

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4488172号
(P4488172)

(45) 発行日 平成22年6月23日(2010.6.23)

(24) 登録日 平成22年4月9日(2010.4.9)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

A 6 1 B 19/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

H 0 4 N 5/335 (2006.01)

A 6 1 B 19/00 5 0 1

H 0 4 N 5/335 E

H 0 4 N 5/335 V

請求項の数 2 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2004-1700 (P2004-1700)
 (22) 出願日 平成16年1月7日(2004.1.7)
 (62) 分割の表示 特願2000-515297 (P2000-515297)
 の分割
 原出願日 平成10年9月17日(1998.9.17)
 (65) 公開番号 特開2004-188211 (P2004-188211A)
 (43) 公開日 平成16年7月8日(2004.7.8)
 審査請求日 平成16年1月7日(2004.1.7)
 審判番号 不服2007-34779 (P2007-34779/J1)
 審判請求日 平成19年12月26日(2007.12.26)
 (31) 優先権主張番号 08/944,322
 (32) 優先日 平成9年10月6日(1997.10.6)
 (33) 優先権主張国 米国(US)
 (31) 優先権主張番号 08/976,976
 (32) 優先日 平成9年11月24日(1997.11.24)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 500161801
 エドウィン エル アデアー
 アメリカ合衆国 コロラド キャッスル
 パインズ ヴィレッジ パラゴン ウェイ
 3 1 7
 (73) 特許権者 500161812
 ジェフリー エル アデアー
 アメリカ合衆国 コロラド ハイランズ
 ランチ イースト レッドフォックス プ
 レイス 1 8 6 1
 (73) 特許権者 500161823
 ランドール エス アデアー
 アメリカ合衆国 コロラド デンヴァー
 サウス フラミンゴ ウェイ 3 0 8 2

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 外科用器具の中に收容される画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像処理装置において、

C M O S イメージセンサと、回路ボード(40)と、ビデオ処理ボード(50)と、電源(66)とを有し、

前記C M O S イメージセンサは、最大でも8mmの寸法を有する前記回路ボード(40)に配置されており、人体内の外科的処置個所の画像を受信し、

前記C M O S イメージセンサは能動型C M O S 画素のアレイ(90)によって定義され、

前記能動型C M O S 画素のアレイ(90)内の個々の画素はそれぞれアンプを含み、回路装置(92)が、前記C M O S イメージセンサに隣接して前記回路ボード(40)に配置されており、前記C M O S イメージセンサのタイミングおよび制御を行い、

前記回路装置(92)は前記C M O S 画素のアレイ(90)がランダムにアクセスされるように制御し、その結果、興味のある所望のエリアに位置する画素のみを指定することによって画像を拡大するズーム機能が容易に操作され、そして、前記回路装置(92)はアナログ信号を出力し、

前記ビデオ処理ボード(50)は回路手段を含み、

該回路手段は前記回路装置(92)からの出力信号(プレビデオ信号)を受信し、該出力信号(プレビデオ信号)を標準的なビデオ装置が受信するビデオ信号に変換し、

前記電源(66)は、前記回路ボード(40)およびビデオ処理ボード(50)とケー

10

20

ブル(68)にて接続された、ハンドル(12)の中に設置された電池(66)であり、前記電池から電力が前記回路ボード(40)およびビデオ処理ボード(50)へ給電されることを特徴とする画像処理装置。

【請求項2】

画像処理装置において、

CMOSイメージセンサと、回路ボード(40)と、ビデオ処理ボード(60)と、電源(60)とを有し、

前記CMOSイメージセンサは最大でも8mmの寸法を有する前記回路ボード(40)に配置されており、人体内の外科的処置個所の画像を受信し、

前記CMOSイメージセンサは複数の受動型CMOS画素からなるアレイ(90)によって定義され、

前記受動型CMOS画素はそれぞれフォトダイオード(162)およびアクセストランジスタ(164)を備え、

前記フォトダイオードは光電氣的に信号を発生し、

前記アクセストランジスタは、前記フォトダイオード(162)において光電氣的に発生される信号の出力を制御し、

回路装置(92)は、前記CMOSイメージセンサに隣接して前記回路ボード(40)に配置されており、当該CMOSイメージセンサのタイミングおよび制御を行い、

前記回路装置(92)は前記CMOS画素のアレイ(90)がランダムにアクセスされるように制御し、その結果、興味のある所望のエリアに位置する画素のみを指定することによって画像を拡大するズーム機能が容易に操作され、そして、前記回路装置(92)はアナログ信号を出力し、

前記ビデオ処理ボード(50)は回路手段を含み、

該回路手段は前記回路装置(92)からの出力信号(プレビデオ信号)を受信し、該出力信号(プレビデオ信号)を標準的なビデオ装置が受信するビデオ信号に変換し、

前記電源(66)は、前記回路ボード(40)およびビデオ処理ボード(50)とケーブル(68)にて接続された、ハンドル(12)の中に設置された電池(66)であり、前記電池から電力が前記回路ボード(40)およびビデオ処理ボード(50)へ給電されることを特徴とする画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は外科用器具の中に收容される画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医学および歯学両方の舞台において、内視鏡による外科手術は多くの型式の外科処置を行うために受け入れられた標準手法となってきた。画像処理装置は、身体内の小さい空洞または開口内に導入される小さい直径の内視鏡を通して外科医または歯科医に、特定の外科的範囲を見せることが可能であるため、画像処理装置の有効性は、他の多くの利点のほかに、患者への損傷をずっと少なくするという効果がある。

【0003】

多くの病院で、棒レンズ形内視鏡は内視鏡による外科手術でまだ使われている。棒レンズ内視鏡は、細長い、そして堅い管の中の非常に精密なレンズグループを含んでいる。この管は、レンズグループとつながっている、離れたカメラに正確にイメージを伝達することが可能である。その製造のコスト、故障率、および堅い、そしてまっすぐなケーシングの中に收容されなければならないという要求事項のために、棒レンズ内視鏡は、ますます固体画像処理技術によって取って代わられつつある。この固体画像処理技術により、調査している装置の遠位端部にイメージセンサを配置することができる。3つの最も普通の固体イメージセンサは、電荷結合素子(CCD)、電荷注入素子(CID)およびフォトダイオードアレイ(PDA)である。1980年代の半ばには、コンプリメンタリ金属・酸

化膜・半導体（ＣＭＯＳ）が産業的な使用のために開発された。ＣＭＯＳ画像処理装置は機能性を改善し、システムインターフェースを単純化した。さらに、多くのＣＭＯＳイメージセンサが、他の固体画像処理技術のコスト改善のために生産されてきた。

