数フィルタリング処理を施す。ここで、周波数フィルタリング処理で抽出する腺管構造 S (Structure) は、白く縁取られて見える辺縁部とする（腺管には辺縁部の他、腺管開口部も含まれている）。これにより、腺管構造と微細血管が抽出された構造抽出画像信号が得られる。B 画像信号に対して周波数フィルタリング処理を施すのは、B 画像信号は、腺管構造や微細血管に対して構造強調効果を施すことができる青紫色レーザ光及び青色レーザ光など青色成分に対応する信号であるためである。

[0036] なお、図 5 (A) に示すように、腺管構造 S (Structure) は、青紫色レーザ光及び青色レーザ光など青色成分の光によって乱反射するため、B 画像信号 84 上では粘膜よりも明るく光っている。また、青紫色レーザ光及び青色レーザ光は、キセノン光などの広帯域光を波長分離して得られる青色狭帯域

光と異なり、直進性の高い光であるため、腺管構造のpit部分の底面まで深達する。この効果によって、腺管構造Sは更に明るく光るようになる。これに対して、微細血管V (Vascular) は、特殊光のうち青紫色レーザ光及び青色レーザ光などヘモグロビンの吸光係数が高い青色成分の光を良く吸収するため、B画像信号84上では粘膜よりも暗くなっている。したがって、周波数フィルタリング処理後の構造抽出画像信号85では、(B)に示すように、腺管構造Sの画素は信号値が「正」となるアップエッジとなっており、微細血管Vの画素は信号値が「負」となるダウンエッジとなっている。また、構造抽出画像信号85における粘膜M (Mucous membrane) は、輝度値の変化がほとんど無いため、信号値はほぼ「0」となっている。なお、図5において、B画像信号84はライン84a上の各画素の輝度値を表しており、構造抽出画像信号85はライン84a上の各画素の信号値を表している(図11~図13も同様)。また、ここで、信号値は「0」、正の値、負の値を含む値であり、輝度値は「0」、正の値を含む値である。

[0037] 表示制御用画像生成部82は、構造抽出画像信号から、腺管構造又は微細血管の強調・抑制・表示維持に用いられるための表示制御用画像を生成する。表示制御用画像生成部82は、構造抽出画像信号を入力して表示制御用画像を出力する変換部86と、強調・抑制条件を設定するとともに、設定した強調・抑制条件に従って変換部を制御する構造強調・抑制設定部87とを備えている(図4参照)。

[0038] 図6に示すように、変換部86は、第1変換部90と、第2変換部91と、第3変換部92と、第4変換部93と、第5変換部94と、第6変換部95とからなり、構造抽出画像信号の入力に対して、腺管構造又は微細血管の強調度、抑制度など表示制御量に応じた値を持つ表示制御用画像を出力する。第1変換部90は、腺管構造を強調するときに用いられ、構造抽出画像信号の入力に対して、図7に示す入出力関係90aに従った値を出力する。入出力関係90aは正の傾きで定義されているため、正の値の入力に対して、正の値を出力する。この出力した正の値を、ベース画像上の腺管構造に加算

することで、粘膜よりも明るい腺管構造が更に明るくなり、粘膜と腺管構造とのコントラストが向上する。これにより、腺管強調効果が得られる。なお、第1変換部90では、4つの第1～第4強調度E1～E4に対応する入出力関係が定義されており、それらの傾きは、強調度が高くなる程、大きくなっている。

[0039] 第2変換部91は、腺管構造を抑制するときに用いられ、構造抽出画像信号の入力に対して、図7に示す入出力関係91aに従った値を出力する。入出力関係91aは負の傾きで定義されているため、正の値の入力に対して、負の値を出力する。この出力した負の値を、ベース画像上の腺管構造に加算することで、腺管構造の明るさが粘膜に近づいて、粘膜と腺管構造とのコントラストが低下する。これにより、腺管抑制効果が得られる。なお、第2変換部91では、4つの第1～第4抑制度R1～R4に対応する入出力関係が定義されており、それらの傾きは、抑制度が高くなる程、大きくなっている。

[0040] 第3変換部92は、微細血管を強調するときに用いられ、構造抽出画像信号の入力に対して、図7に示す入出力関係92aに従った値を出力する。入出力関係92aは正の傾きで定義されているため、負の値の入力に対して、負の値を出力する。この出力した負の値を、ベース画像上の微細血管に加算することで、粘膜よりも暗い微細血管が更に暗くなって、粘膜と微細血管とのコントラストが向上する。これにより、微細血管強調効果が得られる。なお、第3変換部92では、4つの第1～第4強調度E1～E4に対応する入出力関係が定義されており、それらの傾きは、強調度が高くなる程、大きくなっている。

[0041] 第4変換部93は、微細血管を抑制するときに用いられ、図7に示す入出力関係93aに従った値を出力する。入出力関係93aは負の傾きで定義されているため、負の値の入力に対して、正の値を出力する。この出力した正の値を、ベース画像上の微細血管に加算することで、微細血管の明るさが粘膜に近づいて、粘膜と微細血管とのコントラストが低下する。これにより、

微細血管抑制効果が得られる。なお、第4変換部93では、4つの第1～第4抑制度R1～R4に対応する入出力関係が定義されており、それらの傾きは、抑制度が高くなる程、大きくなっている。

[0042] 第5変換部94は、腺管構造の明るさを維持するときに用いられ、構造抽出画像信号のうち正の値の入力に対して、図7に示す入出力関係94aに従って、「0」の値を出力する。この「0」の値をベース画像上の腺管構造に加算することで、腺管構造の明るさは維持される。第6変換部95は、微細血管の明るさを維持するときに用いられ、構造抽出画像信号のうち負の値の入力に対して、図7に示す入出力関係95aに従って、「0」の値を出力する。この「0」の値をベース画像上の微細血管に加算することで、微細血管の明るさは維持される。

[0043] 構造強調・抑制設定部87は、コンソール20によって入力される強調・抑制条件に基づいて、変換部86を制御する。強調・抑制条件の設定は、図8A、図9A、図10Aに示すような設定メニュー画面をモニタ18に表示して行われる。この設定メニュー画面は、腺管構造の強調・抑制条件を設定するためのS用スライダー97と、微細血管の強調・抑制条件を設定するためのV用スライダー98とが表示される。

[0044] S用スライダー97上でスライダ97aを中央の「0」にセットしたときには、腺管構造の明るさを維持する条件に設定される。この場合には、構造抽出画像信号は第5変換部94に入力される。また、S用スライダー97上でスライダ97aを右側の強調側にスライドさせたときには、腺管構造を強調する条件に設定される。この場合には、構造抽出画像信号は第1変換部90に入力される。また、スライダ97aを左側の抑制側にスライドさせたときには、腺管構造を抑制する条件に設定される。この場合には、構造抽出画像信号は第2変換部91に入力される。

[0045] また、S用スライダー97上の目盛り「1」～「4」及び「-1」～「-4」は、変換部上で定義された第1～第4強調度E1～E4及び第1～第4抑制度R1～R4に対応している。したがって、スライダ97aを所定の

目盛りをセットすると、変換部 86 では、そのセットされた目盛りに対応する強調度・抑制度に設定される。なお、V 用スライドバー 98 についても、S 用スライドバー 97 と同様の方法で、スライダ 98a を用いて微細血管の強調・抑制の条件設定を行う。

[0046] 例えば、図 8A に示すように、S 用スライドバー 97 上でスライダ 97a を「+2」をセットし、V 用スライドバー 98 上でスライダ 98a を「-1」にセットした場合には、図 8B に示すように、第 1 変換部 90 では、第 2 強調度 E2 の傾きにセットされるとともに、第 4 変換部 93 では、第 1 抑制度 R1 の傾きにセットされる。そして、構造抽出画像信号を第 1 変換部 90 及び第 4 変換部 93 に入力することにより、図 8C に示すような、腺管構造 S の画素と微細血管 V の画素の信号値が共に正となる表示制御用画像 100 が出力される。この表示制御用画像 100 は、腺管構造に着目して診断を行う場合に用いられる。

[0047] また、図 9A に示すように、S 用スライドバー 97 上でスライダ 97a を「0」をセットし、V 用スライドバー 98 上でスライダ 98a を「+2」にセットした場合には、図 9B に示すように、第 3 変換部 92 では、第 2 強調度 E2 の傾きにセットされる。そして、構造抽出画像信号を第 5 変換部 94 及び第 3 変換部 92 に入力することにより、図 9C に示すような、腺管構造 S の画素の信号値が「0」で、微細血管 V の画素の信号値が負となる表示制御用画像 101 が出力される。この表示制御用画像 101 は、微細血管に着目して診断を行う場合に用いられる。

[0048] また、図 10A に示すように、S 用スライドバー 97 上でスライダ 97a を「+2」をセットし、V 用スライドバー 98 上でスライダ 98a を「+1」にセットした場合には、図 10B に示すように、第 1 変換部 90 では、第 2 強調度 E2 の傾きにセットされるとともに、第 3 変換部 92 では、第 1 強調度 E1 の傾きにセットされる。そして、第 1 変換部 90 及び第 3 変換部 92 の両方の変換機能を有する特定変換部に、構造抽出画像信号を入力することにより、図 10C に示すような、腺管構造の画素の信号値が正であり、微

細血管の画素の信号値が負である表示制御用画像 102 が出力される。

[0049] この表示制御用画像 102 では、腺管構造の強調度が微細血管の強調度よりも高いため、腺管構造の画素の値の絶対値が微細血管の画素の値の絶対値よりも大きくなっている。したがって、表示制御用画像 102 は、腺管構造と微細血管の両方を強調しつつ、腺管構造の視認性を微細血管よりも高めたい場合に用いられる。

[0050] 画像合成部 83 は、表示制御用画像をベース画像に合成することにより、腺管構造又は微細血管を強調・抑制した表示制御画像を作成する。この画像合成部 83 では、ベース画像のうち B 画像データの各画素 (Bch) に対して、強調・抑制画像の各画素の値を加算するが、G 画像データ又は R 画像データの各画素に対しても強調・抑制画像の各画素の値を加算してもよい。

[0051] 例えば、図 8C のような、腺管構造 S の画素と微細血管 V の画素の信号値が共に正となる表示制御用画像 100 をベース画像 105 の Bch (B 画像データの各画素) に合成した場合には、図 11 に示すように、腺管構造 S と周囲の粘膜 M とのコントラストが向上する一方で、微細血管 V と周囲の粘膜 M とのコントラストが低下した表示制御画像 110 が得られる (点線は合成前の輝度値を示している)。

[0052] また、図 9C のような、微細血管 V の画素の信号値が負となる表示制御用画像 101 をベース画像 105 に合成した場合には、図 12 に示すように、微細血管 V と周囲の粘膜 M とのコントラストが向上した表示制御画像 111 が得られる (図 11 と同様、点線は合成前の輝度値を示している)。また、図 10C のような、腺管構造 S の画素の信号値が正であり、微細血管 V の画素の信号値が負である表示制御用画像 102 をベース画像 105 に合成した場合には、図 13 に示すように、腺管構造 S 及び微細血管 V と周囲の粘膜 M とのコントラストが向上した表示制御画像 112 が得られる (図 11 と同様、点線は合成前の輝度値を示している)。

[0053] 画像表示信号生成部 66 は、通常光画像処理部 62 又は特殊光画像処理部 64 から入力された通常光画像又は特殊光画像を、モニタ 18 で表示可能画

