

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 58642

(P2002 - 58642A)

(43)公開日 平成14年2月26日(2002.2.26)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-ト* (参考)
A 6 1 B 1/04	372	A 6 1 B 1/04	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	B 4 C 0 6 1
	23/26		D 5 C 0 5 4
H 0 4 N 7/18		H 0 4 N 7/18	M

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 13数)

(21)出願番号 特願2000 - 250206(P2000 - 250206)

(22)出願日 平成12年8月21日(2000.8.21)

(71)出願人 000000527

旭光学工業株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(72)発明者 中島 雅章

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学

工業株式会社内

(74)代理人 100091292

弁理士 増田 達哉 (外1名)

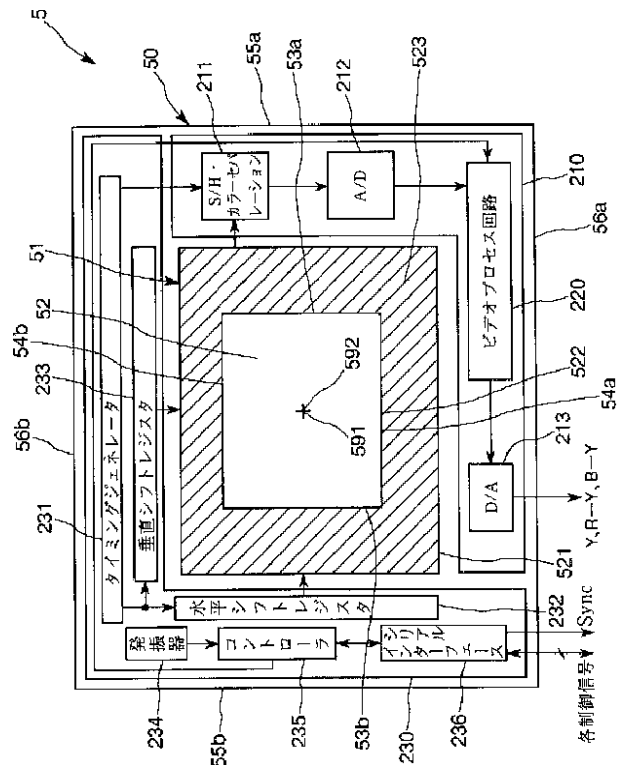
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電子内視鏡用の撮像素子

(57)【要約】

【課題】容易かつ確実に位置決めすることができ、かつ、内視鏡本体の径を小さくし得る電子内視鏡用の撮像素子を提供する。

【解決手段】可撓性を有する長尺物の内視鏡本体の先端部には、対物レンズ、凸レンズ、凹レンズおよび光学ローパスフィルタで構成された撮像光学系と、CMOSセンサ51を備えたCMOS型の撮像素子5と、一对の配光レンズとが設けられている。この撮像素子5においては、受光面52上におけるハウジング50の中心591と、有効撮像領域522の中心592とが略一致するように、CMOSセンサ51と、CMOSセンサ51から出力された信号の信号処理を行う信号処理系の回路210と、CMOSセンサ51から信号を抽出するためのタイミング制御を行う制御系の回路230とが配置されている。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 基台と、前記基台に実装されたイメージセンサと、前記基台に実装され、前記イメージセンサから信号を取り出すための所定の回路とを有する電子内視鏡用の撮像素子であって、

前記所定の回路は、前記基台上で前記イメージセンサの受光面の外周を囲むように配置されており、前記イメージセンサの受光面上における前記基台の中心と、前記イメージセンサの有効撮像領域の中心とが略一致していることを特徴とする電子内視鏡用の撮像素子。

【請求項2】 前記基台の平面視での外形は、略四角形であり、

前記有効撮像領域は、略四角形であり、前記基台の一边と、前記有効撮像領域の一边とが略平行である請求項1に記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【請求項3】 前記所定の回路には、前記イメージセンサから出力された信号の信号処理を行う信号処理系の回路と、前記イメージセンサから信号を抽出するためのタイミング制御を行う制御系の回路とが含まれる請求項1または2に記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【請求項4】 前記信号処理系の回路は、前記イメージセンサからのアナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換器を有する請求項3に記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【請求項5】 前記信号処理系の回路は、ビデオ信号を生成する回路を有する請求項3または4に記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【請求項6】 前記信号処理系の回路は、前記イメージセンサからのアナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換器と、該A/D変換器からの信号に基づいてビデオ信号を生成する回路と、該回路からのデジタル信号をアナログ信号に変換するD/A変換器とを有する請求項3に記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【請求項7】 前記イメージセンサは、CMOSセンサであり、

前記制御系の回路は、前記イメージセンサの水平走査方向のアドレスを指定する回路と、前記イメージセンサの垂直走査方向のアドレスを指定する回路とを有する請求項3ないし6のいずれかに記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【請求項8】 前記基台の平面視での外形は、略四角形であり、

前記信号処理系の回路は、前記基台の一方の連続する2辺に沿って、略L字状に配置され、前記制御系の回路は、前記基台の他方の連続する2辺に沿って、略L字状に配置されている請求項3ないし7のいずれかに記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、電子内視鏡用の撮

像素子に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、例えば、医療の分野では、検査や診断等に電子内視鏡装置が使用されている。

【0003】この電子内視鏡装置は、内視鏡用光源装置と、この内視鏡用光源装置に着脱自在に装着（接続）され、先端部に撮像素子および撮像光学系を備えた内視鏡本体とで構成されている。

【0004】前記撮像素子としては、CMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）センサを備えた撮像素子（CMOS型の撮像素子）が注目されている。

【0005】このCMOS型の撮像素子は、一般的なCMOS製造プロセスにより、同一基板（同一チップ）上に、CMOSセンサと、その周辺回路とを形成することができる等、種々の利点を有する。

【0006】図10は、従来の電子内視鏡用の撮像素子を模式的に示す平面図である。

【0007】同図に示す撮像素子100は、CMOS型の撮像素子であり、CMOSセンサ120と、タイミング制御を行う制御系の回路111と、信号処理を行う信号処理系の回路112とを有している。回路111は、CMOSセンサ120の図10中上側に配置され、回路112は、CMOSセンサ120の図10中右側に配置されている。

【0008】また、撮像素子100の撮像領域122の外周部には、光学的に黒色の基準レベルを検出するための遮光領域（図10中の斜線部）124が設けられている。この遮光領域124は、通常、「オプティカルブラック部」と呼ばれる。

【0009】ところで、この撮像素子100の撮像領域122のうちの遮光領域124を除く部分の中心、すなわち、有効撮像領域123の中心150は、受光面121上における撮像素子100の中心140と一致していない。