【０００４】

ＣＭＯＳ技術における１つの特別な利点は、能動画素型ＣＭＯＳイメージセンサである。これはそれぞれのピクセルサイトにおいてアンプを持つ、ランダムにアクセス可能なピクセルから構成されている。能動画素型イメージセンサの１つの利点は、アンプが各ピクセルサイトに配置されているのでＣＣＤまたは他の固体イメージセンサよりも低いノイズレベルをもたらすということである。他の主要な利点は、これらＣＭＯＳイメージセンサが標準的な半導体生産ラインの上で大量生産されることができることである。能動画素型アレイを含むＣＭＯＳイメージセンサの領域での１つの特に顕著な進歩は、Fossum等による米国特許第５，４７１，５１５号に説明されているＣＭＯＳイメージセンサである。このＣＭＯＳイメージセンサは、通常はより大きいサイズの多用途回路ボード上に見いだされる、多くの他の異なった電子制御装置を含むことができる。例えば、タイミング回路および、ズームおよびアンチジッタのような特殊機能が、ホスト回路ボードの全体的なサイズを増やさずに、ＣＭＯＳピクセルアレイを含む同じ回路ボードの上に置かれることができる。さらに、この特定のＣＭＯＳイメージセンサは、ＣＣＤ型イメージセンサより１００倍も少ないパワーを必要とする。要するに、Fossum等によって明らかにされたＣＭＯＳイメージセンサは「チップ上のカメラ」の開発を可能にした。

【０００５】

能動画素型ＣＭＯＳイメージセンサのほかに、受動画素型ＣＭＯＳイメージセンサも最近、非常に改善された。その結果、それらも「チップ上のカメラ」として認知されて、画像処理装置内で用いられるようになってきた。要するに、受動画素型イメージセンサは、それぞれのピクセルサイトにおいて信号増幅を行ってはいない。

【０００６】

チップ上のカメラのコンセプトは、多くの工業範囲における用途のために大きいメリットを持っているものの、画像処理装置のサイズを低減することがまだ必要である。これはアクセスするのが特に難しい身体内のエリアを見るための、そしてより小さい直径の外科用器具を用いてさらに患者の外傷を最小にするための、最も小さい型式の内視鏡器具においてさえ使うことができるようにするためである。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

画像処理装置のサイズを低減することが本発明の１つの目的である。この画像処理装置は Fossum 等のＣＭＯＳ型イメージセンサ、または受動画素型ＣＭＯＳイメージセンサの長所を有しており、しかも付随する回路の配置構成を最適化することにより、外科用器具の中で使われるとき最小形状を有するようにされる。小型の画像処理装置を提供することにより、チャンネルを通過する程度に小型に構成された画像処理装置を標準的な内視鏡と関連して使用できる。このチャンネルは、通常他の外科用デバイスを受け入れるための、または外科的エリアを洗い流すための、液体またはガスを受け取るためのものである。固有の画像処理能力を持っている外科用デバイスを提供することが本発明のさらにもう１つの目的である。この画像処理能力は電池電源であることができ、そしてプレビデオ信号をビデオ処理回路に伝達するのに、単に１つの導体を必要とするだけであることもできる。このビデオ処理回路は外科的領域の殺菌した現場の内部または外部のいずれかにある。

【０００８】

医者によって行われた外科処置のための、前述の発明の意図的な使用のほかに、ここで説明された本発明はまた、口腔外科および一般的な歯科処置に関して大きいユーティリティを持っていると見込まれる。そのような用途では、特にアクセスすることが難しい位置におけるイメージを提供するために、非常に小さい画像処理装置を使う必要がある。さらに、前述の発明が医学そして歯学の分野に関して用途を持つ一方、ここに明らかにされた

小さいサイズの画像処理装置が、他の機能的な分野に適用され得ることもまた当業者によって理解されるであろう。ここでは画像処理装置が、産業的な装置および類似の装置に関して、アクセスすることが難しい位置を観察するために使われることができる。そのため、本発明の画像処理装置は多くの工業的なボロスコープに取って代わって使われることができるであろう。

【0009】

CMOSイメージセンサ技術は「チップ上のカメラ」の外形寸法を縮小することに関してさらに改善することができる。そして画像処理装置を、医学、歯学、および産業の分野で使用する非常に小さい調査用器具内に取り入れることに関して、さらに改善することができる。

10

【0010】

本発明によれば、外科用器具に収容される画像処理装置が得られる。ここに使われている用語「画像処理装置」は、画像処理素子および処理用回路を述べるために使用されている。これらはテレビジョンまたは、パーソナル・コンピュータに付属するビデオモニターのような標準的なビデオ装置によって受け入れられるビデオ信号を作り出すために使われている。ここに使われている用語「イメージセンサ」は、イメージを取り込んで、そしてそれらをアレイ内のそれぞれのピクセルの構造中にストアするCMOSピクセルアレイを表わすものである。以下にさらに論じるように、タイミングおよび制御回路は、ピクセルアレイと同じ平らな基板の上に置かれることも、あるいはタイミングおよび制御回路は、ピクセルアレイから遠くに置かれることもできる。従って前者の場合、イメージセンサもまた集積回路として定義されることができる。ここで使われるような、そして他では特に定義されていない、用語「信号」または「イメージ信号」は、イメージに言及している。このイメージは画像処理装置による処理の間のいくつかのポイントにおいて特定のフォーマットまたはドメイン内に置かれた電子の形態で見いだされるものである。ここで使われている用語「処理回路」は、画像処理装置の中の電子コンポーネントに言及している。これはイメージセンサからのイメージ信号を受信して、そして究極的にはイメージ信号を有用なフォーマットに配列する。ここに使われている用語「タイミングおよび制御回路」は、ピクセルアレイからのイメージ信号の出力を制御する電子コンポーネントに言及している。

20

【0011】

第1の発明では、CMOSイメージセンサと、回路装置と、制御ボックスと、電源とを有し、前記CMOSイメージセンサは、最大でも8mmの寸法を有する回路ボードに配置されており、人体内の外科的処置個所の画像を受信し、前記CMOSイメージセンサは能動型CMOS画素のアレイによって定義され、前記能動型CMOS画素のアレイ内の個々の画素はそれぞれアンプを含み、前記回路装置は、前記CMOSイメージセンサに隣接して前記回路ボードに配置されており、前記CMOSイメージセンサのタイミングおよび制御を行い、前記回路装置は前記CMOS画素のアレイがランダムにアクセスされるように制御し、その結果、興味のある所望のエリアに位置する画素のみを指定することによって画像を拡大するズーム機能が容易に操作され、そして、前記回路装置はアナログ信号を出力し、前記制御ボックスは前記CMOSイメージセンサから離れて配置されており、前記制御ボックスは回路手段を含み、該回路手段は前記CMOSイメージセンサからの出力信号（プレビデオ信号）を受信し、該出力信号（プレビデオ信号）を標準的なビデオ装置が受信するビデオ信号に変換し、前記電源は、前記回路装置とケーブルにて接続されたハンドルの中に設置された電池であり、前記電池から電力が前記回路装置へ給電される。