像として表示するための表示画像信号に変換する。この変換後の表示画像信号に基づいて、モニタ 18 は、通常光画像又は特殊光画像を表示する。

[0054] 次に、本実施形態における一連の流れを図 14 のフローチャートに沿って説明する。まず、通常観察モードにおいて、遠景状態からスクリーニングを行う。このスクリーニング時に、ブラウニッシュエリアや発赤など病変の可能性のある部位（病変可能性部位）を検出したときには、ズーム操作部 22c を操作して、その病変可能性部位を拡大表示する拡大観察を行う。これに合わせて、モード切替 SW 22b を操作して、特殊観察モードに切り替える。これにより、特殊光画像がモニタ 18 に表示される。

[0055] 術者は、モニタ 18 に表示された特殊光画像を観察して、腺管構造及び微細血管の状態を読み取って、病変部が否かを判断する。特殊光画像から腺管構造及び微細血管の状態を正確に読み取ることができる場合には、その特殊光画像に基づいて、病変可能性部位が病変もしくは非病変か否かの判断を行う。一方、腺管構造及び微細血管の状態を正確に読み取ることができない場合には、コンソール 20 を操作して、図 8A 等に示す設定メニュー画面を立ち上げる。この設定メニュー画面上で、S 用スライダー 97 及び V 用スライダー 98 上にあるスライダ 97a, 98a を操作して、特殊光画像上での腺管構造及び微細血管の強調・抑制を行う。

[0056] 例えば、腺管構造に着目して診断を行う際に、微細血管の表示が妨げになっている場合には、図 8A に示すように、S 用スライダー 97 上のスライダ 97a を強調方向にスライドさせる一方、V 用スライダー 98 上のスライダ 98a を抑制方向にスライドさせる。これにより、腺管構造の表示を強調する一方で、微細血管の表示が抑制された特殊光画像がモニタ 18 に表示される。この腺管構造及び微細血管の強調・抑制は、腺管構造及び微細血管の状態を正確に読み取ることができるまで継続して行われる。

[0057] なお、第 1 実施形態では、周波数フィルタリング画像の構造抽出画像信号において、アップエッジとダウンエッジを判別せずに、構造抽出画像信号全体を表示制御用画像生成部 82 に入力して、表示制御用画像を生成したが、

アップエッジとダウンエッジを判別し、それぞれにゲイン処理を施すことによって表示制御用画像を生成してもよい。例えば、図 15 に示すように、周波数フィルタリング部 81 と表示制御用画像生成部 82 との間に設けた判別部 120 で、構造抽出画像信号のうち正の値を持つ画素をアップエッジの画素と判別し、負の値を持つ画素をダウンエッジの画素と判別する。そして、表示制御用画像生成部 82 内のゲイン処理部 122 で、アップエッジ及びダウンエッジの画素に対して、強調度・抑制度に応じたゲイン処理を施して、表示制御用画像を生成する。

[0058] この場合、腺管構造を強調するときには、アップエッジの画素に対して、強調用のゲイン処理を施して、アップエッジの画素の値が正となる表示制御用画像を生成する。この場合におけるアップエッジの画素の値（正）は、強調度が大きくなる程、大きくなる。また、腺管構造を抑制するときには、アップエッジの画素に対して、抑制用のゲイン処理を施して、アップエッジの画素の値が負となる表示制御用画像を作成する。この場合におけるアップエッジの画素の値（負）は、抑制度が大きくなる程、小さくなる。

[0059] また、微細血管を強調するときには、ダウンエッジの画素に対して、強調度に応じた強調用のゲイン処理を施して、ダウンエッジの画素の値が負となる表示制御用画像を生成する。この場合におけるダウンエッジの画素の値（負）は、強調度が大きくなる程、小さくなる。また、微細血管を抑制するときには、ダウンエッジの画素に対して、抑制度に応じた抑制用のゲイン処理を施して、ダウンエッジの画素の値が正となる表示制御用画像を作成する。この場合におけるダウンエッジの画素の値（正）は、抑制度が大きくなる程、大きくなる。

[0060] また、腺管構造と微細血管の両方を強調しつつ、微細血管の視認性を腺管構造の視認性よりも低くする場合には、アップエッジ及びダウンエッジの画素に対して強調用のゲイン処理を行うときに、ダウンエッジに対する強調度を、アップエッジに対する強調度よりも低くする。この場合には、表示制御用画像上では、アップエッジの画素の値（正）の絶対値は、ダウンエッジの

画素の値（負）の絶対値よりも大きくなる。

[0061] [第2実施形態]

第1実施形態では、周波数フィルタリング処理により、B画像信号から腺管構造及び微細血管の両方を抽出したが、第2実施形態では、腺管抽出用のフィルタリング処理と血管抽出用のフィルタリング処理とを分けて、B画像信号から腺管構造と微細血管を別々に抽出する。腺管構造の周波数帯域と微細血管の周波数帯域は若干微細血管のほうが高周波寄りであることを考慮すると、第2実施形態のように、腺管抽出用のフィルタリング処理と血管抽出用のフィルタリング処理とに分けて、抽出することが好ましい。

[0062] 第2実施形態の構造強調・抑制部130は、第1実施形態の周波数フィルタリング部81に代えて、腺管抽出用フィルタリング部131と血管抽出用フィルタリング部132が設けられている。なお、それ以外については、第3実施形態の内視鏡システムは、第1実施形態とほぼ同様の構成を有している。

[0063] 腺管抽出用フィルタリング部131では、B画像信号に対して、腺管構造が多く含まれる帯域を抽出する周波数フィルタリングを行う。これにより、腺管構造を抽出した腺管抽出画像信号が生成される。この腺管抽出画像信号は、変換部86の第1変換部90、第2変換部91、第5変換部94のいずれかに入力される。一方、血管抽出用フィルタリング部132では、B画像信号に対して、微細血管が多く含まれる高周波の帯域を抽出する周波数フィルタリングを行う。これにより、微細血管を抽出した血管抽出画像信号が生成される。この血管抽出画像信号は、変換部86の第3変換部92、第4変換部93、第6変換部95のいずれかに入力される。

[0064] [第3実施形態]

第1実施形態では、表示制御用画像をベース画像に合成することによって、腺管構造、微細血管の強調・抑制を行ったが、第3実施形態では、腺管構造、微細血管の強調については、表示制御用画像をベース画像に合成して行う一方で、腺管構造、微細構造の抑制については、ベース画像をぼかす処理

で行う。

[0065] 第3実施形態の構造強調・抑制部140では、ベース画像生成部80と画像合成部83との間に、ベース画像をぼかす抑制処理部142が設けられている。また、第1実施形態の表示制御用画像生成部82の代わりに、表示制御用画像を作成する表示制御用画像生成部144が設けられている。また、構造強調・抑制設定部87は、設定した強調・抑制条件に基づいて、抑制処理部142及び表示制御用画像生成部144を制御する。なお、それ以外については、第3実施形態の内視鏡システムは、第1実施形態とほぼ同様の構成を有している。

[0066] 抑制処理部142は、構造強調・抑制設定部87で設定された抑制度に基づいて、ベース画像をぼかす処理を行う。ぼかしの程度は、抑制度が高くなる程、大きくする。なお、ぼかし処理としては、例えばローパスフィルタリングなどを用いることが好ましい。表示制御用画像生成部144は、構造抽出画像信号を入力して表示制御用画像を出力する変換部145を備えている。変換部145は、変換部86と異なり、第1変換部90、第3変換部92と、第5変換部94と、第6変換部95が設けられており、抑制に関する変換部（第2変換部91、第4変換部93）は設けられていない。

[0067] 上記第1～第3実施形態では、各観察モードに必要な複数の画像信号をカラーのセンサで同時に取得する同時方式で本発明の実施を行ったが、これに代えて、各観察モードに必要な複数の画像信号をモノクロのセンサで順次取得する面順次式であっても同様に本発明の実施が可能である。

[0068] 図18に示すように、面順次式の内視鏡システム200の光源装置14には、青色レーザ光源34、青紫色レーザ光源36、光源制御部40の代わりに、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、内視鏡12の照明光学系24aには、蛍光体44が設けられていない。また、撮像光学系24bには、カラーのイメージセンサ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イメージセンサ206が設けられている。それ以外については、第1実施形態の内視鏡シス

テム 10と同様である。

[0069] 広帯域光源 22 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 19 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 SW 22b 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。

[0070] 図 19 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、赤色光が交互に検体内に照射される。

[0071] 特殊観察モード用フィルタ 209 には、周方向に沿って、白色光のうち中心波長 415 nm の青色狭帯域光を透過させる B_n フィルタ 209a と、白色光のうち中心波長 540 nm の緑色狭帯域光を透過させる G_n フィルタ 209b 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 204 が回転することで、青色狭帯域光、緑色狭帯域光が交互に検体内に照射される。そのため、面順次式の内視鏡システム 200 では、広帯域光源 202 及び回転フィルタ 204 の B_n フィルタ 209 が、本発明の狭帯域光源部を構成する。

[0072] 面順次方式の内視鏡システム 200 では、通常観察モード時には、青色光、緑色光、赤色光が検体内に照射される毎にモノクロのイメージセンサ 206 で検体内を撮像する。これにより、RGB の 3 色の画像信号が得られる。そして、それら RGB 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、通常光画像が生成される。

[0073] 一方、特殊観察モード時には、青色狭帯域光、緑色狭帯域光が検体内に照射される毎にモノクロのイメージセンサ206で検体内を撮像する。これにより、B_n画像信号と、G_n画像信号が得られる。これらB_n画像信号と、G_n画像信号に基づいて、特殊光画像の生成が行われる。上記第1実施形態と異なり、ベース画像の生成については、B_n画像信号がB画像データ及びG画像データに割り付けられ、G_n画像信号がR画像データに割り付けられる。また、表示制御用画像の生成には、B画像信号の代わりに、B_n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光画像の生成が行われる。

[0074] なお、図2に示す第1実施形態では、蛍光体44を内視鏡12の先端部24に設けたが、これに代えて、蛍光体44を光源装置14内に設けてもよい。この場合には、ライドガイド41と青色レーザ光源34との間に、蛍光体44を設けることが好ましい。

[0075] なお、上記同時式の内視鏡システム10では、表示制御画像の作成に、青色レーザ光及び青紫色レーザ光の狭帯域波長情報が含まれる狭帯域信号であるB画像信号を用い、上記面順次式の内視鏡システム200では、表示制御画像の作成に、青色狭帯域光の狭帯域波長情報が含まれる狭帯域信号であるB_n画像信号を用いたが、白色画像などの広帯域画像に基づく分光演算により、腺管構造及び微細血管に関する情報を多く持つ青色狭帯域画像信号を生成し、この青色狭帯域画像を表示制御画像の作成に用いてもよい。

[0076] この場合には、同時式の内視鏡システム10の特殊観察モード時において、特殊光の代わりに、広帯域光である白色光を照明する。そして、図20に示すように、受信部54と色彩強調部76との間に設けた分光演算部300において、白色光の発光・撮像により得られるRGB画像信号に基づく分光演算処理を行う。これにより、腺管構造及び微細血管に関する情報を多く持つ青色狭帯域画像信号（例えば、415nmの波長情報を持つ青色狭帯域画像信号）が生成される。分光演算の方法は、特開2003-093336号公報に記載の方