【0010】前記撮像素子100および撮像光学系は、内視鏡本体の先端部の所定の孔部内に設置されるが、有効撮像領域123の中心150と撮像素子100の中心140とが一致していないので、撮像素子100をそのままの状態の前記孔部内に設置すると、有効撮像領域123の中心150が前記撮像光学系の中心（撮像光学系の光軸と受光面121との交点）からずれてしまう。

【0011】このため、撮像素子100を前記孔部に挿入して組み付ける際に、偏心調整（芯出し調整）を行う。

【0012】この偏心調整では、所定の治具を用いて、図示しないスペーサ（調心機構）を含む撮像素子100全体の中心と有効撮像領域123の中心150とが一致するように、スペーサを撮像素子100の外側に設置する。

【0013】しかしながら、このような偏心調整作業は、自動化が難しく、内視鏡本体の組み立てに手間と時間がかかる。

【0014】また、撮像素子100の外側にスペースを設置するので、そのスペースの分、内視鏡本体が大径化してしまうという欠点がある。

【0015】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、容易かつ確実に位置決めすることができ、かつ、内視鏡本体の径を小さくし得る電子内視鏡用の撮像素子を提供することにある。

【0016】

【課題を解決するための手段】このような目的は、下記(1)～(8)の本発明により達成される。

【0017】(1) 基台と、前記基台に実装されたイメージセンサと、前記基台に実装され、前記イメージセンサから信号を取り出すための所定の回路とを有する電子内視鏡用の撮像素子であって、前記所定の回路は、前記基台上で前記イメージセンサの受光面の外周を囲むように配置されており、前記イメージセンサの受光面上に 20
おける前記基台の中心と、前記イメージセンサの有効撮像領域の中心とが略一致していることを特徴とする電子内視鏡用の撮像素子。

【0018】これにより、撮像素子の外側にスペース(調心機構)を設けることなく、撮像光学系に対して撮像素子を位置決めすることができ、このため、内視鏡本体の径を小さくすることができる。

【0019】(2) 前記基台の平面視での外形は、略四角形であり、前記有効撮像領域は、略四角形であり、前記基台の一辺と、前記有効撮像領域の一辺とが略平行 30
である上記(1)に記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【0020】これにより、撮像素子を小型化することができ、内視鏡本体の径を小さくすることができる。

【0021】(3) 前記所定の回路には、前記イメージセンサから出力された信号の信号処理を行う信号処理系の回路と、前記イメージセンサから信号を抽出するためのタイミング制御を行う制御系の回路とが含まれる上記(1)または(2)に記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【0022】これにより、電子内視鏡装置の内視鏡用光源装置の回路構成や、内視鏡本体の回路構成を簡素化することができる。

【0023】(4) 前記信号処理系の回路は、前記イメージセンサからのアナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換器を有する上記(3)に記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【0024】(5) 前記信号処理系の回路は、ビデオ信号を生成する回路を有する上記(3)または(4)に記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【0025】これにより、電子内視鏡装置の内視鏡用光 50

源装置の回路構成や、内視鏡本体の回路構成を簡素化することができる。

【0026】(6) 前記信号処理系の回路は、前記イメージセンサからのアナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換器と、該A/D変換器からの信号に基づいてビデオ信号を生成する回路と、該回路からのデジタル信号をアナログ信号に変換するD/A変換器とを有する上記(3)に記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【0027】これにより、電子内視鏡装置の内視鏡用光源装置の回路構成や、内視鏡本体の回路構成を簡素化することができる。

【0028】(7) 前記イメージセンサは、CMOSセンサであり、前記制御系の回路は、前記イメージセンサの水平走査方向のアドレスを指定する回路と、前記イメージセンサの垂直走査方向のアドレスを指定する回路とを有する上記(3)ないし(6)のいずれかに記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【0029】これにより、一般的なCMOS製造プロセスにより、容易に、その撮像素子(CMOS型の撮像素子)を製造することができ、特に、同一基板(同一チップ)上に、CMOSセンサと、その周辺回路とを形成することができる。このため、部品点数を減少させることができ、また、コストを低減することができる。

【0030】また、撮像素子側に周辺回路を設けることにより、電子内視鏡装置の内視鏡用光源装置の回路構成や、内視鏡本体の回路構成を簡素化することができる。

【0031】(8) 前記基台の平面視での外形は、略四角形であり、前記信号処理系の回路は、前記基台の一方の連続する2辺に沿って、略L字状に配置され、前記制御系の回路は、前記基台の他方の連続する2辺に沿って、略L字状に配置されている上記(3)ないし(7)のいずれかに記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【0032】これにより、撮像素子を小型化することができ、内視鏡本体の径を小さくすることができる。

【0033】

【発明の実施の形態】以下、本発明の電子内視鏡用の撮像素子を添付図面に示す好適実施形態に基づいて詳細に説明する。

【0034】図1は、本発明の電子内視鏡用の撮像素子の第1実施形態およびこの撮像素子を備えた内視鏡本体が装着(接続)された内視鏡用光源装置の構成例を示すブロック図、図2は、図1に示す内視鏡本体の先端部を示す図(底面図および縦断面図)、図3は、本発明の撮像素子の第1実施形態を模式的に示す平面図、図4は、図3に示す撮像素子のビデオプロセス回路の構成例を示すブロック図、図5は、図1に示す内視鏡用光源装置の信号処理回路の構成例を示すブロック図である。なお、図2の底面図では、撮像光学系は図示されていない。また、回路構成を示す各図においては、信号線の一部は、省略されている。

【0035】なお、説明の都合上、図2の断面図中の左右方向を「撮像光学系の光軸方向」、左側を「先端」、右側を「基端」として説明する。

【0036】図1に示すように、電子内視鏡装置300は、内視鏡用光源装置8と、この内視鏡用光源装置8に着脱自在に装着（接続）される可撓性（柔軟性）を有する長尺物の内視鏡本体2とを具備している。

【0037】この内視鏡本体2は、その基端部に設けられた操作部23と、複数の機能チャンネルとを有している。すなわち、内視鏡本体2には、図2に示すように、10 鉗子やレーザー治療具等の処置具を挿通する鉗子チャンネル41と、送水チャンネル42と、送気チャンネル43とが、それぞれ、内視鏡本体2の長手方向に沿って形成されているとともに、一对のライトガイド用光ファイバー束44、45が、前記長手方向に沿って設置されている。

【0038】また、図2に示すように、内視鏡本体2の先端には、一对の配光レンズ（照明系レンズ）31、32が設置されている。これら配光レンズ31および32は、それぞれ、ライトガイド用光ファイバー束44および45の先端側に設置されている。

【0039】また、内視鏡本体2には、孔部46が、内視鏡本体2の長手方向に沿って形成されている。この孔部46は、内視鏡本体2の中心軸（軸線）22から偏心した位置に配置されている。