30

40

【0012】

第2の発明では、CMOSイメージセンサと、回路装置と、制御ボックスと、電源とを有し、前記CMOSイメージセンサは最大でも8mmの寸法を有する回路ボードに配置されており、人体内の外科的処置個所の画像を受信し、前記CMOSイメージセンサは複数の受動型CMOS画素からなるアレイによって定義され、前記受動型CMOS画素はそれぞれフォトダイオードおよびアクセストランジスタを備え、前記フォトダイオードは光

50

電氣的に信号を発生し、前記アクセストランジスタは、前記フォトダイオードにおいて光電氣的に発生される信号の出力を制御し、前記回路装置は、前記ＣＭＯＳイメージセンサに隣接して配置されており、当該ＣＭＯＳイメージセンサのタイミングおよび制御を行い、前記回路装置は前記ＣＭＯＳ画素のアレイがランダムにアクセスされるように制御し、その結果、興味のある所望のエリアに位置する画素のみを指定することによって画像を拡大するズーム機能が容易に操作され、そして、前記回路装置はアナログ信号を出力し、前記制御ボックスは前記ＣＭＯＳイメージセンサから離れて配置されており、前記制御ボックスは回路手段を含み、該回路手段は前記ＣＭＯＳイメージセンサからの出力信号（プレビデオ信号）を受信し、該出力信号（プレビデオ信号）を標準的なビデオ装置が受信するビデオ信号に変換し、前記電源は、前記回路装置とケーブルにて接続されたハンドルの中に設置された電池であり、前記電池から電力が前記回路装置へ給電される。

10

【 0 0 1 3 】

【 0 0 1 4 】

一般的な内視鏡は、患者の内部に差し込まれる非常に小さい直径の管状の部分を含んでいる。管状の部分は、その中に画像処理装置の素子を受け入れるために、中央のルーメンまたは開口を持っている柔軟な材料から作られことができる。管状の部分は、中央のルーメンの内部に置かれた付加的な同心の管を含むように変更されることもある。中央のルーメンは複数の光ファイバがその中で管状の部分の末梢端の周囲の周りに円周的に置かれることを可能にする。さらに、制御線は内視鏡を操縦可能とするために管状の部分に沿って拡張することができる。内視鏡を作るために使われる材料は、どのような所望の滅菌プロトコルとも両立でき得るものである。あるいは、内視鏡全体が殺菌状態とされており、そして使用の後に使い捨てにされることもできる。

20

【 0 0 1 5 】

ピクセルのアレイを必要としているような、そしてタイミングおよび制御回路が同じ回路ボードの上に置かれているような、画像処理装置を構成するには、処理回路にイメージ信号を伝達するために、ただ１つだけの導体が必要とされている。タイミングおよび制御回路が他の回路ボード上に含まれる画像処理装置の他の構成においては、タイミングおよび制御回路をピクセルアレイに接続するために複数の接続が必要とされ、そして１つの導体もまた、イメージ信号を伝達するために要求されている。

【 0 0 1 6 】

30

図面の簡単な説明

図１aは、一般的な内視鏡の器具の断片的な横断面図と、およびそれぞれが画像処理装置の素子を含んでいる制御ボックス、内視鏡と制御ボックスの断片的な見取り図を含んでいる第１の実施例を示す図であり；

図１bは、内視鏡の管状の部分の他の素子に関するイメージセンサの配置を特に説明する内視鏡の器具の末梢端の拡大された断片的な部分分解透視図であり；

図２aは、画像処理装置が全部、内視鏡の末端チップに含まれているような、もう１つの一般的な内視鏡を示す本発明の第２の実施例の断片的な横断面図であり；

図２bは、画像処理装置を説明している内視鏡の末梢端の拡大された断片的な部分的に分解された透視図であり；

40

図３aは、棒レンズ内視鏡に接続するために標準的なカメラケーシングに収容された、イメージセンサの立面断片的な横断面図であり；

図３bは、カメラケーシングの中に収容された画像処理装置の断片的な横断面図であり；

図３cは、交流電源の代わりの電源としての電池を示す図類似している断片的な横断面図であり；

図４は、画像処理装置を作り上げる機能的な電子コンポーネントの概略の回路図であり；

図４aは、ピクセルのアレイとタイミングおよび制御回路を含むことができる回路ボードの拡大された回路図であり；

50

図 4 b は、ピクセルのアレイによって発生されたプレビデオの信号を処理し、そしてプレビデオ信号を標準的なビデオ装置によって受け取られるポストビデオ信号に変換する処理回路をその上に含むビデオ処理ボードの拡大された回路図である。

【 0 0 1 7 】

図 5 a から図 5 e は、画像処理装置を作るために使用される特定の回路の例を示す回路図である。

【 0 0 1 8 】

図 6 は、CMOS 型構成のイメージセンサと両立できる、受動ピクセルアレイ内に置くことのできる受動ピクセルの単純化された回路図である。

【 0 0 1 9 】

発明を実施するための最良の形態

図 1 a に示されるような本発明の 1 つの実施例によれば、内視鏡 1 0 が備えられており、これは図 1 b に示される、画像処理装置 1 1 を含んでいる。以下にさらに論じられるように、画像処理装置の素子はすべて 1 つの場所に配置することもできる。あるいはそれら素子が互いに分離されて、単数または複数の適切なケーブルによって相互に接続されることもできる。イメージセンサを作り上げているピクセルのアレイは、光のフォトンから電子への変換によってイメージを獲得して、そしてそれらを電気エネルギーの形態で蓄積する。この変換は、それぞれのピクセル内のフォトダイオードによって行われる。ピクセルは電子を蓄積している 1 つまたはそれ以上のコンデンサとやりとりする。内視鏡 1 0 の構造は、柔軟なまたは堅い管状の部分 1 4 を含んでいる。これは患者の身体内に挿入され、そして所望の外科的エリアを見るために適切な場所に置かれる、その近位端において、管状の部分 1 4 にはハンドル部分 1 2 が取り付けられており、これは内視鏡的処置を行っている外科医によってつかまることができる。ハンドル 1 2 は、中央のルーメンまたはチャンネル 1 3 を含むことができる。このルーメンは、そこを通る 1 つまたはそれ以上のケーブル、または管状の部分 1 4 の末梢端 1 6 に伸びる他の構造を受け入れる。ハンドル部分 1 2 がさらに補足チャンネル 1 5 を含むこともできる。これは中央のチャンネル 1 3 と交差し、そして内視鏡を通して置かれるべき他のケーブル、液体または手術用器具に対して、もう 1 つの入口の別のポイントを提供することができる。