法を用いる。この分光演算部300で生成された青色狭帯域画像信号と、G R画像信号に基づいて、上記実施形態と同様の手順で、表示制御画像を生成する。なお、白色光としては、蛍光体44により得られる白色光の他、キセノンランプなどの広帯域光源から発せられる広帯域光を用いてもよい。

[0077] なお、上記実施形態では、本発明の実施を内視鏡の診断中に行っているが、これに限らず、内視鏡診断後に、内視鏡システムの記録部に記録しておいた内視鏡画像に基づいて、本発明の実施を行ってもよく、また、カプセル内視鏡で取得したカプセル内視鏡画像に基づいて、本発明の実施を行ってもよい。

符号の説明

[0078] 10, 200 内視鏡システム
47 ズーミングレンズ（拡大手段）
48, 206 センサ（画像信号生成部）
78, 130, 140 構造強調・抑制部
80 ベース画像生成部
81 周波数フィルタリング部（構造抽出画像生成部）
82, 144 表示制御用画像生成部
83 画像合成部
86, 145 変換部
90 第1変換部
91 第2変換部
92 第3変換部
93 第4変換部
120 判別部
122 ゲイン処理部
131 腺管抽出用フィルタリング部
132 血管抽出用フィルタリング部
142 抑制処理部

3 0 0 分光演算部

請求の範囲

- [請求項1] 粘膜表面を撮像して複数色の画像信号を生成する画像信号生成部と、
、
前記複数色の画像信号に基づいてベース画像を生成するベース画像生成部と、
前記複数色の画像信号のうち短波長の成分を含む短波長画像信号に対して、第1周波数成分を抽出する第1周波数成分抽出処理を施すことにより、信号値が正である第1構造の画素を抽出した第1構造抽出画像信号を生成する構造抽出画像生成部と、
前記第1構造抽出画像信号に基づいて、前記第1構造の表示制御に用いる表示制御用画像を生成する表示制御用画像生成部と、
前記ベース画像と前記表示制御用画像を合成して、前記第1構造の表示を制御した表示制御画像を生成する画像合成部と、
を備えることを特徴とする画像処理装置。
- [請求項2] 前記短波長画像信号は青色成分に対応するB画像信号であることを特徴とする請求項1記載の画像処理装置。
- [請求項3] 前記B画像信号は青色狭帯域画像信号であることを特徴とする請求項2記載の画像処理装置。
- [請求項4] 青色狭帯域光を発光する狭帯域光源部を備え、
前記青色狭帯域画像信号は、前記画像信号生成部において、前記青色狭帯域光で照明された前記粘膜表面を撮像して得られることを特徴とする請求項3記載の画像処理装置。
- [請求項5] 前記複数色の画像信号に基づいて、分光演算する分光演算部を備え、
、
前記青色狭帯域画像信号は、前記分光演算によって得られることを特徴とする請求項3記載の画像処理装置。
- [請求項6] 前記粘膜表面を拡大する拡大手段を備え、
前記短波長画像信号は、前記拡大手段を用いる拡大観察時に得られ

ることを特徴とする請求項 1 記載の画像処理装置。

[請求項7] 前記構造抽出画像生成部は、前記第 1 周波数成分抽出処理を前記短波長画像信号に施すことにより、信号値が正である第 1 構造の画素と信号値が負である第 2 構造の画素を抽出した第 1 及び第 2 構造抽出画像信号を生成し、

前記表示制御用画像生成部は、前記第 1 及び第 2 構造抽出画像信号に基づいて、前記第 1 構造又は第 2 構造の表示制御に用いる表示制御用画像を生成し、

前記画像合成部は、前記ベース画像と前記表示制御用画像を合成して、前記第 1 構造又は第 2 構造の表示を制御した表示制御画像を生成する

ことを特徴とする請求項 1 記載の画像処理装置。

[請求項8] 前記表示制御用画像生成部は、前記第 1 及び第 2 構造抽出画像信号の入力に対して、前記第 1 又は第 2 構造の画素が表示制御量に応じた値を持つ表示制御用画像を出力する変換部であることを特徴とする請求項 7 記載の画像処理装置。

[請求項9] 前記変換部は、前記第 1 構造の表示を強調するときに、前記第 1 構造の画素が強調度に応じた正の値を持つ表示制御用画像を出力する第 1 変換部を有することを特徴とする請求項 8 記載の画像処理装置。

[請求項10] 前記変換部は、前記第 1 構造の表示を抑制するときに、前記第 1 構造の画素が抑制度に応じた負の値を持つ表示制御用画像を出力する第 2 変換部を有することを特徴とする請求項 8 または 9 記載の画像処理装置。

[請求項11] 前記変換部は、前記第 2 構造の表示を強調するときに、前記第 2 構造の画素が強調度に応じた負の値を持つ表示制御用画像を出力する第 3 変換部を有することを特徴とする請求項 8 ないし 10 いずれか 1 項記載の画像処理装置。

[請求項12] 前記変換部は、前記第 2 構造の表示を抑制するときに、前記第 2 構

造の画素が抑制度に応じた正の値を持つ表示制御用画像を出力する第4変換部を有することを特徴とする請求項8ないし11いずれか1項記載の画像処理装置。

[請求項13] 前記変換部は、前記第1及び第2構造の両方を強調しつつ、前記第1構造と前記第2構造の視認性を異ならせるときに、前記第1構造の画素が正の値を持ち、前記第2構造の画素が負の値を持つとともに、前記第1構造の画素の値と前記第2構造の画素の値の絶対値とが異なる表示制御用画像を出力する特定変換部を有することを特徴とする請求項8記載の画像処理装置。

[請求項14] 前記第1及び第2構造抽出画像信号の各画素の値を判別する判別部と、

前記第1及び第2構造抽出画像信号のうち前記判別部で正又は負の値を有すると判別された画素に対して、前記第1又は第2構造の表示制御量に応じたゲイン処理を施して、表示制御用画像を生成するゲイン処理部とを有することを特徴とする請求項7記載の画像処理装置。

[請求項15] 前記ゲイン処理部は、前記第1及び第2構造の両方を強調しつつ、前記第1構造と前記第2構造の視認性を異ならせるときには、前記判別部で正の値を有すると判別された画素と負の値を有すると判別された画素に対して、それぞれ強調度が異なる強調用のゲイン処理を施すことを特徴とする請求項14記載の画像処理装置。

[請求項16] 前記ベース画像に対して抑制処理を施す抑制処理部を備え、

前記構造抽出画像生成部は、前記第1周波数成分抽出処理を前記短波長画像信号に施すことにより、信号値が正である第1構造の画素と信号値が負である第2構造の画素を抽出した第1及び第2構造抽出画像信号を生成し、

前記表示制御用画像生成部は、前記第1及び第2構造抽出画像信号に基づいて、前記第1構造又は第2構造のうち一方の特定構造の表示の強調に用いる表示制御用画像を生成し、

前記画像合成部は、前記抑制処理が施されたベース画像と前記表示制御用画像を合成して、前記第1及び第2構造のうち前記特定構造の表示を強調し、もう一方の構造の表示を抑制した表示制御画像を生成する、
ことを特徴とする請求項1ないし6いずれか1項記載の画像処理装置。

[請求項17] 前記第1構造は腺管構造であることを特徴とする請求項1記載の画像処理装置。

[請求項18] 前記第1構造は腺管構造であり、前記第2構造は微細血管であることを特徴とする請求項7記載の画像処理装置。

[請求項19] 画像信号生成部が、粘膜表面を撮像して複数色の画像信号を生成する画像信号生成ステップと、

ベース画像生成部が、前記複数色の画像信号に基づいてベース画像を生成するベース画像生成ステップと、

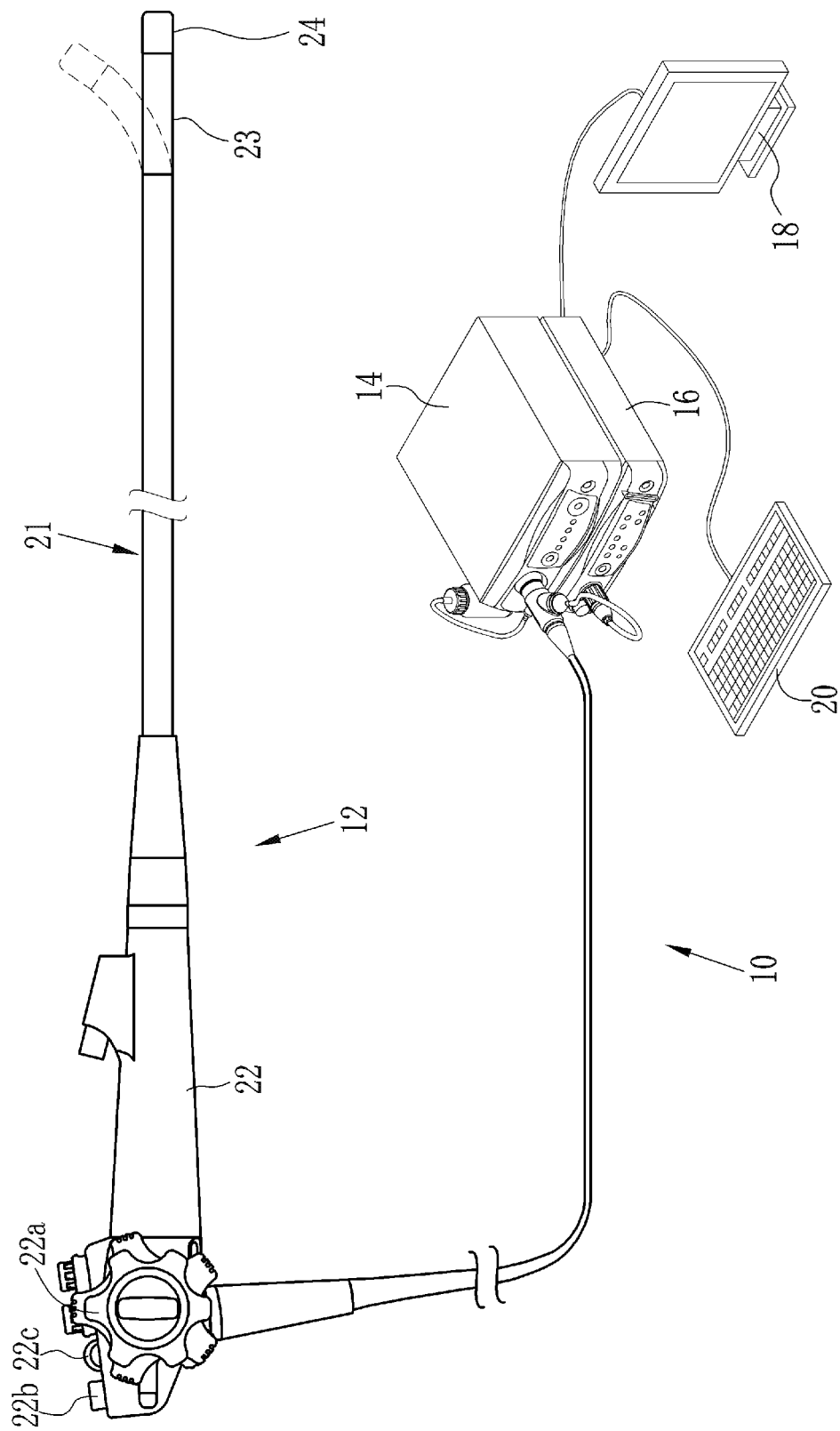
構造抽出画像生成部が、前記複数色の画像信号のうち短波長の成分を含む短波長画像信号に対して、第1周波数成分を抽出する第1周波数成分抽出処理を施すことにより、信号値が正である第1構造の画素を抽出した第1構造抽出画像信号を生成する構造抽出画像生成ステップと、