【0040】内視鏡本体2の先端部21の前記孔部46内には、対物レンズ33、凸レンズ34、凹レンズ35、凸レンズ36および光学ローパスフィルタ37で構成された撮像光学系と、撮像素子5とが、先端側（図2中左側）から基端側（図2中右側）に向ってこの順番で30 設置されている。なお、光学ローパスフィルタ37は、撮像素子5の後述するカバー50a上であって、このカバー50aの中央部に設置されている。

【0041】撮像素子5は、CMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）センサ51を備えたCMOS型の撮像素子である。この撮像素子5は、枠部材61に支持され、枠部材61とともに前記孔部46内に挿入されている。この枠部材61は、円筒状（但し、外側の横断面形状が円、内側の横断面形状が四角形）をなしており、その中空部は、中央に形成されている。な40 お、前記撮像素子5については、後に詳述する。

【0042】また、凸レンズ34、36および凹レンズ35は、それぞれ、レンズホルダ62に支持され、このレンズホルダ62とともに前記孔部46内に挿入されている。このレンズホルダ62は、円筒状をなしており、その中空部は、中央に形成されている。なお、凸レンズ34と凹レンズ35の間には、間隔リング38が設置されている。

【0043】また、対物レンズ33は、内視鏡本体2の先端、すなわち、孔部46の先端であって、この孔部450

6の中央部に設置されている。

【0044】そして、この内視鏡本体2は、凸レンズ34、36および凹レンズ35がそれぞれレンズホルダ62に支持された状態において、これらの光軸とレンズホルダ62の中心軸とが一致し、さらに、このレンズホルダ62が孔部46に挿入された状態において、対物レンズ33の光軸とレンズホルダ62の中心軸とが一致、すなわち、対物レンズ33、凸レンズ34、36、および凹レンズ35の光軸がすべて一致するように設計されている。

【0045】一方、撮像素子5が枠部材61に支持された状態において、撮像素子5の受光面52上で（受光面52で見たとき）、後述する有効撮像領域522の中心592と枠部材61の中心軸とが一致するように構成されている。

【0046】従って、図2に示すように枠部材61およびレンズホルダ62がそれぞれ孔部46に挿入された状態においては、枠部材61の中心軸とレンズホルダ62の中心軸とが一致し、撮像光学系の光軸Oは、撮像素子5の受光面52上で、有効撮像領域522の中心592を貫く。

【0047】図2および図3に示すように、撮像素子5は、外形が直方体をなすハウジング（基台）50を有している。このハウジング50は、基部50bと、この基部50bに接合された光透過性を有する（透明な）カバー50aとで構成されている。

【0048】すなわち、撮像素子5の平面視での外形、すなわち、受光面52に対して垂直な方向（撮像光学系の光軸方向）から見たときの外形は、長方形（四角形）をなしている。

【0049】このハウジング50内には、長方形（四角形）の撮像領域521を有するCMOSセンサ（イメージセンサ）51が設けられている。

【0050】CMOSセンサ51の撮像領域521の外周部には、その全周に渡って、光学的に黒色の基準レベルを検出するための遮光領域（図3中の斜線部）523が設けられている。この遮光領域523は、通常、「オプティカルブラック（オプティカルブラック部）」と呼ばれる。

【0051】撮像領域521のうち、この遮光領域523を除く部分が、有効な撮像領域（有効撮像領域）522である。この有効撮像領域522は、長方形（四角形）をなしている。

【0052】また、ハウジング50の一方の短辺55aと、CMOSセンサ51の有効撮像領域522の一方の短辺（垂直走査方向に対して平行な辺）53aとは、略平行になっており、ハウジング50の他方の短辺55bと、有効撮像領域522の他方の短辺（垂直走査方向に対して平行な辺）53bとは、略平行になっている。すなわち、ハウジング50の一方の長辺56aと、CMO

Sセンサ51の有効撮像領域522の一方の長辺(水平走査方向に対して平行な辺)54aとは、略平行になっており、ハウジング50の他方の長辺56bと、有効撮像領域522の他方の長辺(水平走査方向に対して平行な辺)54bとは、略平行になっている。

【0053】この撮像素子5においては、受光面52上におけるハウジング50の中心591と、有効撮像領域522の中心592とが略一致するように、CMOSセンサ51と、CMOSセンサ51から信号を取り出すための所定の回路、すなわち、CMOSセンサ51と、CMOSセンサ51から出力された信号の信号処理を行う信号処理系の回路210と、CMOSセンサ51から信号を抽出するためのタイミング制御を行う制御系の回路230とが配置されている。

【0054】この撮像素子5の信号処理系の回路210は、サンプルホールド・カラーセパレーション回路211と、A/D変換器212と、ビデオ信号(本実施形態では輝度信号(Y)、2つの色差信号(R-Y)および(B-Y))を生成するビデオプロセス回路220と、D/A変換器213とで構成されている。

【0055】ビデオプロセス回路220は、クランプ処理回路221と、マトリクス回路222と、ガンマ補正回路223と、アパーチャ補正回路224とで構成されている。

【0056】この信号処理系の回路210は、ハウジング50の一方の連続する2辺、すなわち、短辺55aおよび長辺56aに沿って、略L字状に配置されている。

【0057】また、撮像素子5の制御系の回路230は、タイミングジェネレータ231と、撮像素子5の水平走査方向のアドレス(画素)を指定する水平シフトレジスタ232と、撮像素子5の垂直走査方向のアドレス(画素)を指定する垂直シフトレジスタ233と、発振器234と、コントローラ235と、シリアルインターフェース236とで構成されている。

【0058】この制御系の回路230は、ハウジング50の他方の連続する2辺、すなわち、短辺55bおよび長辺56bに沿って、略L字状に配置されている。

【0059】また、撮像素子5には、ピン57が複数本設置されている。なお、図2には、代表的に、ピン57の数が6つの撮像素子5を示す。

【0060】図2に示すように、この撮像素子5を用いることにより、撮像素子5の外側、すなわち、撮像素子5と枠部材61との間にスペーサ(調心機構)を設けることなく、撮像光学系に対して撮像素子5を位置決めすることができる。すなわち、撮像光学系の中心(撮像光学系の光軸Oと受光面52との交点)と、有効撮像領域522の中心592とを一致させることができる。

【0061】次に、内視鏡本体2の先端部21における各機能チャンネル等の配置を説明する。

【0062】図2に示すように、撮像素子5は、その有

効撮像領域522の中心592を通り、かつ有効撮像領域522の短辺53a、53bと平行な直線(線分)65が、内視鏡本体2の中心軸22を通るような姿勢で、孔部46内に設置されている。なお、前述したように、この撮像素子5の先端側には、前記対物レンズ33、凸レンズ34、凹レンズ35、凸レンズ36および光学ローパスフィルタ37が、それぞれ配置されている。