【 0 0 2 0 】

図 1 b は内視鏡の末梢端 1 6 を示している。末梢端 1 6 は、管状の部分 1 4 の長さを横断し、ハンドル部 1 2 に接続する外管 1 8 によって特徴づけることができる。外管 1 8 の中に同心円的に置かれているのは、1 本のまたはそれ以上の内管 2 0 である。図 1 b においては、チューブ 2 0 と外管 1 8 との間のギャップは、1 つのスペースを形成し、そのスペースの中に 1 つまたはそれ以上の光ファイバ 2 2 または制御線 2 4 が設けられることができる。同様に当業者によって理解されているのは、図 1 b で示されているように円周的に間隔を置かれている複数の光ファイバが、外科的サイトを明るくするために使われることができる。さらに、制御線 2 4 はハンドル部 1 2 の上に統合されている（図示せず）制御機構とやりとりして、内視鏡の末梢端 1 6 を所望の方向に操ることができる。操縦可能な機能と結合した柔軟な管状の部分 1 4 は、曲がりくねっている身体の管路内に、または身体の中の届くことが難しい他の場所の中に内視鏡が置かれることを可能にする。

【 0 0 2 1 】

イメージセンサ 4 0 は内部チューブ 2 0 によって定義された中央のチャンネルの中に置かれることができる。図 1 b で示される構造においては、ケーブル 2 6 は、イメージセンサ 4 0 とやりとりする導体を収容するために使われている。中間支持管 2 8 が、ケーブル 2 6 の外側に同心円的に、そして内部チューブ 2 0 の中に同心円的に置かれることができ、内部チューブ 2 0 によって定義されている内部チャンネルを通して横断するに従い、ケーブル 2 6 に必要なサポートを提供する。サポート管 2 8 の代わりに、内部チューブ 2 0 の内側の同心円の表面に取り付けられるクリップまたは他の固定装置のような、他のよく知られている手段が、ケーブル 2 6 を安定させるために提供されることもできる。

【 0 0 2 2 】

10

20

30

40

50

制御ボックス 30 が、内視鏡 10 から離れて設置されることができる。制御ボックス 30 は、イメージセンサ 40 によって作り出されたイメージ信号を処理するために使われる処理回路のいくらかを含んでいる。そのために、以前に定義したように、画像処理装置 11 は内視鏡の遠位端部に設けられる制御ボックス 30 とイメージセンサ 40 の中の処理回路を含むであろう。制御ボックス 30 はケーブル 32 によってイメージセンサ 40 とやりとりする。このケーブルは単に絶縁された、そしてシールドされたケーブルであり、その中にケーブル 26 を収容するものである。ケーブル 32 は、フィッティング 34 によってハンドル部 12 に関して安定させられている。このフィッティングはケーブル 32 がチャンネル 13 の中で偶然に引っ張られたり、押されたりしないことを保証している。さらに、追加のフィッティング 35 が複数の光ファイバ 22 を収容する光ケーブル 36 の入口を安定させるために提供されることもある。

10

【0023】

イメージセンサ 40 は、平らな正方形部材として示す。しかし、イメージセンサはチューブ 20 によって定義されるチャンネルにもっと良くフィットするために、平らな円形に変更されるかもしれない。したがって、図 1b は、さらに別の形状の、丸いイメージセンサ 40' を示している。イメージセンサ 40 上のピクセルアレイにイメージが影響を与える前に、イメージを操作するためにレンズのグループまたはシステム 42 が、内視鏡の末梢端に組み込まれることもある。管状の部分 14 が末梢端 16 を通して入ってくる液体に対して不浸透性となるように、このレンズシステム 42 は内視鏡の末梢端 16 においてシールされることもできる。図 1a および 1b の画像処理装置 11 の構成においては、3 本だけの導体が存在する。それらはイメージセンサ 40 に電力を供給するのに必要な導体、そしてイメージセンサ 40 からイメージを送り、制御ボックス 30 内にある処理回路へ戻すための導体である。すなわち、パワー導体 44、アース接続導体 46、そしてイメージ信号導体 48 であり、それぞれはイメージセンサに固定配線されている。それで、ケーブル 26 は、3 本導体の 50 オームケーブルであることができる。

20

【0024】

イメージセンサ 40 は、その最も大きい寸法でも 1 ミリメートルよりも小さくすることができる。しかしながら、ほとんどの内視鏡的処置のためにいっそう有利なサイズは、イメージセンサ 40 がその最も大きい寸法において 4 ミリメートルから 8 ミリメートルの間にあることを必要とするであろう。イメージセンサから導体 48 を通して伝達されたイメージ信号はまた、ここでプレビデオ信号として参照されている。プレビデオ信号がイメージセンサ 40 から導体 48 によって伝達されたならば、それはビデオ処理ボード 50 によって受け取られる。ビデオ処理ボード 50 は次に、プレビデオ信号のすべての必要なコンディショニング調整を実行して、そしてそれを 1 つのフォーム内に置いて、それが標準的なビデオ装置、テレビジョンまたは標準的なコンピュータビデオモニタ上で直接見られるようにする。ビデオ処理ボード 50 によって作り出された信号は、さらに標準的なビデオ装置によって受け入れられるポストビデオ信号と定義されることができる。図 1a に示されるように、導体 49 が備えられており、これは制御ボックス 30 の外面の上の出力コネクタ 58 にポストビデオ信号を伝達する。(図示せず) 所望のビデオ装置から伸びている(図示せず) ケーブルが、コネクタ 58 を通してポストビデオ信号を受け取ることができる。電源ボード 52 は、電源線 54 を通して受け取られた入力パワーを、所望の電圧に変換することができる。本発明に組み込まれた有利な CMOS イメージセンサにおいては、画像処理装置への電力は単に 1.5 ボルトから 12 ボルト電源の直流である。例えば壁コンセントから入ってくる電源が、コネクタ 56 によって電源ボード 52 に受け取られる。電源ボード 52 は入ってくる電源を用いて、そしてそれを所望のレベルに制御する。さらに、コネクタ 56 を通して電源に戻るグラウンド 46 もまた示されている。

30

40

【0025】

図 2a は、画像処理装置が内視鏡の末梢端 16 の中で完全に自己完結していて、そして画像処理装置の中の回路を動かす電源がハンドル部分 12 の内部に収容された電池 66 から来るような、本発明の第 2 の実施例を示している。