表示制御用画像生成部が、前記第1構造抽出画像信号に基づいて、前記第1構造の表示制御に用いる表示制御用画像を生成する表示制御用画像生成ステップと、

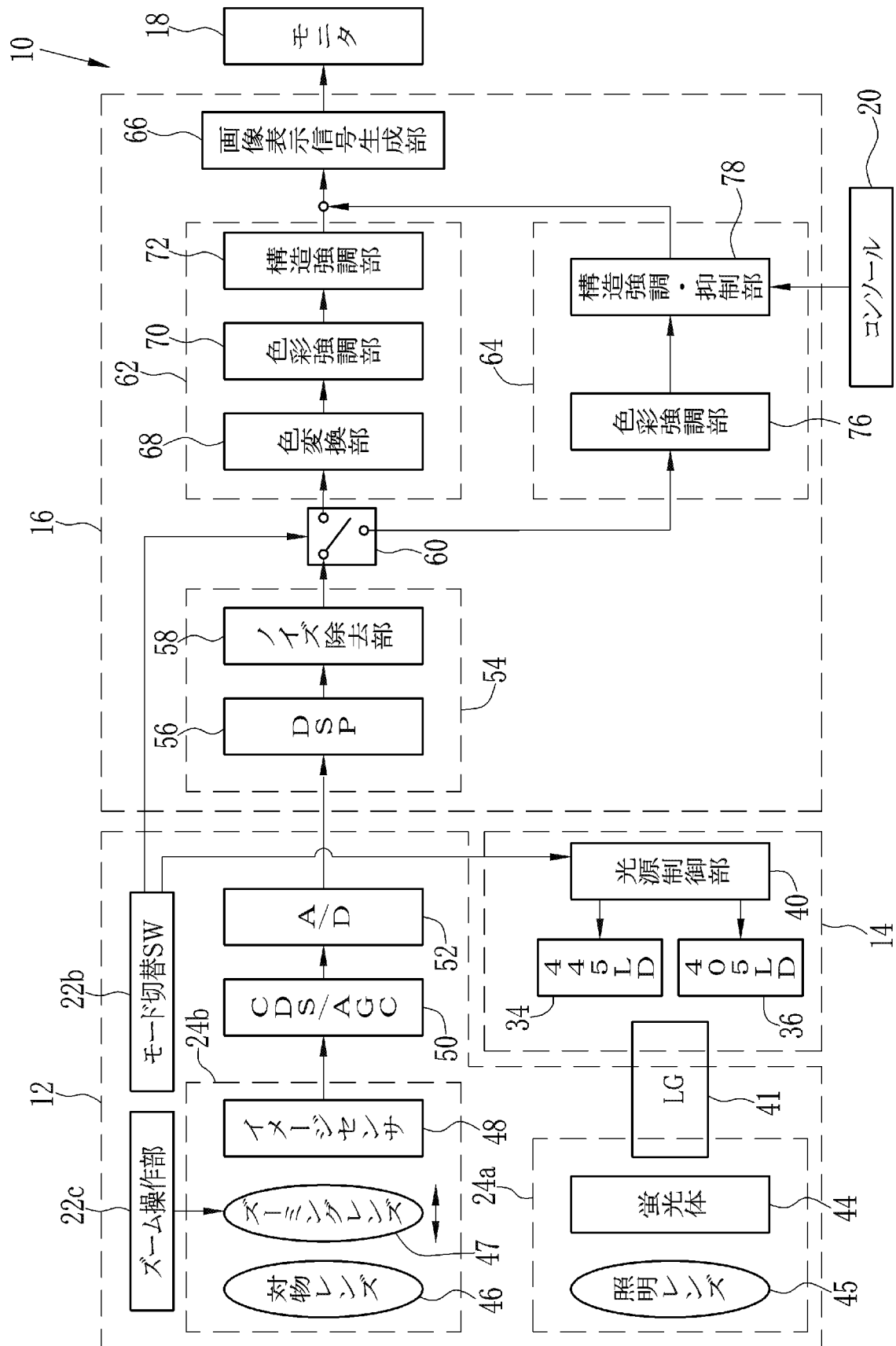
画像合成部が、前記ベース画像と前記表示制御用画像を合成して、前記第1構造の表示を制御した表示制御画像を生成する画像合成ステップと、

を有することを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

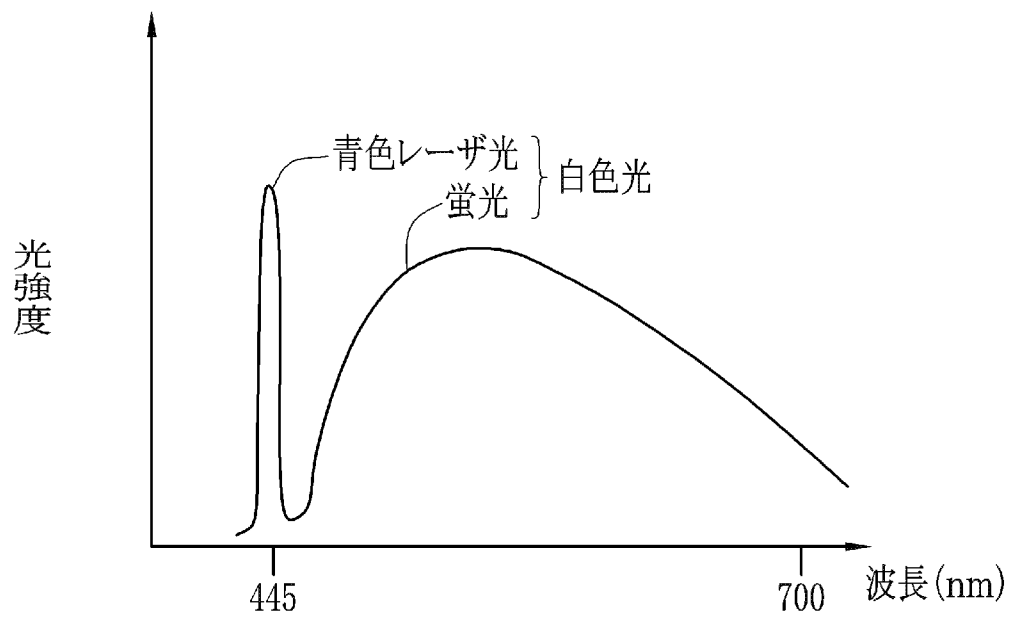
[図1]



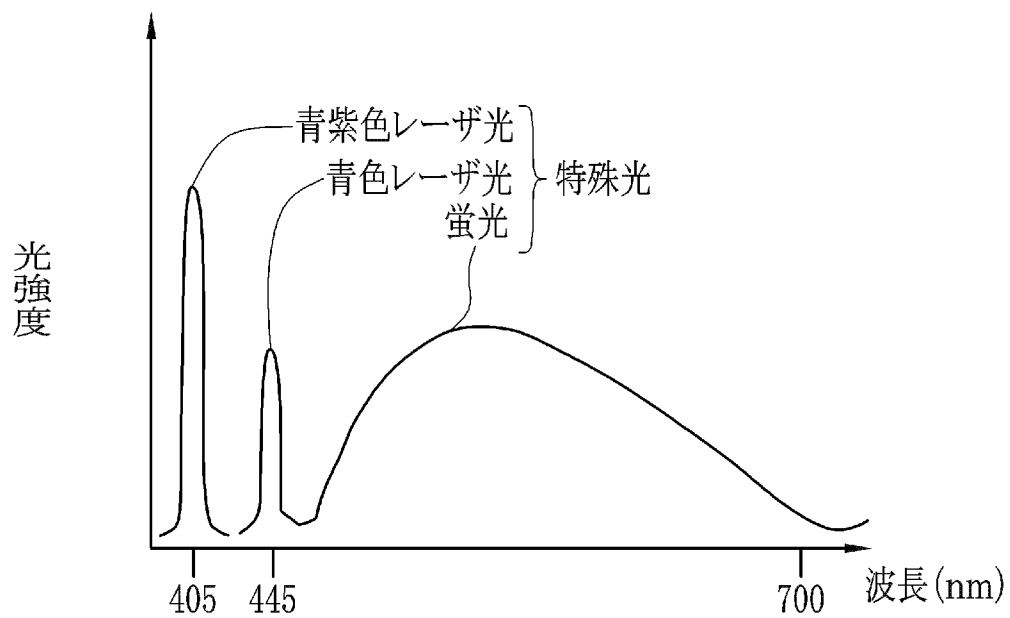
[図2]



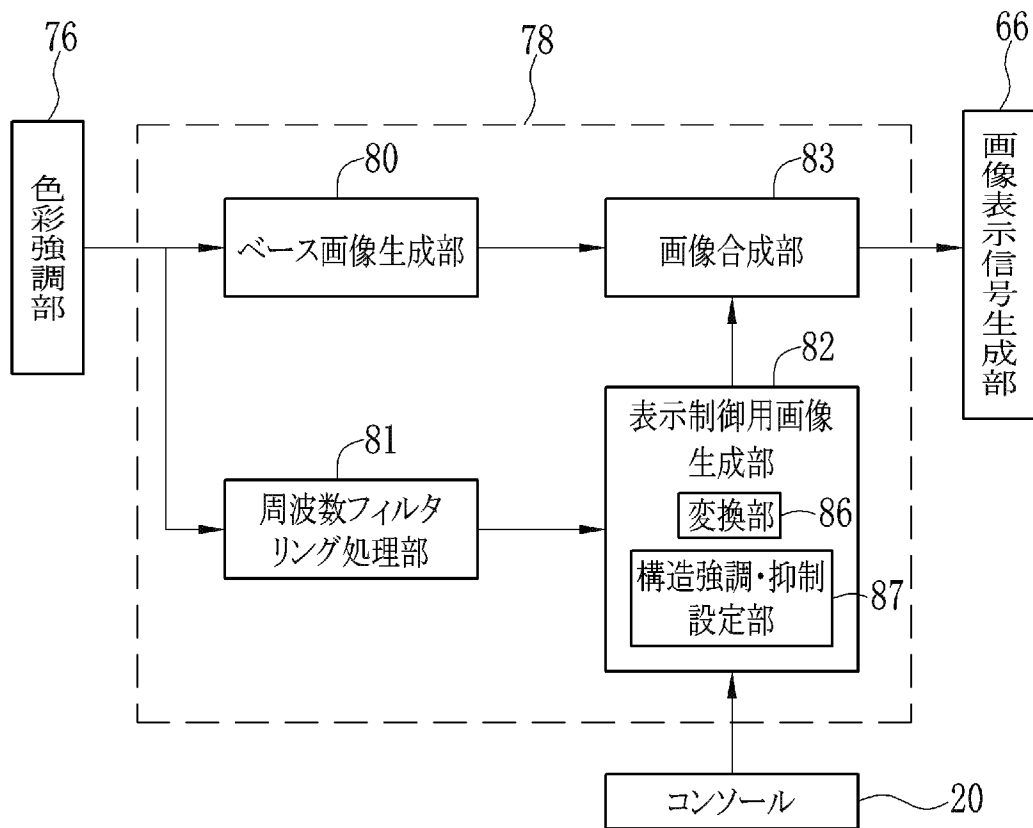
[図3A]