【0063】鉗子チャンネル41は、前記ハウジング50の長辺56a(54a)側の近傍であって、中心軸22から偏心した位置に配置されている。

【0064】そして、この鉗子チャンネル41以外の機能チャンネル、すなわち、送水チャンネル42、送気チャンネル43、ライトガイド用光ファイバー束44および45は、短辺55a(53a)側の近傍と、短辺55b(53b)側の近傍とに分かれて、かつ直線65に対して線対称になるように配置されている。

【0065】すなわち、送水チャンネル42および送気チャンネル43は、それぞれ、短辺55a側の近傍および短辺55b側の近傍であって、かつ直線65に対して線対称になるように配置されている。

【0066】また、ライトガイド用光ファイバー束44および45は、それぞれ、短辺55a側の近傍および短辺55b側の近傍であって、かつ直線65に対して線対称になるように配置されている。なお、前述したように、これらライトガイド用光ファイバー束44および45の先端側には、それぞれ、配光レンズ31および32が配置されている。

【0067】前記撮像素子5に対する各機能チャンネルの配置をこのような配置にすることにより、内視鏡本体2の径をより小さくすることができる。

【0068】図1に示すように、内視鏡本体2の基端部には、コード状の連結管25の一端が接続されている。

【0069】そして、この連結管25の他端には、コネクタ27を備えた接続部26が設けられている。このコネクタ27により、内視鏡本体2と、内視鏡用光源装置8とが、着脱自在に、電気的および光学的に接続される。

【0070】なお、コネクタ27と撮像素子5とは、信号線47および48を介して電気的に接続されている。

【0071】また、前記ライトガイド用光ファイバー束44および45の先端は、それぞれ、配光レンズ31および32の直前に位置し、基端は、コネクタ27の末端に位置する。

【0072】図1に示すように、内視鏡用光源装置8は、ランプ用電源81と、光源ランプ82と、コンデンサレンズ83と、絞り装置84と、システムコントロール回路(制御手段)85と、調光回路86と、信号処理回路9と、これらを収納する図示しないケーシングとで構成されている。

【0073】図5に示すように、内視鏡用光源装置8の

信号処理回路9は、A/D変換器94と、タイミングジェネレータ95と、メモリー96と、D/A変換器97と、デコーダ91と、バッファ98と、エンコーダ・バッファ回路99とで構成されている。

【0074】この内視鏡用光源装置8には、観察部位の映像を表示するテレビモニタ400が着脱自在に接続されている。

【0075】次に、電子内視鏡装置300の作用を説明する。図1に示すように、電源が投入されると、ランプ用電源81から光源ランプ82に電力が供給され、光源ランプ82から各ライトガイド用光ファイバー束44および45の入射端面へ向けて照明光が発せられる。

【0076】その照明光は、コンデンサレンズ83で集光され、絞り装置84で所定の光量に調節されて、各ライトガイド用光ファイバー束44および45の入射端面に入射する。なお、絞り装置84の制御は、後で述べる。

【0077】そして、前記照明光は、各ライトガイド用光ファイバー束44および45を通り、配光レンズ31および32を経て観察部位に照射される。

【0078】観察部位からの反射光は、対物レンズ33、凸レンズ34、凹レンズ35および凸レンズ36により、撮像素子5の受光面52上に結像するように導かれる(図2参照)。この際、光学ローパスフィルタ37により、前記反射光から高周波成分が除去される(図2参照)。

【0079】一方、図3に示す撮像素子5のタイミングジェネレータ231では、同期信号(Sync)が生成され、図1および図5に示すように、この同期信号(Sync)は、シリアルインターフェース236を介して、内視鏡用光源装置8の信号処理回路9のタイミングジェネレータ95およびシステムコントロール回路85に入力される。

【0080】また、タイミングジェネレータ231では、サンプルホールド信号(SHP)が生成され、サンプルホールド・カラーセパレーション回路211に入力される。

【0081】また、発振器234では、所定のクロック信号が生成され、このクロック信号は、コントローラ235に入力される。

【0082】また、コントローラ235では、例えば、エンハンスレベル、ブライトネスコントロール、カラーバランス等の各制御信号が生成され、これらの制御信号は、ビデオプロセス回路220や、シリアルインターフェース236を介して、図1に示すシステムコントロール回路85に入力される。

【0083】また、システムコントロール回路85では、例えば、撮像素子5の駆動を制御するための信号等の各制御信号が生成され、これらの制御信号は、シリアルインターフェース236を介して、コントローラ23

5に入力される。

【0084】コントローラ235は、前記システムコントロール回路85からの制御信号に基づいて、タイミングジェネレータ231を介して水平シフトレジスタ232および垂直シフトレジスタの駆動を制御する。

【0085】これら水平シフトレジスタ232および垂直シフトレジスタの作動により、順次、撮像素子5の画素が指定され、その指定された画素から画素信号(電荷信号)が出力される。すなわち、撮像素子5の駆動により、前記観察部位(受光面52上に結像した観察部位の像)が撮像され、その撮像素子5の画素から画素信号が出力される。

【0086】図3に示すように、この画素信号は、サンプルホールド・カラーセパレーション回路71に入力される。サンプルホールド・カラーセパレーション回路71では、タイミングジェネレータ231からのサンプルホールド信号(SHP)により、前記画素信号が、R(赤色)、G(緑色)、B(青色)の各色毎の信号に分離される。

【0087】これらR、G、Bの各信号は、それぞれ、サンプルホールド・カラーセパレーション回路71から出力され、A/D変換器212に入力される。

【0088】A/D変換器212では、アナログの信号形態で供給されたR信号、G信号およびB信号が、デジタルの信号形態に変換される。

【0089】図4に示すように、これらR、G、Bの各信号は、それぞれ、A/D変換器212から出力され、ビデオプロセス回路210のクランプ処理回路221に入力される。

【0090】また、タイミングジェネレータ231では、遮光領域523のうちの図3中左側または右側の帯状の部分の画素からのR、G、Bの各信号がクランプ処理回路221に入力されるタイミングに同期して、クランプ信号(Clamp)が生成され、クランプ処理回路221に入力される。

【0091】クランプ処理回路221では、このクランプ信号(Clamp)に同期して、1水平走査において、1回クランプ処理がなされる。

【0092】クランプ処理では、前記クランプ信号(Clamp)に同期して、R、G、Bの各信号がサンプリングされる。すなわち、遮光領域523に対応する部分の画素からのR、G、Bの各信号をサンプリングすることにより、光学的に黒色の基準レベルを検出し、この基準レベルを保持する。

【0093】そして、クランプ処理回路221では、有効撮像領域522に対応する部分の画素からのR、G、Bの各信号から、前記基準レベル分が差し引かれて、適正なR、G、Bの各信号が得られる。これにより、例えば、撮像素子5の暗電流成分等の不要な信号成分が除去され、適正な画像を得ることができる。