50

【 0 0 2 6 】

図 2 b に示されるように、ビデオ処理ボード 5 0 はイメージセンサ 4 0 の後ろに直接置かれることができる。イメージセンサ 4 0 の特定の形状に依存しながら、複数のピンコネクタ 6 2 が、イメージセンサ 4 0 をビデオ処理ボード 5 0 に電氣的に結合させるように働く。ピンコネクタ 6 2 は構造的なサポートのためだけに、あるいはイメージセンサ 4 0 とボード 5 0 との間にイメージ信号が伝達される手段を供給するために、のいずれかの理由で備えられる。必要なときには、1 つまたはそれ以上の補足ボード 6 0 が用意されるかもしれない。これはイメージ信号を処理して、そして所望のビデオ装置によって直接受け取られる形式で信号を提供するための処理回路をさらに含んでいる。イメージセンサ 4 0 によって占められているエリアは、画像処理装置のプロフィールエリアとして定義されるかもしれない、そしてその限界寸法を決定する。ボード 5 0 または 6 0 の上に見いだされるどんな画像処理素子も、1 つまたはそれ以上の回路ボード上に置かれることができなければならない。これらのボードは長さ方向軸 X X に沿ってイメージセンサ 4 0 と共に長さ方向的に並べられている。もしプロフィールエリアが、画像処理装置の中の最も大きいサイズの画像処理素子を制限しているという意味ではクリティカルでないなら、通常、イメージセンサ 4 0 と一列に置かれる追加の回路ボード 5 0 と 6 0 が、オフセットされた方法で並べられることもでき、またはイメージセンサ 4 0 のプロフィールエリアよりも大きくされるかも知れない。図 2 b の配置では、素子 4 0、5 0 および 6 0 がおよそ同じサイズであることは有利である。そのようにすれば、それらが内視鏡の中央のチャンネルの中で一様にフィットするようにできる。さらに、イメージセンサ 4 0 がレンズシステム 4 2 に接着されることもできる。そのようにして末梢端 1 6 の中にマウントされているとき、画像処理装置 1 1 にさらなる構造的なサポートを提供できる。

【 0 0 2 7 】

図 2 a におけるハンドル部分 1 2 を戻って参照すると、電源ケーブル 6 8 が電池 6 6 と接続されるための、追加のチャンネル 6 4 が提供されることもできる。好都合なことに、電池 6 6 それ自身が、ハンドル部分 1 2 内に形成されたウエル 6 5 の中に取り付けられることもできる。ケーブル 6 8 は導体 4 4 とグラウンド線 4 6 とを載せている。ケーブル 6 8 は、チャンネル 1 3 の中でケーブル 3 3 と交差するかもしれない。ケーブル 6 8 と 3 3 はそれから遠位端 1 6 に延長している。ケーブル 3 3 は一本導体のケーブルであり得る。そしてそれは所望のビデオ装置にポストビデオ信号を伝達する。換言すれば、ケーブル 3 3 は単にポストビデオ信号を運ぶ導体 4 9 のための、絶縁された、そしてシールドされたケーシングであることもできる。画像処理装置 1 1 の有利な C M O S イメージセンサがただ 5 ボルト電源だけを必要とするのであるから、電池は内視鏡が引きずる導体の代替の理想的な電源である。したがって、内視鏡はいっそう可動的となり、そして後続するケーブルの少なくとも 1 本を削除することによって、取り扱うことがより容易になる。

【 0 0 2 8 】

図 3 a は本発明のさらに別の有利な実施例を描いている。ここでは画像処理装置が標準的な棒レンズ内視鏡 7 0 と組み合わせられて使用されている。示されているように、棒レンズ内視鏡 7 0 はレンズ列 7 2 を含んでいる。このレンズ列は (図示せず) 複数の高度に正確なレンズを含んでおり、これらは内視鏡の末梢端から、内視鏡と一直線になっているカメラにイメージを伝達することが可能である。棒レンズ内視鏡には光ガイド結合ポスト 7 4 が備えられている。光ガイドポスト 7 4 は (図示せず) 複数の光ファイバ束を持っているケーブル 7 7 の形態で光源に接続する。この光ファイバ束は (図示せず) 光源と接続されている。最も普通の棒レンズ内視鏡の配置はまた、接眼レンズ 7 6 に付けられる「 C 」または「 V 」マウントコネクタ 7 8 を含んでいる。「 C 」または「 V 」マウントはその他端において、カメラグループ 8 0 に接続される。カメラグループ 8 0 は 1 つまたはそれ以上の画像処理装置の素子を収容している。この実施例では、画像処理装置は内視鏡の末梢端に置かれていないので、画像処理装置のサイズの小ささは重大な関心ではない。しかしながら、通常は伝統的なカメラを搭載するケーシング内への画像処理装置の合体は有利な配置を提供する。示されているように、カメラグループ 8 0 は電力 / ビデオケーブル 8

10

20

30

40

50

6に接続するケーシング82を含むことができる。フィッティング87は、ケーブル86をケーシング82の中のカメラグループ80の内部素子につなぐために備えられる。図3aは、画像処理装置11の配置を示している。ここではイメージセンサ40はケーシング82の中に単独に置かれており、そして画像処理装置の処理回路が、図1aに示されるようなリモート制御ボックス内に位置決めされることができる。したがって、導体44、46および48だけがイメージセンサ40に電力を供給するのに、そして制御ボックスにプレビデオ信号を伝達するのに、必要とされている。そうでなければ、図3bに示されるように、画像処理装置11の全体がカメラグループ80の中に組み込まれることもでき、画像処理装置の素子のそれぞれは図2bに類似して、スタック形に配置される。上に論じられたように、カメラグループケーシング82は図1aおよび2aの内視鏡の末梢チップよりもずっと大きいので、図3aおよび3bの実施例ではサイズは大きな関心事ではない。

10

【0029】

図3cはまた、図3aまたは3bのいずれかにおける画像処理装置に電力を提供する電池66の使用を描いている。この配置ではケーシング82は、その中に電池66を収容する電池ケーシング69を含むように変えられる。電池ケーシング69は、非常に小さい直径のチャンネルを含むことができる。このチャンネルは導体48または49が、それぞれ直接に処理回路またはビデオ装置とやりとりすることを可能にすることができる。図1aの実施例が、電源としての電池66の使用と矛盾しないこともまた理解できる。それで、図1aにおけるハンドル12は、電池がハンドル部12に取り付けられることを可能とするように、ケーシング82と同じように変えられることもできる。