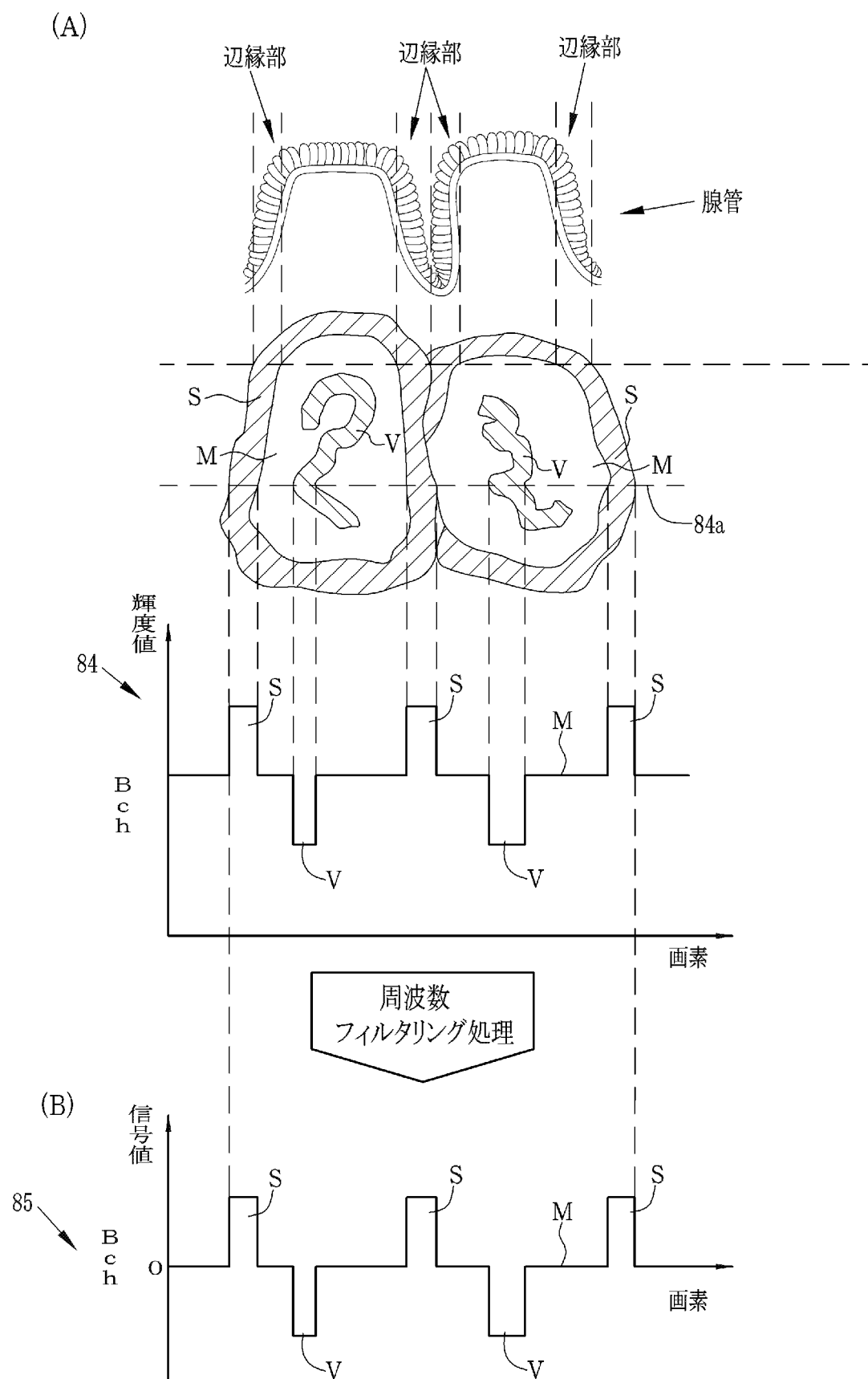
[図3B]



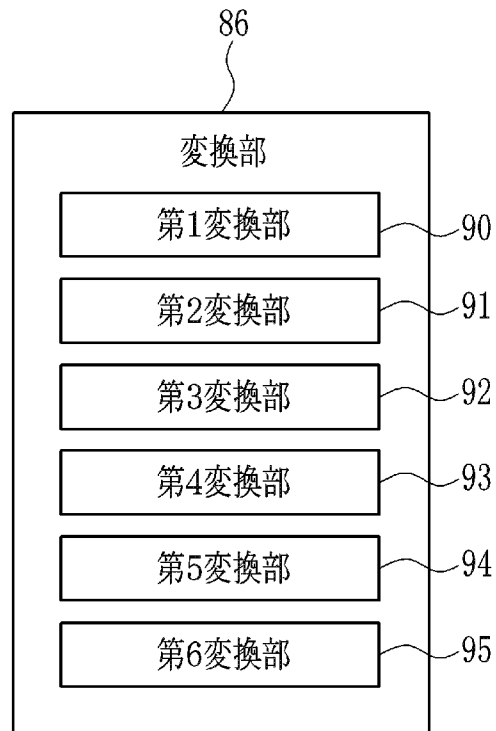
[図4]



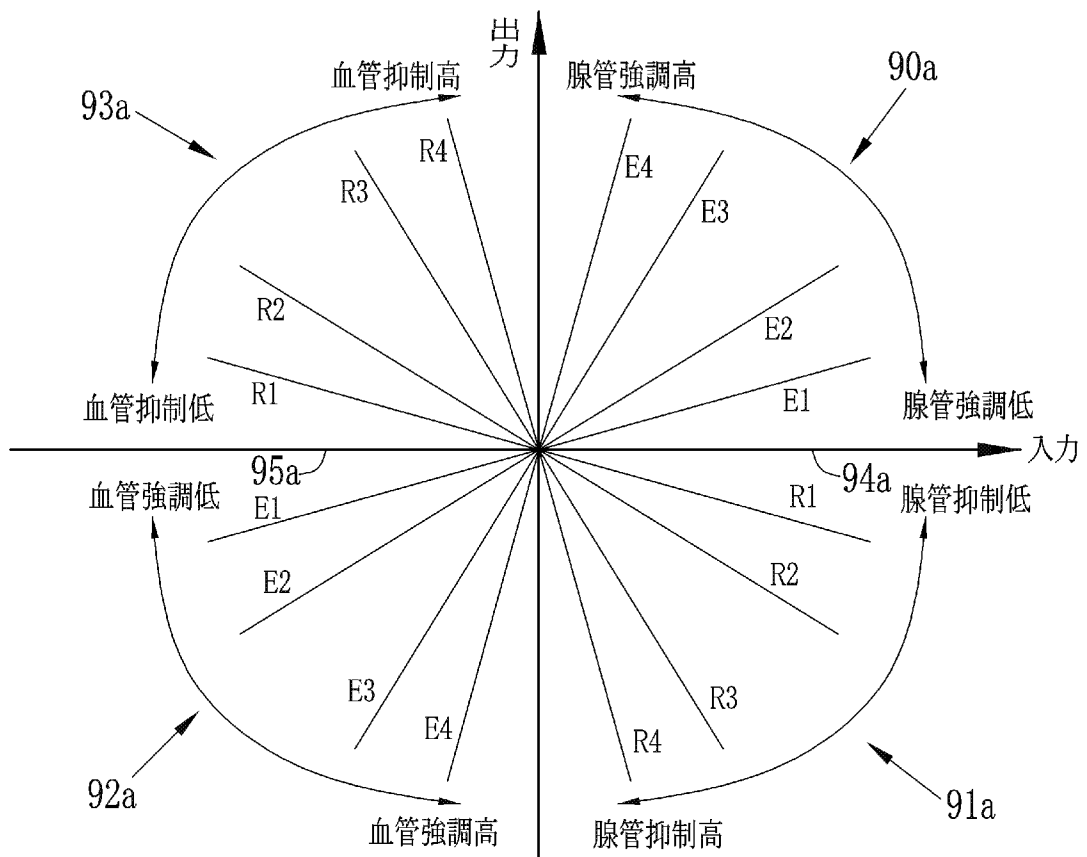
[図5]



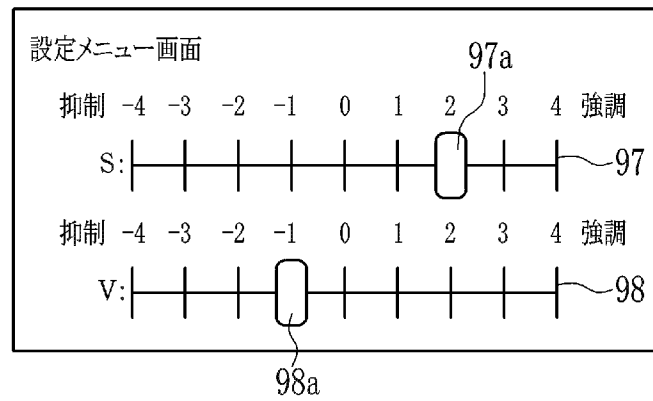
[図6]



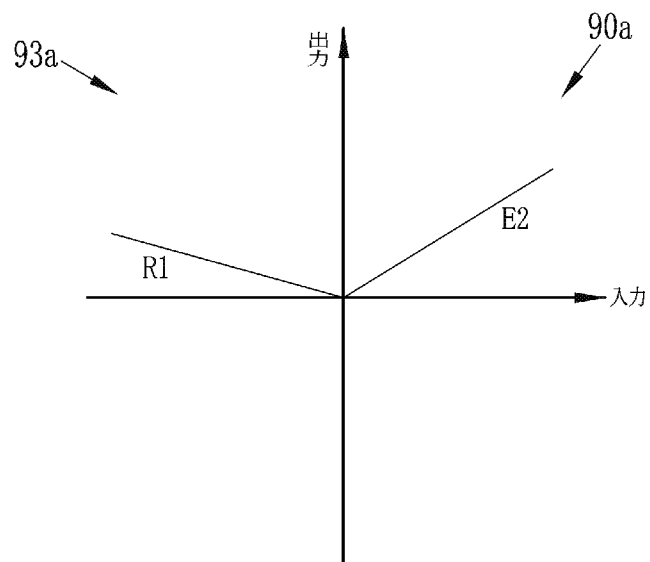
[図7]



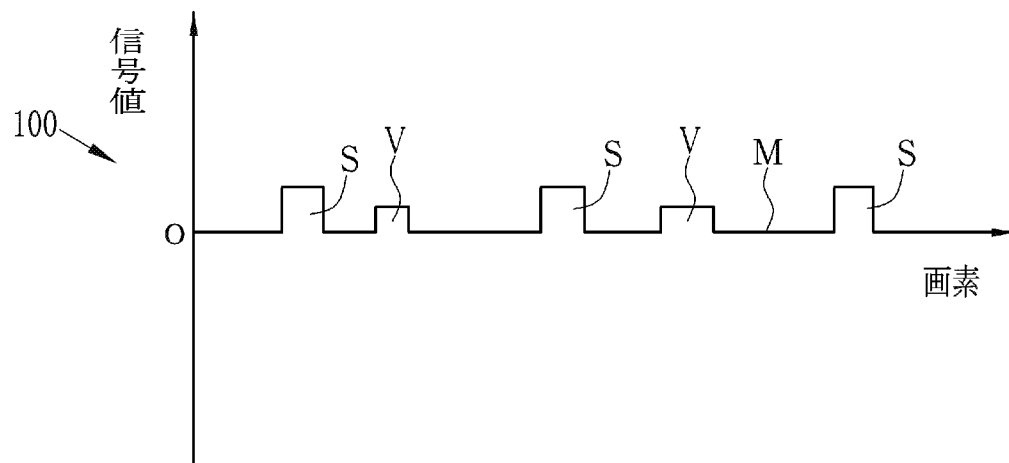
[図8A]