【0094】図4に示すように、前記R、G、Bの各信号は、それぞれ、クランプ処理回路221から出力され、マトリクス回路222に入力される。マトリクス回路222では、それらの信号に基づいて、2つの色差信号(R-Y、B-Y)と、輝度信号(Y)とが生成される。

【0095】これら色差信号(R-Y)、色差信号(B-Y)および輝度信号(Y)は、ガンマ補正回路223により補正され、さらに、アパーチャ補正回路224により補正されて、D/A変換器213に入力される。

【0096】D/A変換器213では、デジタルの信号形態で供給された色差信号(R-Y)、色差信号(B-Y)および輝度信号(Y)が、アナログの信号形態に変換される。

【0097】前記色差信号(R-Y)、色差信号(B-Y)および輝度信号(Y)は、撮像素子5のD/A変換器213から出力され、図5に示すように、内視鏡用光源装置8の信号処理回路9のA/D変換器94に入力される。

【0098】また、図1に示すように、前記輝度信号(Y)は、調光回路86にも入力され、絞り装置84における照明光の光量調整に利用される。すなわち、システムコントロール回路85から調光回路86には、調光用の基準電圧(Vref)が入力され、調光回路86は、この基準電圧(Vref)と前記輝度信号(Y)とに基づいて制御信号を生成し、この制御信号により絞り装置84の駆動を制御する。

【0099】図5に示すように、A/D変換器94では、アナログの信号形態で供給された色差信号(R-Y)、色差信号(B-Y)および輝度信号(Y)が、デ

【0100】前記色差信号(R-Y)、色差信号(B-Y)および輝度信号(Y)は、メモリー96に一旦書き込まれる。

【0101】メモリー96は、前記色差信号(R-Y)、色差信号(B-Y)および輝度信号(Y)について、例えば、フリーズ等の処理を施すこともできる。

【0102】前記メモリー96からは、前記色差信号(R-Y)、色差信号(B-Y)および輝度信号(Y)が読み出され、D/A変換器97に入力される。

【0103】D/A変換器97では、デジタルの信号形態で供給された色差信号(R-Y)、色差信号(B-Y)および輝度信号(Y)が、アナログの信号形態に変換される。

【0104】前記色差信号(R-Y)、色差信号(B-Y)および輝度信号(Y)は、デコーダ91およびエンコーダ・バッファ回路98のそれぞれに入力される。

【0105】エンコーダ・バッファ回路98では、前記D/A変換器97からの色差信号(R-Y)、色差信号(B-Y)および輝度信号(Y)と、前記タイミングジ

ェネレータ95からの同期信号(Sync)とに基づいて、輝度信号(Y)、クロマ信号(C)およびコンポジット信号(Composite)が生成され、これらは、図示しない出力端子に出力される。

【0106】また、デコーダ91では、前記D/A変換器97からの色差信号(R-Y)、色差信号(B-Y)および輝度信号(Y)と、前記タイミングジェネレータ95からの同期信号(Sync)とに基づいて、R信号、G信号およびB信号が生成され、出力される。

【0107】前記デコーダ91からのR信号、G信号およびB信号と、前記タイミングジェネレータ95からの同期信号(Sync)とは、バッファ98を介してテレビモニタ400に入力される。

【0108】テレビモニタ400には、撮像素子5で撮像されたカラーの画像、すなわち、カラーの動画の内視鏡画像が表示される。

【0109】以上説明したように、この撮像素子5および内視鏡本体2によれば、偏心調整(芯出し調整)を行うことなく、撮像光学系の中心と、撮像素子5の有効撮像領域524の中心592とを一致させることができる。このため、内視鏡本体2の組み立て工数を減少させることができ、これにより生産性が向上する。

【0110】また、撮像素子5の外側にスペーサ(調心機構)を設ける必要がないので、そのスペーサを設ける場合に比べ、枠部材61の外径、すなわち、内視鏡本体2の孔部46の径を小さくすることができ、これにより、内視鏡本体2の径、特に先端部21の径を小さくすることができる。

【0111】このため、内視鏡本体2を医療用の内視鏡本体に適用した場合には、前記内視鏡本体2の細径化により、患者の負担を軽減することができる。

【0112】また、スペーサを設ける必要がないので、部品点数を減少させることができ、コストを低減することができる。

【0113】また、撮像素子5がCMOS型の撮像素子であるので、一般的なCMOS製造プロセスにより、容易に、その撮像素子を製造することができ、特に、同一基板(同一チップ)上に、CMOSセンサと、その周辺回路とを形成することができる。このため、部品点数を減少させることができ、また、コストを低減することができる。

【0114】また、CCD(Charge Coupled Device)を用いる場合に比べ、消費電力を少なくすることができる。

【0115】また、撮像素子5が信号処理系の回路210および制御系の回路230を有しているため、内視鏡用光源装置8の回路構成や、内視鏡本体2の回路構成を簡素化することができる。

【0116】次に、本発明の電子内視鏡用の撮像素子の第2実施形態を説明する。第2実施形態の撮像素子およ

びこの撮像素子を備えた内視鏡本体においては、前述した第1実施形態の撮像素子5のハウジング50に実装されていたビデオプロセス回路220およびD/A変換器213を、撮像素子5から分離して、内視鏡用光源装置8側に近い接続部26に設けた構成をとっている。

【0117】なお、以下の説明では、前述した第1実施形態との共通点については、説明を省略し、主な相違点を説明する。

【0118】図6は、本発明の電子内視鏡用の撮像素子の第2実施形態およびこの撮像素子を備えた内視鏡本体が装着（接続）された内視鏡用光源装置の構成例を示すブロック図、図7は、本発明の撮像素子の第2実施形態を模式的に示す平面図、図8は、図6に示す内視鏡本体の信号処理回路の構成例を示すブロック図、図9は、図6に示す内視鏡用光源装置の信号処理回路の構成例を示すブロック図である。なお、回路構成を示す各図においては、信号線の一部は、省略されている。

【0119】図7に示すように、撮像素子5の信号処理系の回路210は、サンプルホールド・カラーセパレーション回路211およびA/D変換器212で構成されている。

【0120】また、図6および図8に示すように、接続部26には、コネクタ27に電気的に接続された信号処理回路7が内蔵されており、前記撮像素子5は、信号線47および48を介して、信号処理回路7に電気的に接続されている。

【0121】図8に示すように、信号処理回路7は、主に、クランプ処理回路711、マトリクス回路712およびD/A変換器713を備えたビデオプロセス回路71で構成されている。

【0122】撮像素子5から出力されたR、G、Bの各信号は、それぞれ、このビデオプロセス回路71に入力される。

【0123】そして、ビデオプロセス回路71のクランプ処理回路711では、有効撮像領域522に対応する部分の画素からのR、G、Bの各信号から、前記光学的に黒色の基準レベル分が差し引かれて、適正なR、G、Bの各信号が得られる。