20

【0030】

図4は、画像処理装置11が組み立てられる一つの方法を示す回路図である。示されているように、CMOSイメージセンサ40は、同じ平面構造の上に、タイミングおよび制御回路を含むかもしれない。電力が電源ボード52によってセンサ40に供給される。センサ40とボード52との間の接続は、その中にたった2つの導体、1つはグラウンドのための導体、他の1つは所望の電圧を伝達するための導体、を持つケーブルであるかもしれない。これらは導体44および46として示されている。プレビデオ信号の形態のイメージセンサ40からの出力は、導体48によってビデオプロセッサボード50に入力される。図4の構成においては、導体48は単に50オーム導体であることができる。電源およびグラウンドもまた、電源ボード52から導体44および46によってビデオ処理ボード50に供給される。ビデオプロセッサボード50からの出力信号もまた、ポストビデオ信号の形態であり、この信号は50オーム導体であり得る導体49によって運ばれることができる。

30

【0031】

図1aに描かれている第1の実施例においては、ケーブル32は導体44、46および48を収容するために使用されることが可能である。図2aに示される実施例では、電池電源が使われるとき導体49それ自身を収容するのにケーブル33が使われることができる。またはその代わりに、もし図2aの実施例がボード52からの電源を利用するなら、ケーブル33が導体44、46および49を収容することができる。

【0032】

40

任意的に、さらにプレビデオ信号を拡張するために、補足処理ボード60が備えられるかもしれない。図4に示されるように、補足ボード60が置かれて、センサ40からのプレビデオ信号が最初に補足ボードに送られ、次にビデオプロセッサボード50に出力されることもできる。この場合、ボード50からの出力は導体51に沿って運ばれることができる。この出力は拡張されたプレビデオ信号として定義されることができる。さらに、以下に論じられるように、ビデオプロセッサボード50からのポストビデオ信号は、さらなる処理のために補足ボード60に戻されることもできる。補足ボードにポストビデオ信号を戻し伝達するために使われる導体は、導体59として示されている。電源ボード52はまた、センサ40およびボード50についてと同じ方法で、補足ボードに電力を供給することができる。すなわち、補足ボード上へグラウンドと電圧とを運ぶ導体のための単純な

50

固定配線接続が作られる。上に論じられるように、センサ 40 がボード 50 および 60 から遠く離れて置かれることもある。代わりに、センサ 40 およびボード 50 と 60 がそれぞれ、内視鏡の末梢端の内部に置かれることもできる。

【 0 0 3 3 】

図 4 は、C M O S イメージセンサおよびタイミングおよび制御回路が同じ平面構造 40 の上に置かれているように描かれているけれども、タイミングおよび制御回路をピクセルアレイから分離して、そしてビデオ処理ボード 50 上にタイミングおよび制御回路を置くことも可能である。タイミングおよび制御回路をイメージセンサと比べて同じ平面構造の上に置くことの利点は、ただ 3 つだけの接続がイメージセンサ 40 と画像処理装置の残り、すなわち導体 44、46 および 48 の間に必要とされるということである。さらに、タイミングおよび制御回路をピクセルアレイと共に同じ平面構造の上に置くことは、プレビデオ信号がより少ないノイズを持つという結果になる。さらに、イメージセンサを搭載している同じ平面構造にタイミングおよび制御回路を追加することは、平面構造 40 の 1 つの寸法におよそ 0.25 ミリメートルを加えるだけである。クロック信号と他の制御信号をピクセルアレイに伝達するために、もしピクセルアレイが平面構造 40 の上の唯一の素子であるなら、これとビデオ処理ボード 50 との間に追加の接続がなされなくてはならない。ピクセルアレイからの情報のダウンロードを制御するために、例えば（図示せず）リボン型ケーブルか、または複数の（図示せず）50 オーム同軸ケーブルが使われなくてはならない。これらの追加接続のそれぞれは、ボード間に固定配線されるであろう。

【 0 0 3 4 】

図 4 a は、イメージセンサ 40 のいっそう詳細な回路図である。これは 1 つのピクセルのアレイ 90 とタイミングおよび制御回路 92 とを含んでいる有利な C M O S ピクセルアレイ 90 は、Fossum 等による米国特許第 5,471,515 号で明らかにされているものと類似している。前記特許は参照されてその全体が取り込まれている。さらに特に、Fossum 等の図 3 は、ピクセル 90 のアレイにおけるそれぞれのピクセルを作り上げる回路を描いている。Fossum 等で説明されたように、ピクセル 90 のアレイは内部ピクセル電荷転送を持つ能動画素グループである。ピクセルのアレイによって作られたイメージセンサは、工業的に標準的な C M O S プロセスで製造されることができ、モノリシックな C M O S 集積回路として形成される。集積回路は、ピクセルセルの焦点面アレイを含み、そのセルのそれぞれは基板に重なったフォトゲートを含んでいて、光生成された電荷を蓄積する。上位概念語では、当業者によって理解されるように、イメージがピクセルのアレイ上で影響すると、イメージはフォトンの形態となってピクセルのアレイ内のフォトダイオードを打つ。フォトダイオードまたは光検出器は、フォトンを経電エネルギーまたは電子に変換し、それらはそれぞれのピクセル回路中にあるコンデンサ内に蓄積される。それぞれのピクセル回路は、それ自身のアンプを持っており、これは以下に論じるタイミングおよび制御回路によって制御される。コンデンサ内に蓄積されている情報または電子は、所望のシーケンスで、そして所望の周波数において、アンロードされ、そして次に更なる処理のためにビデオ処理ボード 50 に送られる。

【 0 0 3 5 】

タイミングおよび制御回路 92 は、ピクセルアレイ内に蓄積されているイメージ情報またはイメージ信号の出力を制御するのに使われる。Fossum 等による有利なイメージセンサにおいては、ピクセルは複数の行および列に配置されている。各々のピクセルからのイメージ情報は、最初に行から行への様式によって整理されて、そして次に、整理された情報を含んでいる 1 つまたはそれ以上の列からダウンロードされる。図 4 a に示されているように、行からの整理された情報の制御はラッチ 94、カウンタ 96 およびデコーダ 98 によって達成される。ラッチ、カウンタおよびデコーダの動作は、他の画像処理装置において見いだされる類似の制御回路の動作に類似している。すなわち、ラッチはピクセルのアレイにおいて個別にアドレスされたピクセルそれぞれからの電子の流れを制御するための手段である。ラッチ 94 がイネーブル状態であるとき、それはデコーダ 98 への電子の転送を許すであろう。カウンタ 96 は、タイミングおよび制御回路 92 からのクロック入力