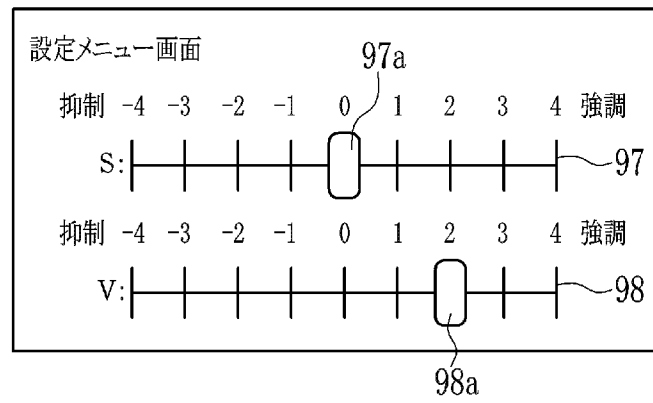
[図8B]



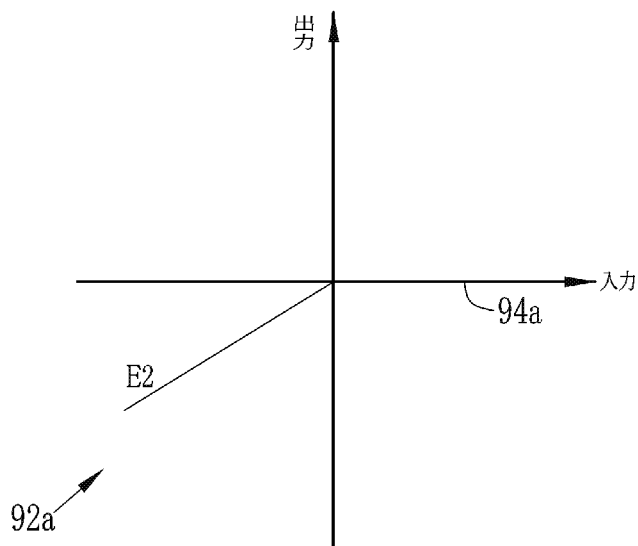
[図8C]



[図9A]



[図9B]



[図9C]

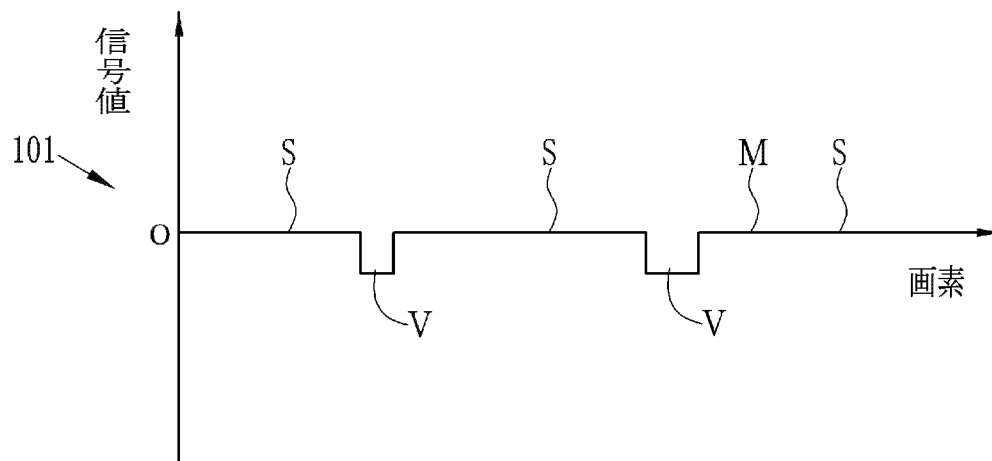
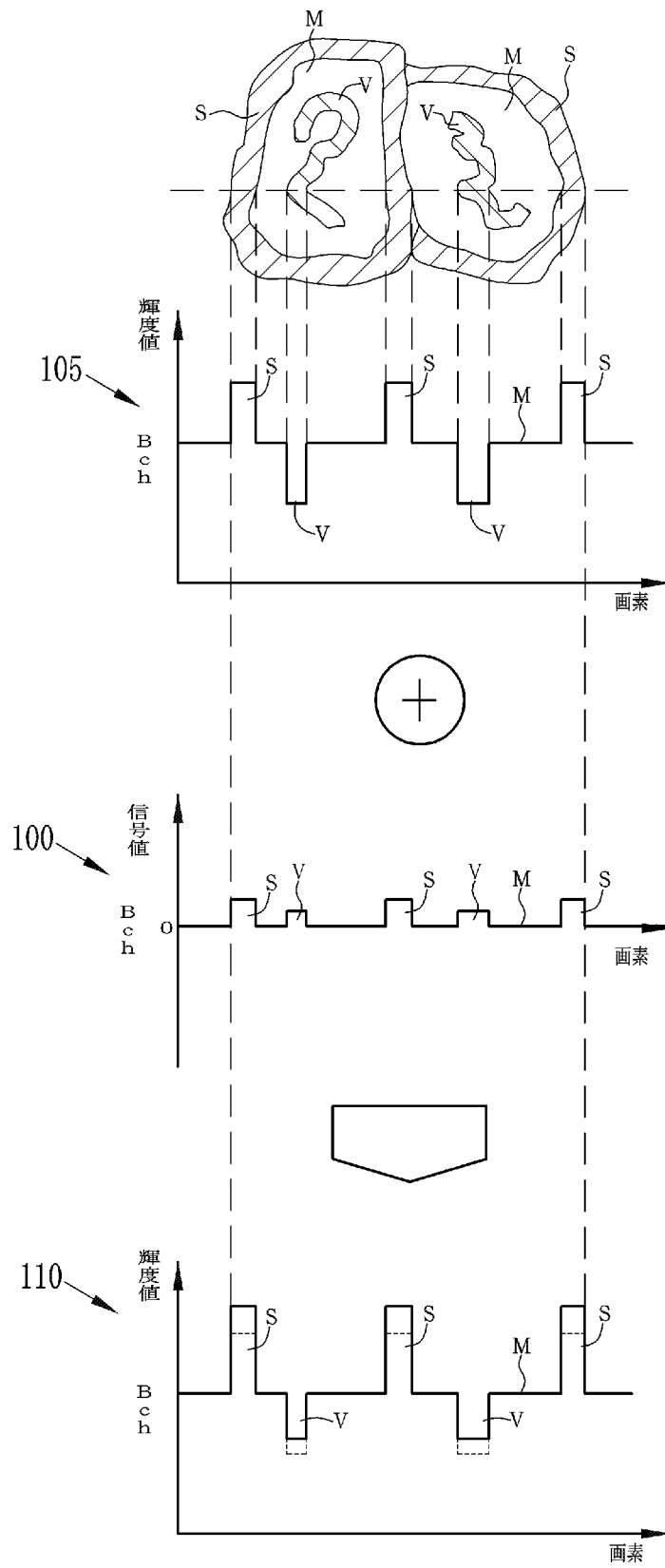
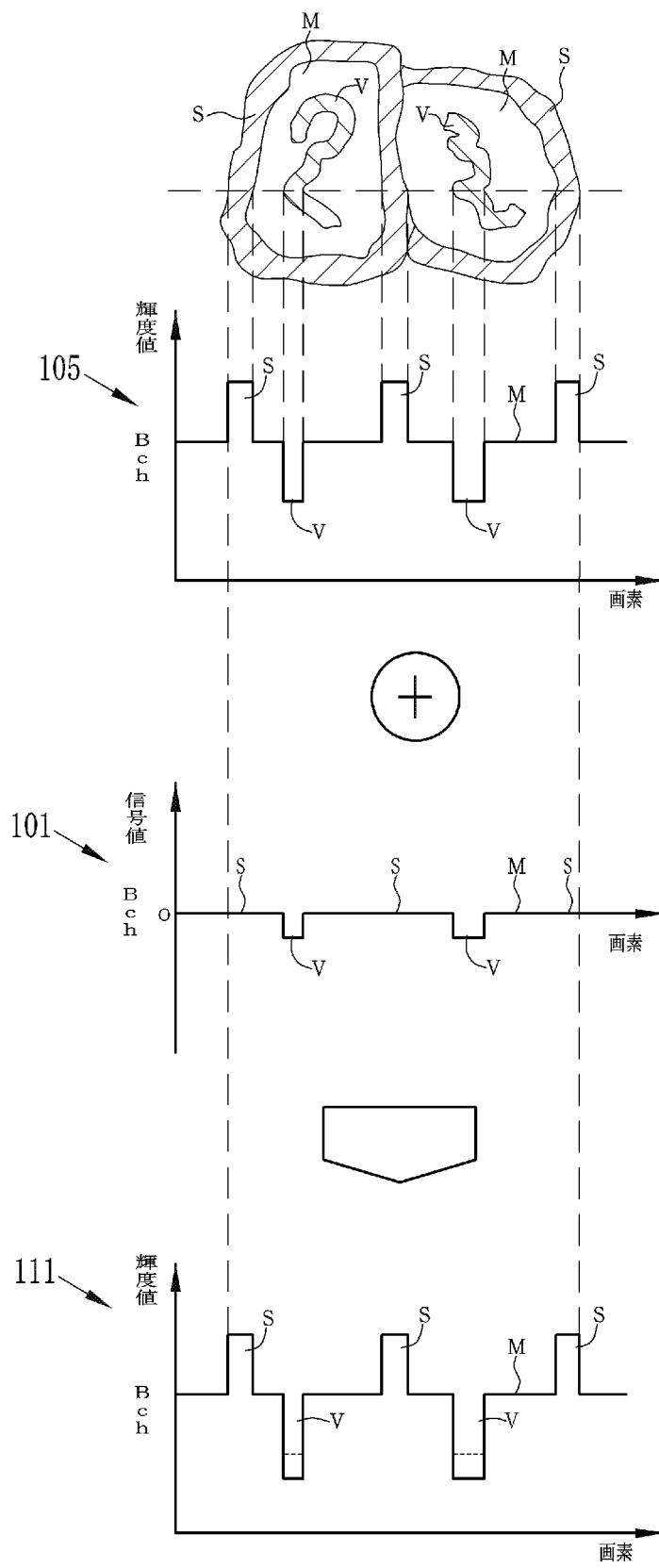


Figure 102 is a graph illustrating the relationship between signal value (信号值) and pixel (画素). The vertical axis represents the signal value, and the horizontal axis represents the pixel. The origin is marked 'O'. The graph shows a step function with three positive pulses labeled 'S' and two negative pulses labeled 'V'. A bracket labeled 'M' spans the interval between the two negative pulses.