【0124】前記R、G、Bの各信号は、それぞれ、クランプ処理回路711から出力され、マトリクス回路712に入力される。

【0125】マトリクス回路712では、それらの信号に基づいて、2つの色差信号（R-Y、B-Y）と、輝度信号（Y）とが生成される。これら色差信号（R-Y）、色差信号（B-Y）および輝度信号（Y）は、D/A変換器713に入力される。

【0126】D/A変換器713では、デジタルの信号形態で供給された色差信号（R-Y）、色差信号（B-Y）および輝度信号（Y）が、アナログの信号形態に変換される。

【0127】前記色差信号（R-Y）、色差信号（B-Y）および輝度信号（Y）は、ビデオプロセス回路71から出力され、図6および図9に示すように、内視鏡用光源装置8の信号処理回路9に入力される。

【0128】図9に示すように、内視鏡用光源装置8の信号処理回路9は、ガンマ補正回路92と、アパーチャ補正回路93と、A/D変換器94と、タイミングジェネレータ95と、メモリ96と、D/A変換器97と、デコーダ91と、バッファ98と、エンコーダ・バッファ回路99とで構成されている。

【0129】これ以降の作用は、前記色差信号（R-Y）、色差信号（B-Y）および輝度信号（Y）が、前記ガンマ補正回路92およびアパーチャ補正回路93により補正される点を除き、前述した第1実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

【0130】この内視鏡本体2および撮像素子5によれば、前述した第1実施形態と同様の効果が得られる。

【0131】そして、この撮像素子5では、前述した第1実施形態においては撮像素子5に設けられていたビデオプロセス回路220およびD/A変換器213を有していないので、撮像素子5の外形寸法をより小さくすることができ、これにより、内視鏡本体2の径、特に、先端部21の径をさらに小さくすることができる。

【0132】以上、本発明の電子内視鏡用の撮像素子を、図示の各実施形態に基づいて説明したが、本発明はこれらに限定されるものではなく、各部の構成は、同様の機能を有する任意の構成のものに置換することができる。

【0133】例えば、本発明では、撮像素子の形状（外形）、撮像領域の形状、有効撮像領域の形状、遮光領域の形状、信号処理系の回路の配置（形状）、制御系の回路の配置（形状）は、それぞれ、前述した各実施形態には限定されない。

【0134】また、本発明では、撮像素子の方式は、特に限定されず、例えば、前述したCMOS型等のMOS型、CCD（Charge Coupled Device）、CPD等の各種方式のイメージセンサを備えた撮像素子でもよい。

【0135】また、本発明では、カラー撮像素子と、モノクロ撮像素子のいずれであってもよい。

【0136】本発明の電子内視鏡用の撮像素子は、例えば、医療用の内視鏡本体や、工業用の内視鏡本体等に適用することができる。

【0137】

【発明の効果】以上説明したように、本発明の電子内視鏡用の撮像素子によれば、受光面上における基台の中心と、イメージセンサの有効撮像領域の中心とが略一致しているため、撮像素子の外側にスペーサ（調心機構）を設ける必要がなく、これにより、内視鏡本体の径を小さくことができ、また、部品点数を減少させることができる。

【0138】そして、本発明を医療用の内視鏡本体に適用した場合には、前記内視鏡本体の細径化により、患者の負担を軽減することができる。

【0139】また、内視鏡本体の組み立ての際、偏心調整（芯出し調整）を行う必要がないので、偏心調整を行う場合に比べ、内視鏡本体の組み立てを容易かつ迅速に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の電子内視鏡用の撮像素子の第1実施形態およびこの撮像素子を備えた内視鏡本体が装着（接続）された内視鏡用光源装置の構成例を示すブロック図である。

【図2】図1に示す内視鏡本体の先端部を示す図（底面図および縦断面図）である。

【図3】本発明の撮像素子の第1実施形態を模式的に示す平面図である。

【図4】図3に示す撮像素子のビデオプロセス回路の構成例を示すブロック図である。

【図5】図1に示す内視鏡用光源装置の信号処理回路の構成例を示すブロック図である。

【図6】本発明の電子内視鏡用の撮像素子の第2実施形態およびこの撮像素子を備えた内視鏡本体が装着（接続）された内視鏡用光源装置の構成例を示すブロック図である。

【図7】本発明の撮像素子の第2実施形態を模式的に示す平面図である。

【図8】図6に示す内視鏡本体の信号処理回路の構成例を示すブロック図である。

【図9】図6に示す内視鏡用光源装置の信号処理回路の構成例を示すブロック図である。

【図10】従来の電子内視鏡用の撮像素子を模式的に示す平面図である。

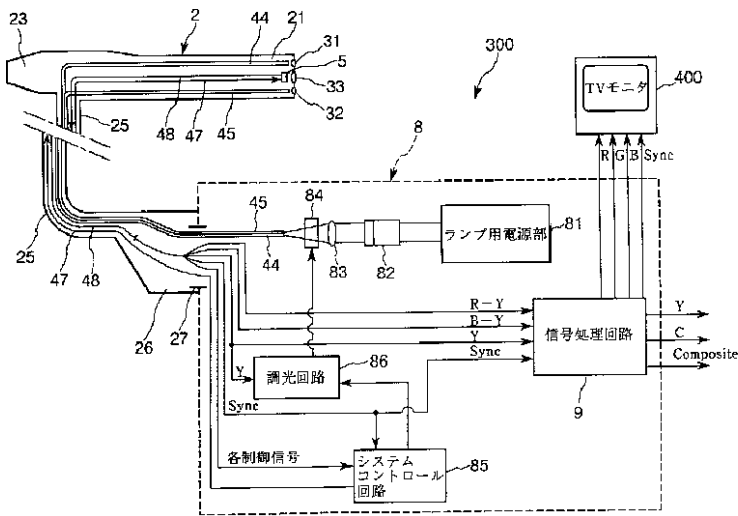
【符号の説明】

- 2 内視鏡本体
- 2 1 先端部
- 2 2 中心軸
- 2 6 接続部
- 2 7 コネクタ
- 5 撮像素子
- 5 0ハウジング
- 5 1 CMOSセンサ
- 5 2 受光面
- 5 2 1 撮像領域