を基にしたインフォメーションの不連続な量のカウンタをするようにプログラムされている。カウンタ 96 がそのセットポイントに達するか、またはオーバーフローしたとき、イメージインフォメーションはラッチ 94 を通過して、そしてデコーダ 98 に送られることが許される。このデコーダは整理されたインフォメーションを連続的なフォーマットに従って置く。デコーダ 98 がインフォメーションをデコードして、そしてそれを連続的なフォーマットに置いたならば、続いて行ドライバ 100 がそれぞれの行からの連続的なインフォメーションを明らかにして、そしてそれぞれの行が、単数または複数の列によってダウンロードされることができるようになる。要するに、ラッチ 94 は初めに、それぞれのピクセル内に蓄積されたインフォメーションにアクセスされることを許すであろう。カウンタ 96 は次に、所望の時間シーケンスに基づいて情報の流れの量を制御する。カウンタがそのセットポイントに達したならば、続いてデコーダ 98 はインフォメーションを取り入れ、そしてそれを連続的なフォーマット内に置く。プログラムされているタイミングシーケンスに基づいて、このプロセス全体が繰り返される。行ドライバ 100 が行のそれぞれを明らかにしたとき、行ドライバは所望のビデオレートにおいて行のそれぞれを読み出す。

【0036】

単数または複数の列から出力されたインフォメーションはまた、一連のラッチ 102、カウンタ 104 とデコーダ 106 によって制御される。行からのインフォメーションと同じように、列インフォメーションもまた、続いて連続的なフォーマット内に置かれ、これは次にビデオ処理ボード 50 に送られる。列インフォメーションのこの連続的なフォーマットは、導体 48 によって運ばれるプレビデオ信号である。列信号コンディショナ 108 は、列の連続的なインフォメーションを所望の電圧レベルに変換する。換言すれば、列信号コンディショナ 108 は、ダウンロードされた単数または複数の列から、所望の電圧だけを受け入れる。

【0037】

タイミングおよび制御回路 92 へのクロック入力は、単に水晶クォーツタイマであってもよい。このクロック入力は、種々のカウンタによって使用されるために多くの他の周波数に分けられる。タイミングおよび制御回路 92 へのラン入力は、単にオン/オフ制御であってもよい。デフォルト入力は、ビデオプロセッサボードにプレビデオ信号を入力するための 1 つを許容している。このビデオプロセッサボードは 30 ヘルツ以外の周波数において動くことができる。CMOS 能動画素アレイはランダムな方法でアクセスされることができるので、単に外科医にとって興味のある所望のエリアを場所決めすることのできるピクセルだけをアドレスすることによって、画像を拡大するようなズーム機能が容易に操作できる。

【0038】

ボード 40 上にある、そしてピクセルアレイ 90 と合体した、タイミングおよび制御回路のそれ以上の議論は、1996 年 10 月の N A S A Tech Briefs, の 38 と 39 ページにある “Active Pixel Image Sensor Integrated With Readout Circuits” と題する記事で説明されている。この特定の論文の開示は、また参照されて本明細に含まれている。

【0039】

イメージセンサ 40 がプレビデオ信号を発生したならば、それは更なる処理のためにビデオ処理ボード 50 に送られる。ボード 50 においては、図 4b に示されるように、プレビデオ信号は一連のフィルタを通過する。1 つの普通のフィルタ配置は、2 つのローパスフィルタ 114 と 116 と、帯域フィルタ 112 とを含むことができる。この帯域フィルタは、単に信号の低い周波数コンポーネントを通過させるだけである。これらの低周波数コンポーネントが通過すると、続いてそれらは検出器 120 とホワイトバランス回路 124 に送られる。ホワイトバランス回路は赤色と青色を区別している。ホワイトコバランス回路は画像処理装置がその正常性、つまりどれが白いのかをセットするのに役立つ。次にローパスフィルタ 114 を通過した信号の部分は、利得調整器 118 を通過して移動する。この調整器はこの部分の大きさまたは振幅を扱いやすいレベルにまで減少させる。利得

調整 1 1 8 からの出力は続いてホワイトバランス回路 1 2 4 にフィードバックされる。フィルタ 1 1 6 を通して移動する信号の部分はプロセッサ 1 2 2 に供給される。プロセッサ 1 2 2 では、明度または非彩度を伴っている信号の部分は分離されて、そして Y 彩度ミキサ 1 3 2 に送られる。信号のどんな彩度の部分も、プロセッサ 1 2 2 で維持される。

【 0 0 4 0 】

ホワイトバランス回路 1 2 4 の出力を参照して、信号の彩度部分は遅延ライン 1 2 6 に送られる。この遅延ラインではスイッチ 1 2 8 によって信号がさらに減じられる。スイッチ 1 2 8 の出力は、平衡変調器 1 3 0 を通して、Y 彩度ミキサ 1 3 2 に送られる。このミキサでは信号の処理された彩度部分が、処理された非彩度の部分と混ぜられる。最終的に、Y 彩度ミキサ 1 3 2 からの出力は、NTSC / PAL エンコーダ 1 3 4 に送られる。これは一般に当分野では「コンポジット」エンコーダとして知られている。コンポジット周波数は、エンコーダ 1 3 4 内において Y 彩度ミキサ 1 3 2 に残している信号に加えられ、テレビジョンによって受け入れられるポストビデオ信号を作り出す。

【 0 0 4 1 】

図 4 に戻ると、そこには補足回路ボード 6 0 が示されている。これはイメージセンサ 4 0 から生じたプレビデオ信号をデジタル的に拡張するとか、さもなければさらに条件づけるのに使うことができる。例えばデジタル拡張は、ビデオスクリーンの上に見えるイメージの輝きを増加させるか、さもなければイメージのエッジを明確にすることができる。付加的に、バックグラウンドイメージが除去されてフォアグラウンドイメージだけが残されるとか、その逆が行われるとかの処理が可能である。イメージセンサ 4 0 とボード 6 0 との間の接続は、単に導体 4 8 であるかもしれない。これはまた、プレビデオ信号をボード 5 0 に転送することもできる。プレビデオ信号が補足ボード 6 0 上でデジタル的に拡張されるならば、それは次にもう 1 つの導体 5 1 によってビデオプロセッサボード 5 0 に送られる。プレビデオ信号はアナログ信号である。デジタル的に拡張されたプレビデオ信号は、デジタル信号であることも、またはそれがボード 5 0 に送られる前にアナログドメインに変換されていることも可能である。