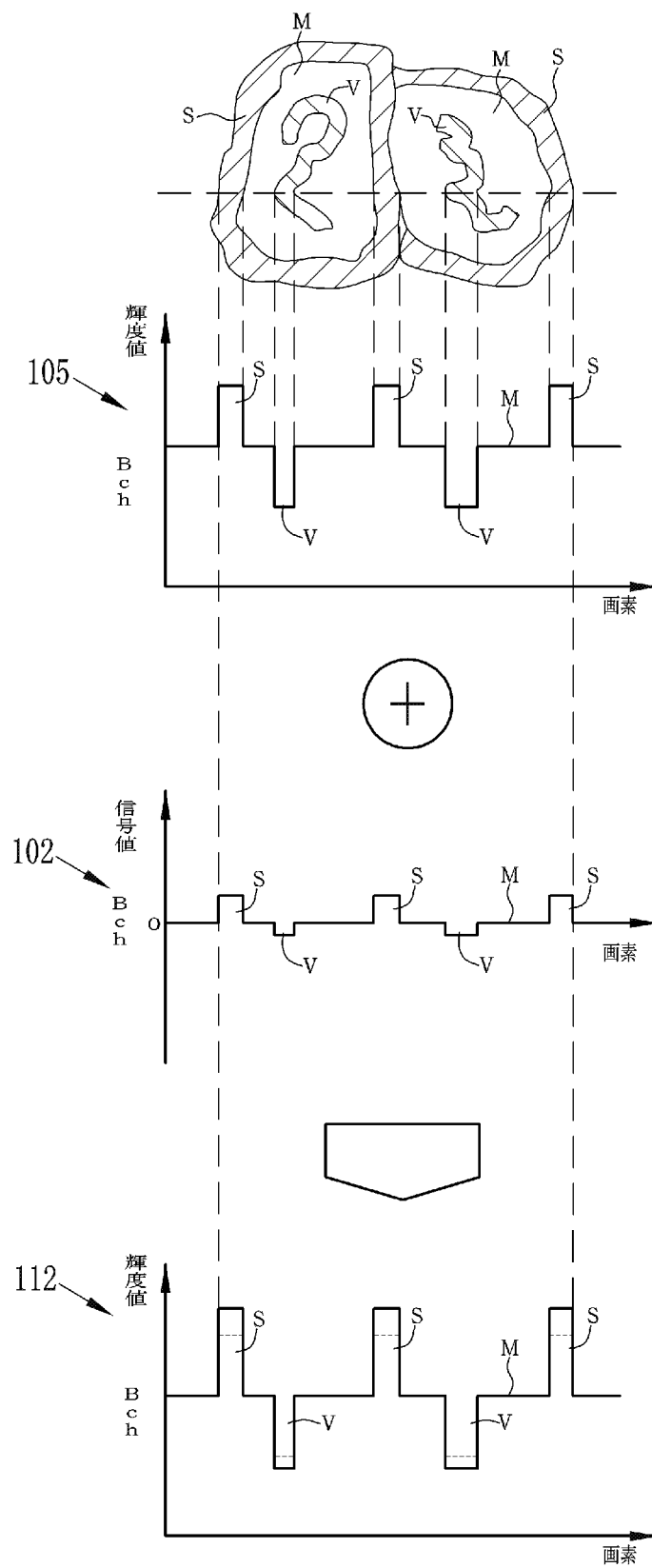
[図11]



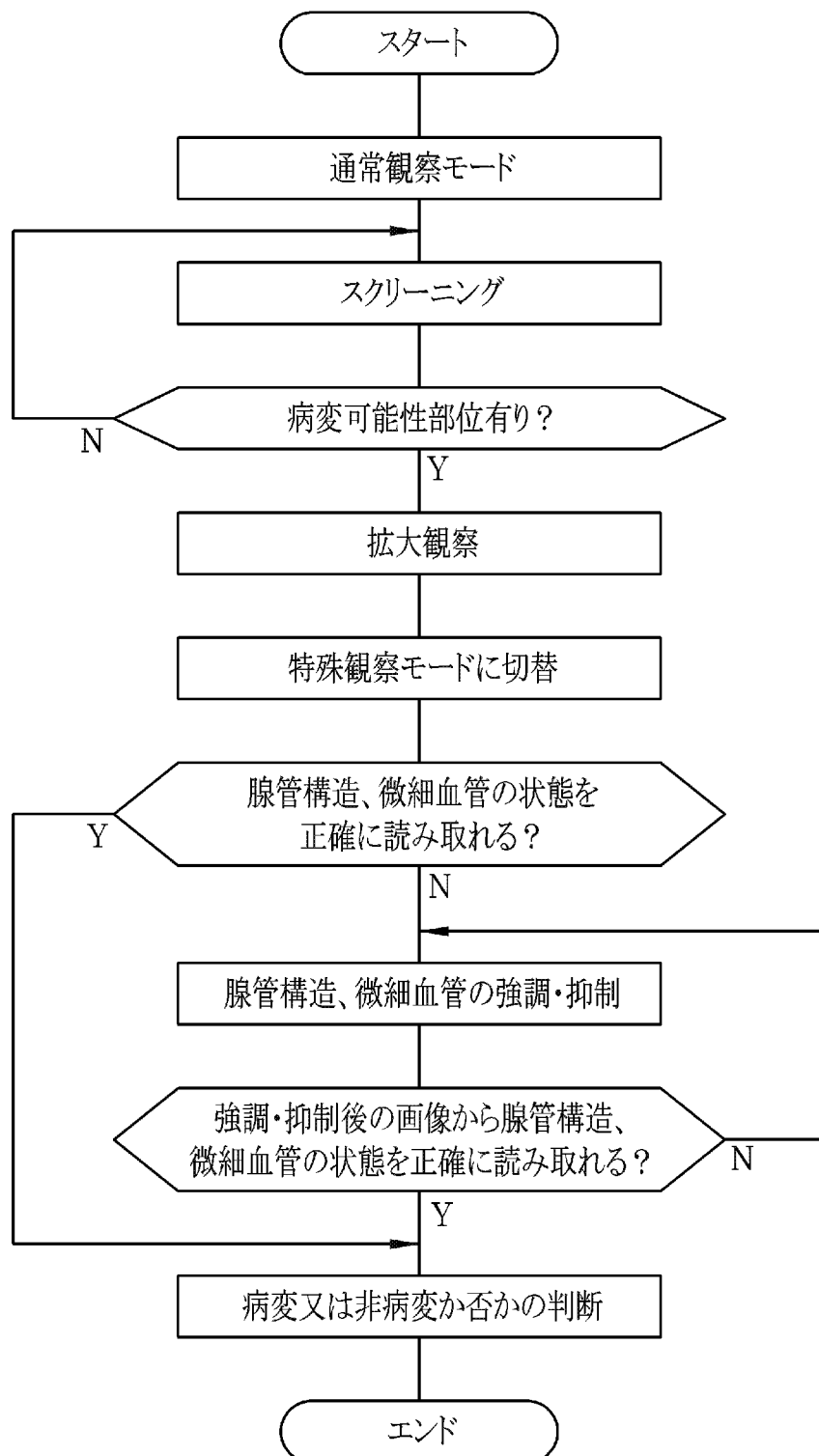
[図12]



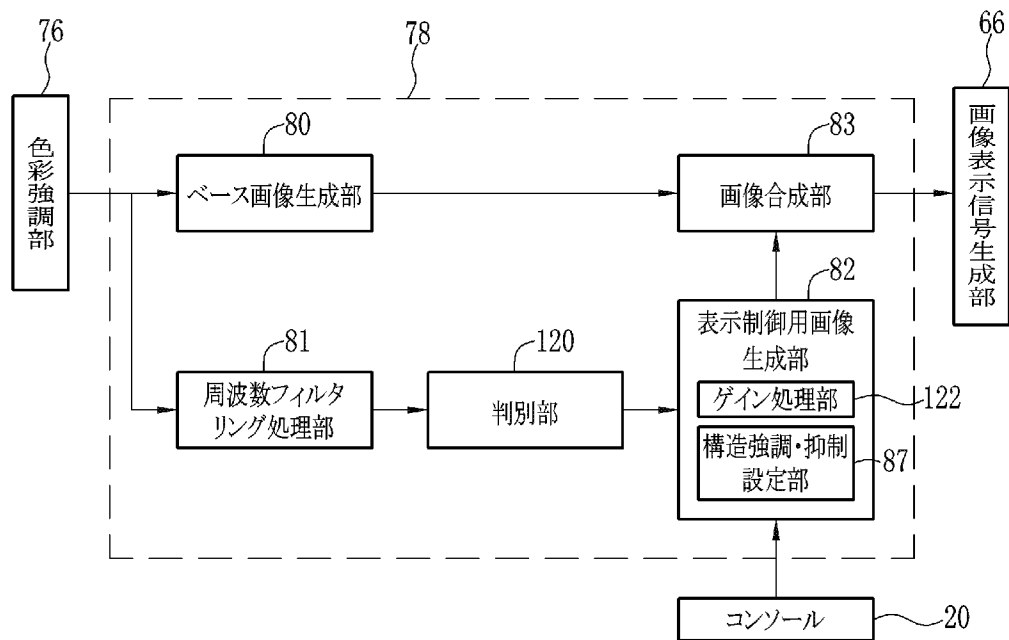
[図13]



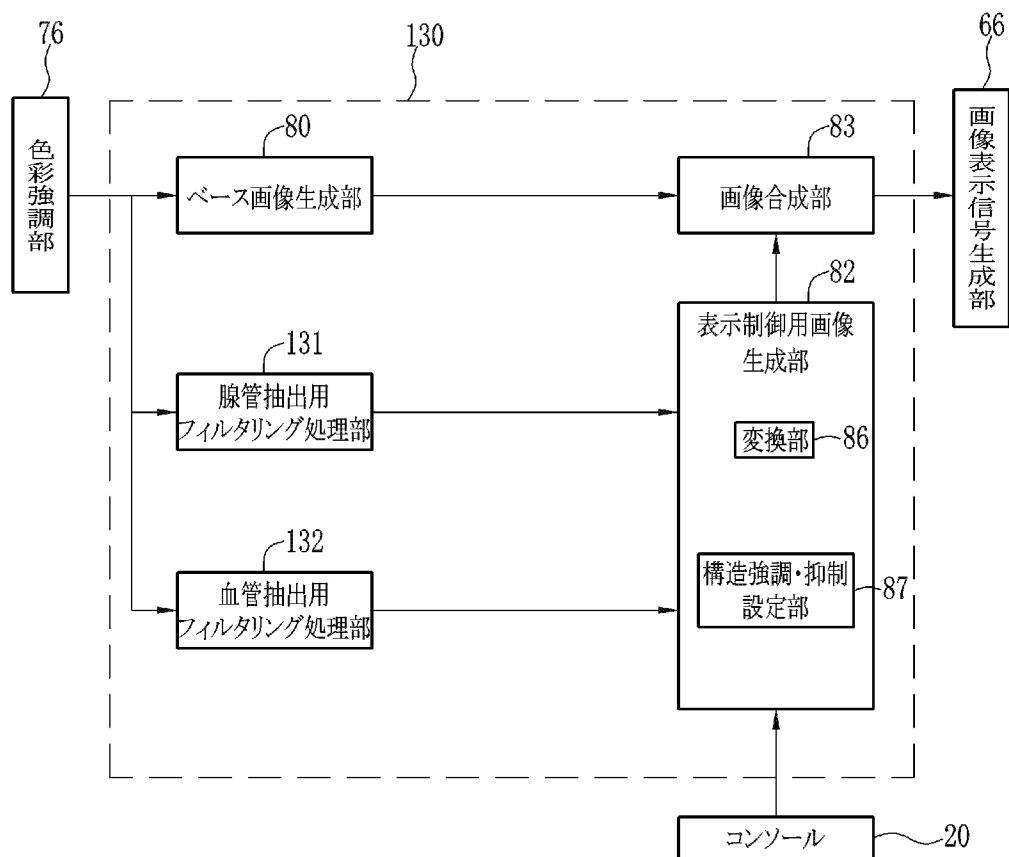
[図14]