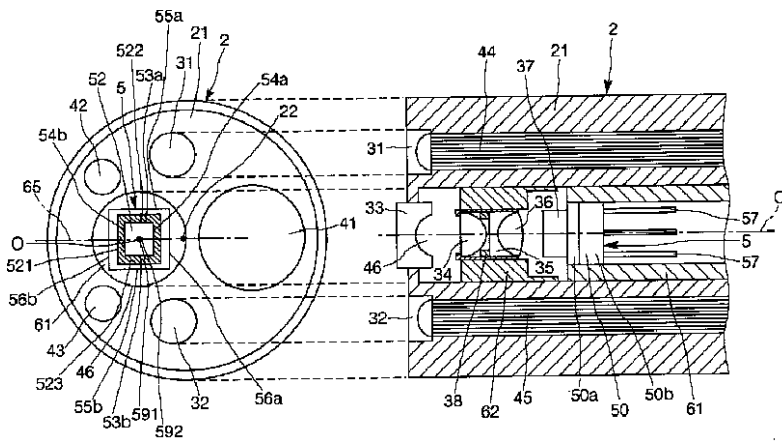
- 5 2 2
- 5 2 3
- 5 3 a、5 3 b
- 5 4 a、5 4 b
- 5 5 a、5 5 b
- 5 6 a、5 6 b
- 5 9 1、5 9 2
- 7
- 7 1
- 7 1 1
- 7 1 2
- 7 1 3
- 8
- 8 5
- 9
- 1 0 0
- 1 1 1
- 1 1 2
- 1 2 0
- 1 2 1
- 1 2 2
- 1 2 3
- 1 2 4
- 1 4 0、1 5 0
- 2 1 0
- 2 1 1
- ヨ ン回路
- 2 1 2
- 2 1 3
- 2 2 0
- 2 2 1
- 2 2 2
- 2 2 3
- 2 2 4
- 2 3 0
- 2 3 1
- 2 3 2
- 2 3 3
- 2 3 4
- 4 0 2 3 5
- 2 3 6
- 3 0 0
- 0

- 有効撮像領域
- 遮光領域（オプティカルブラック部）
- 短辺
- 長辺
- 短辺
- 長辺
- 中心
- 信号処理回路
- ビデオプロセス回路
- クランプ処理回路
- マトリクス回路
- D/A変換器
- 内視鏡用光源装置
- システムコントロール回路
- 信号処理回路
- 撮像素子
- 制御系の回路
- 信号処理系の回路
- CMOSセンサ
- 受光面
- 撮像領域
- 有効撮像領域
- 遮光領域（オプティカルブラック部）
- 中心
- 信号処理系の回路
- サンプルホールド・カラーセパレーション回路
- A/D変換器
- D/A変換器
- ビデオプロセス回路
- クランプ処理回路
- マトリクス回路
- ガンマ補正回路
- アパーチャ補正回路
- 制御系の回路
- タイミングジェネレータ
- 水平シフトレジスタ
- 垂直シフトレジスタ
- 発振器
- コントローラ
- シリアルインターフェース
- 電子内視鏡装置
- 光軸

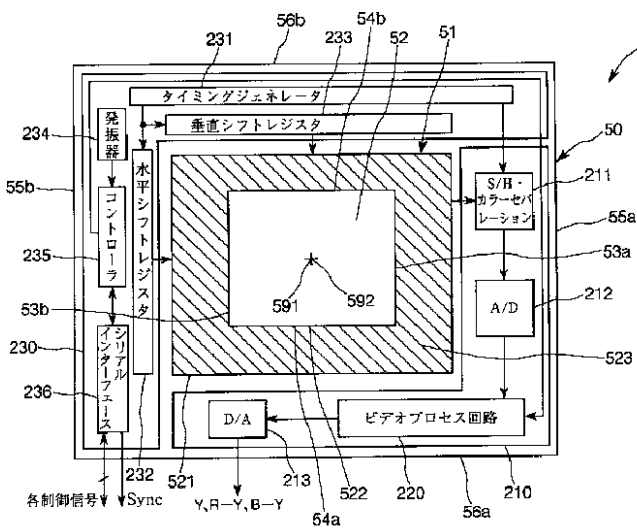
【図1】



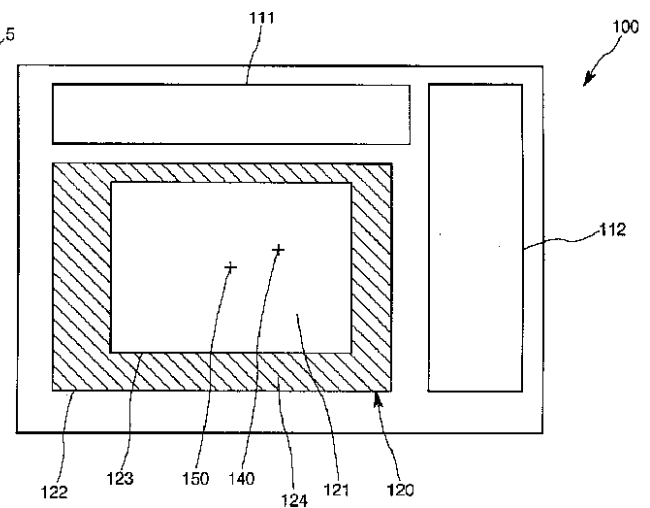
【図2】



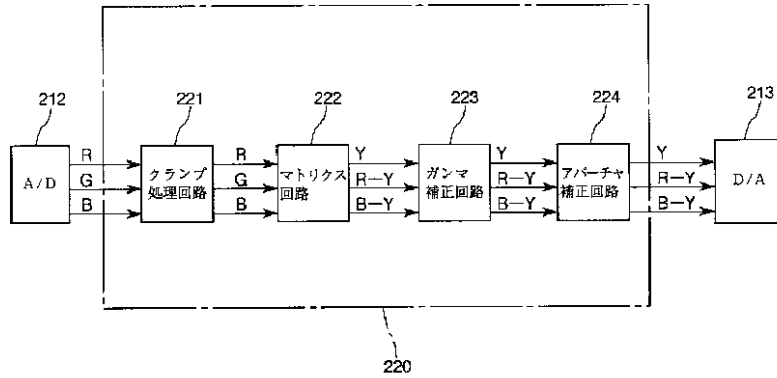
【図3】



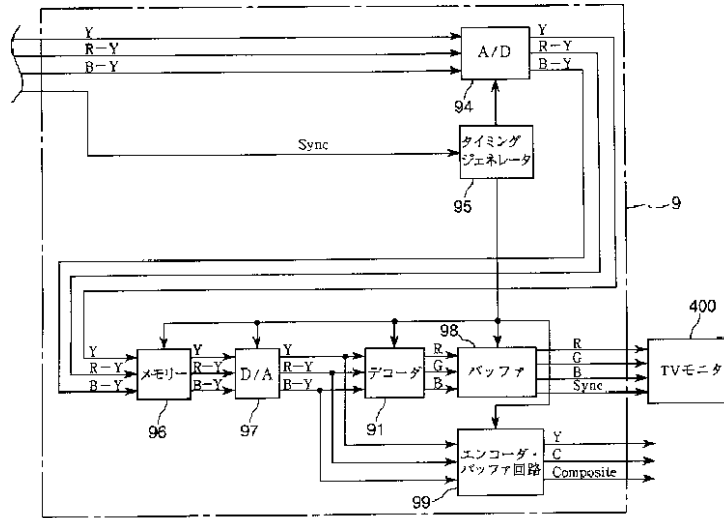
【図10】



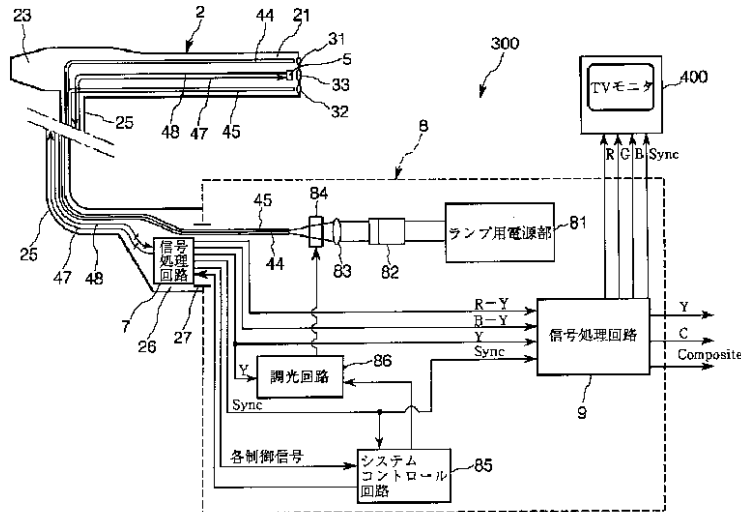
【図4】



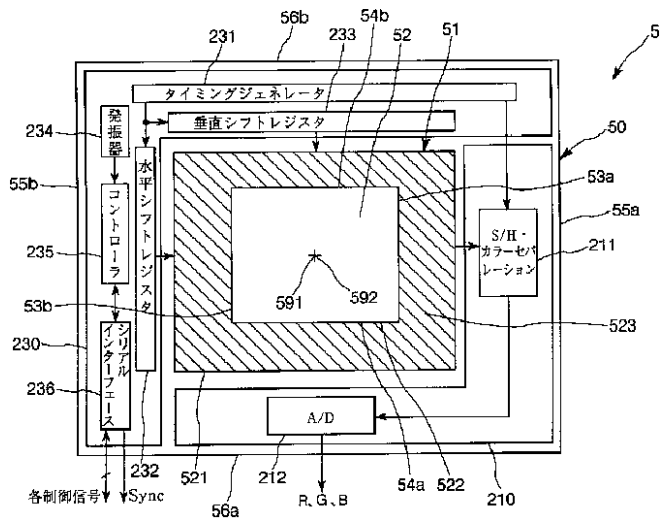
【図5】



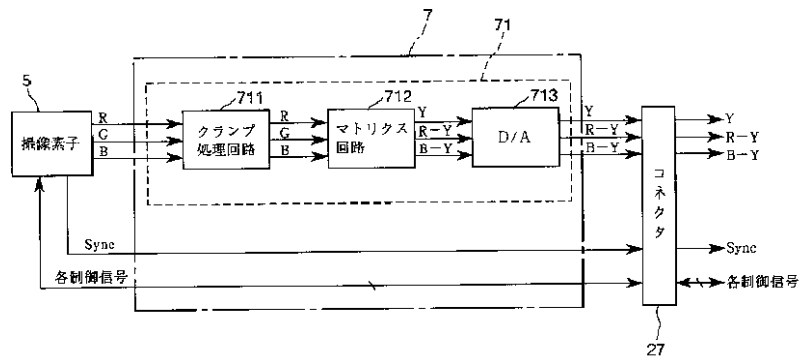
【図6】



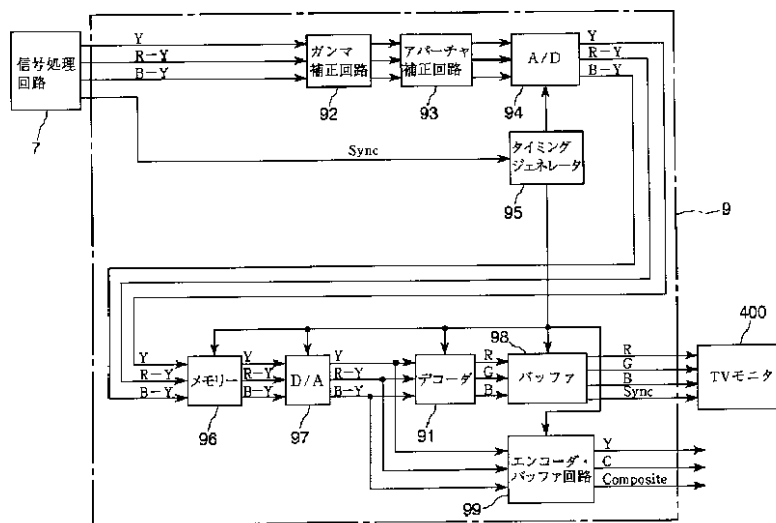
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

Fターム(参考) 2H040 BA00 CA04 CA09 CA11 CA12
CA22 DA03 DA18 DA56 DA57
GA02 GA05 GA11
4C061 CC06 FF50 JJ06 JJ20 LL02
NN01 PP06
5C054 AA02 CA04 CC02 CE01 CH02
HA12

专利名称(译)	用于电子内窥镜的成像装置		
公开(公告)号	JP2002058642A	公开(公告)日	2002-02-26
申请号	JP2000250206	申请日	2000-08-21
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
[标]发明人	中島雅章		
发明人	中島 雅章		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/04 A61B1/045 A61B1/05 G02B23/26 H04N5/225 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/051 A61B1/00096 A61B1/045 A61B1/05 H04N5/2253 H04N7/183 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/24.B G02B23/26.D H04N7/18.M A61B1/04.530 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA03 2H040/DA18 2H040/DA56 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF50 4C061/JJ06 4C061/JJ20 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP06 5C054/AA02 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/CE01 5C054/CH02 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/FF50 4C161/JJ06 4C161/JJ20 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP06		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供成像元件，可以容易且可靠地定位，并且可以使内窥镜主体的直径更薄。解决方案：在该内窥镜的柔性长主体的尖端部分，包括物镜，凸透镜，凹透镜和光学低通滤波器的成像光学系统，具有CMOS的CMOS型成像元件5传感器51和一对配光透镜安装在—起。CMOS传感器51，用于处理从CMOS传感器51输出的信号的信号处理系统的电路210，以及用于控制从CMOS传感器51提取信号的定时的控制系统的电路230被放置在成像元件5上，因此在光拦截面52上的壳体50的中心591几乎与可用成像区域522的中心592一致。