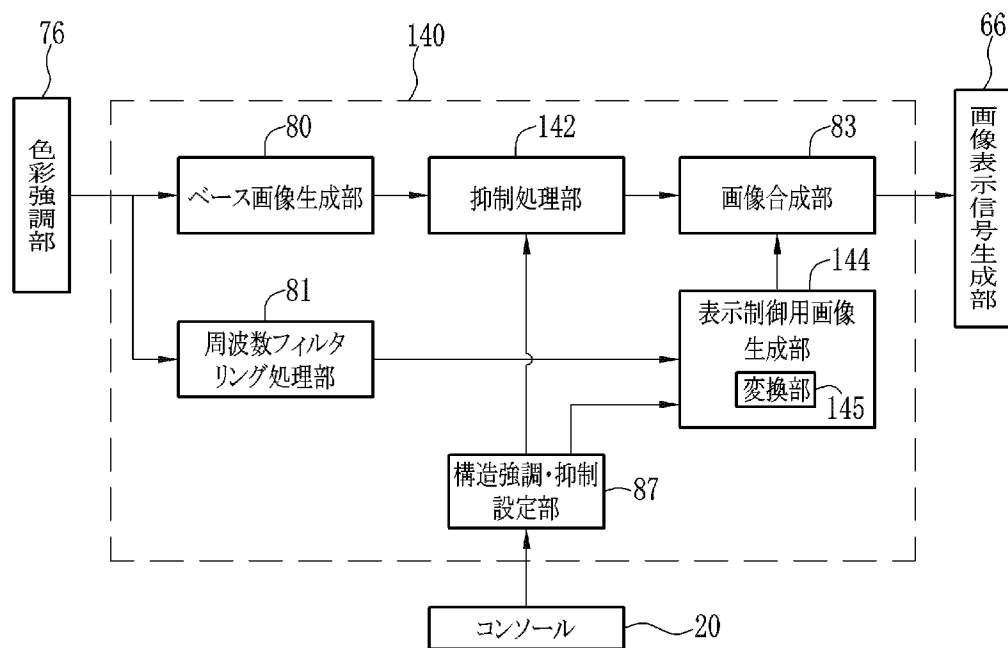
[図15]



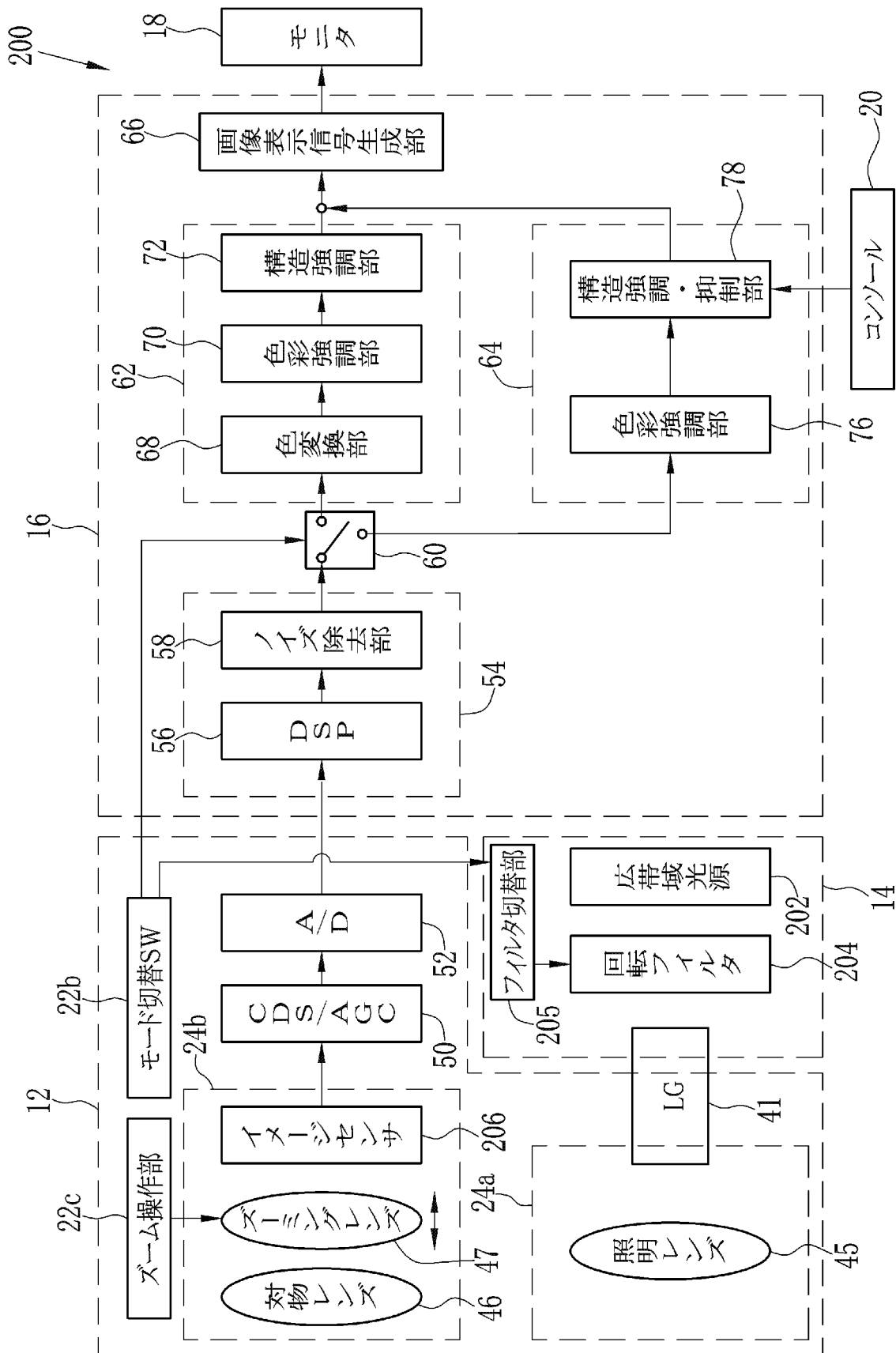
[図16]



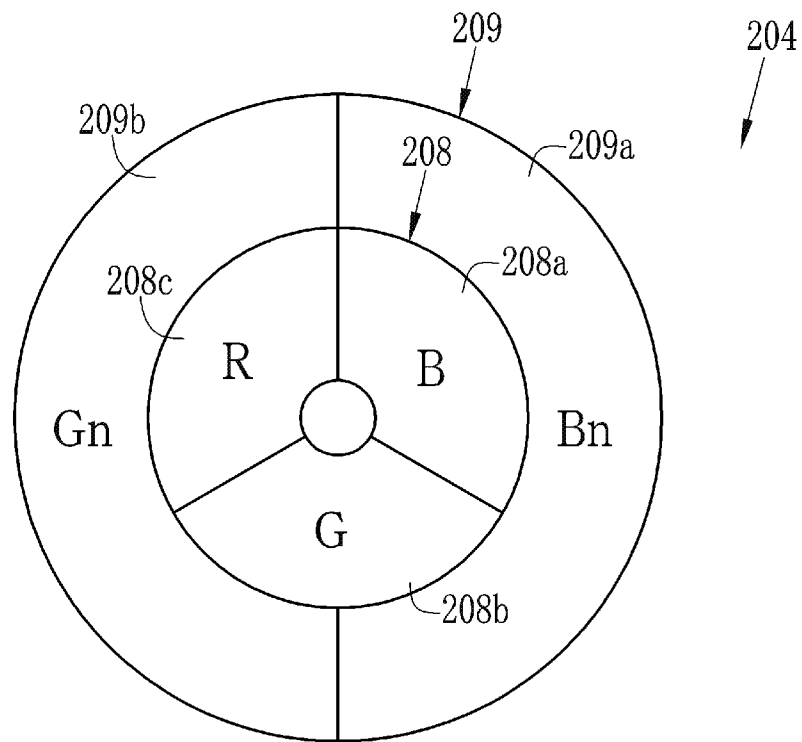
[図17]



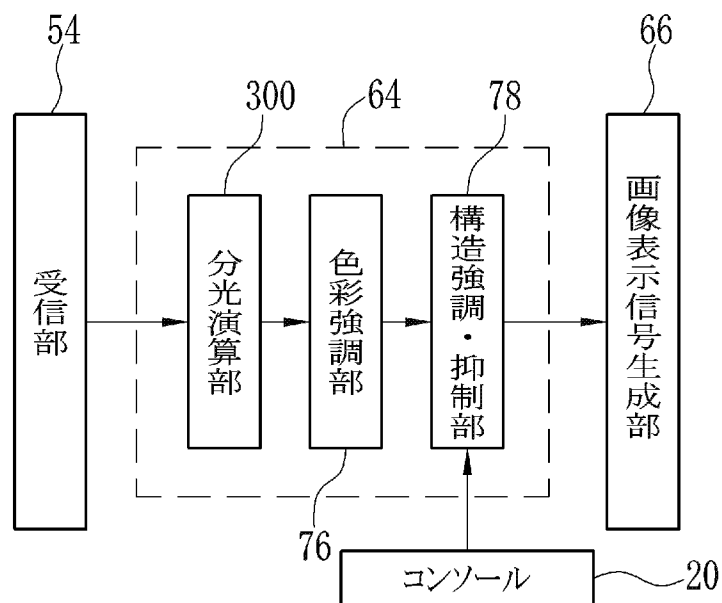
[図18]



[図19]



[図20]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/052247

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00, A61B1/04, G02B23/24, G02B23/26

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 2012-125461 A (Fujifilm Corp.), 05 July 2012 (05.07.2012), paragraphs [0042] to [0056] & US 2012/0154566 A1 & EP 2466874 A2	1-4, 19 5, 6 7-18
Y	JP 2003-93336 A (Toshiba Corp.), 02 April 2003 (02.04.2003), entire text; all drawings (Family: none)	5
Y	JP 2012-152332 A (Fujifilm Corp.), 16 August 2012 (16.08.2012), paragraph [0086] (Family: none)	6

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
28 April, 2014 (28.04.14)

Date of mailing of the international search report
13 May, 2014 (13.05.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04, G02B23/24, G02B23/26

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y A	JP 2012-125461 A（富士フイルム株式会社）2012.07.05, 【0042】～【0056】 & US 2012/0154566 A1 & EP 2466874 A2	1 - 4, 19 5, 6 7 - 18
Y	JP 2003-93336 A（株式会社東芝）2003.04.02, 全文、全図 （ファミリーなし）	5
Y	JP 2012-152332 A（富士フイルム株式会社）2012.08.16, 【0086】（ファミリーなし）	6

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

2 8 . 0 4 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

1 3 . 0 5 . 2 0 1 4

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）
郵便番号100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

伊藤 昭治

2 Q

4 0 7 7

電話番号 03-3581-1101 内線 3292