【 0 0 4 2 】

デジタル拡張に加えて、補足ボード 6 0 がさらに他の回路を含むこともできる。それはさらにポストビデオ信号を条件付けして、NTSC / PAL 以外の所望のフォーマットで見られるようにすることであっても良い。図 4 に示されるように、中間導体 5 9 が、Y 彩度ミキサ 1 3 2 からの信号出力を補足ボード 6 0 へ戻し伝達することもできる。ここではその信号は特定のフォーマットで見るためにさらにコード化される。用いられることができる 1 つの普通のエンコーダは RGB エンコーダ 1 5 4 を含んでいる。RGB エンコーダは信号を 3 つの別の色（赤、緑、そして青）に分け、外科医が選択的にそれらの色の 1 つのまたはそれ以上を含んでいるイメージだけを見たいと決めることができる。特に、組織を彩色するために染料が使われる組織分析では、RGB エンコーダは狙いの組織を識別する上で、外科医を助けることができる。

【 0 0 4 3 】

図 4 に示されている次のエンコーダは SVHS（スーパービデオホームシステム）エンコーダ 1 5 6 である。このエンコーダは、ビデオ装置に入る前に、信号の明度部および信号の彩度部を分割または分離させる。何人かの観察者は、ノイズのない明瞭な信号がこのような分離によってビデオ装置に入力されると信じている。この分離は同様にいっそう明確なビデオイメージをビデオ装置上にもたらす結果となるということである。図 4 に描かれている最後のエンコーダは、VGA エンコーダ 1 5 8 である。これは信号を標準的な VGA モニタ上で観察できるようにする。これは多くのコンピュータモニターに共通のことである。

【 0 0 4 4 】

本発明のイメージセンサ 4 0 の構成と Fossum 等の特許の図 3 に見いだされる出力との間の相違は、本発明では Fossum らのように 2 つのアナログ出力を提供するのではなく、リセット機能をタイミングおよび制御回路 9 2 において実行するということである。したが

10

20

30

40

50

って、プレビデオ信号は、ただ1つの導体48を必要とするだけである。

【0045】

図5a～図5eは、ビデオ処理ボード50で使われることができる回路の1つの例をより詳細に示している。それによって、テレビジョンのようなビデオ装置によって直接的に受け入れられることのできるポストビデオ信号を作り出す。図5a～図5eに開示されている回路は、小型1/4インチのパナソニックカメラ、型式KS-162に見いだされる回路に非常に類似している。図5a～図5eで見出される素子の特定の配置は、プレビデオ信号を得て、そしてそれを所望のビデオ装置によって受け取られるように条件づけるために含むことができる、ビデオ処理回路の型式の単なる典型的な例にすぎないことは、当業者によって理解されるであろう。

10

【0046】

図5aに示されるように、導体44と46によって、5ボルト電源がグラウンドと共にボード50に提供される。導体48によって運ばれたプレビデオ信号はバッファ137においてバッファされて、そして次に増幅用グループ138に移される。増幅用グループ138は、残りの回路のためのインピーダンス整合を達成すると共に、信号を有用なレベルにまで増幅する。

【0047】

次の主要な素子は図5bに示される自動利得制御140である。自動利得制御140は、増幅用グループ138からの信号を受容できるレベルにまで自動的に制御して、そしてまた以下に論じられるように、信号に他の特性を加える。さらに特に、自動利得制御140は、12のチャンネルのデジタル/アナログ・コンバータ141からのインプットに基づいて信号を条件付けする。コンバータ141はEEPROM(電氣的消去書込み可能型ROM)143から、蓄積されているインフォメーションを検索する。EEPROM143は、ユーザ情報を蓄積することができる不揮発性メモリ素子であって、そのユーザ情報は例えば、カラーのための設定、色あい、バランスおよび類似のものである。こうして、自動利得制御140は、ユーザ入力を基にして表示構造または視覚特性を変化させる。自動利得制御140に残っている信号は、アナログ/デジタル・コンバータ142によって変換されまでは、アナログ信号である。

20

【0048】

図5cのデジタル信号処理装置144は、シリアル型デジタル信号に変換された信号をさらに処理する。マイクロプロセッサ146の1つの機能は、デジタル信号プロセッサ144がコンバータ142から放出されるデジタル信号を分類する方法を制御することである。マイクロプロセッサ146はまた、アナログ/デジタル・コンバータがいつアクティブにさせられるか、いつデータを受け入れるか、いつデータを出力するか、そしてデータが出力されるべきレートに関して、アナログ/デジタル・コンバータ142を制御する。マイクロプロセッサ146はまた、ホワイトバランスのような画像処理装置の他の機能をも制御することもできる。マイクロプロセッサ146は選択的に、EEPROM143内に蓄積されたインフォメーションを受け取って、そしてその種々のコマンドを実行して、この回路の中の他の素子をさらに制御することもできる。

30

【0049】

信号がデジタル信号処理装置144によって処理された後、この信号は図5dに示されたデジタルエンコーダ148に送られる。デジタルエンコーダ148のいっそう重要な機能のいくつかは、同期化、変調された彩度、ブランキング、水平ドライブ、および他の必要なコンポーネントを用いてデジタル信号をエンコードすることである。そのようにして、信号はテレビ・モニターのようなビデオ装置によって受信できる条件となる。また図5dに示されるように、信号がデジタルエンコーダ148を通過したならば、信号はデジタル/アナログ・コンバータ150を通してアナログ信号に再変換される。

40

【0050】

この再変換されたアナログ信号は次に、バッファ151においてバッファされ、次に図5eの増幅器グループ152に送られる。この増幅器グループは信号を増幅して、所望の

50

ビデオ装置によって受け入れられるようにする。特に、図5eに示されるように、1つのSVHS出力が160において備えられ、そして2つのコンポジットまたはNTSCアウトレットが、それぞれ162と164において備えられる。

【0051】

上で論じた能動ピクセル型イメージセンサに加えて、受動ピクセル型CMOSイメージセンサにおいても特定の利点が存在する。それはそのような受動的な配置と関係する伝統的なノイズが、改善された製造技術によって克服することができるという点である。従って、それぞれの信号はそれぞれのピクセルサイトにおいて増幅されることを必要とはしない。したがって、図6はFossum等による読み出し回路の中に、直接的に含まれることのできる受動ピクセルの単純化された回路を描いている。(米国特許第5,471,515号の読み出し回路または相関形二重サンプリング回路70を示す図3を参照)。図6に示されるように、受動ピクセルアレイの中のそれぞれの受動ピクセル160は、トランジスタ164を持つフォトダイオード162を含んでいる。このトランジスタは、フォトダイオード162から光電的に生成された信号を、ピクセルアレイの外の(図示せず)チャージ積分アンプに渡す。フォトチャージ集積の後に、タイミングおよび制御回路がアクセストランジスタ164をアクティブとする。フォトダイオード162から光電的に生成された信号は、次に列バス166の容量に転送され、ここでは列バス166の終端にある(図示せず)チャージ積分アンプが結果として生じている電圧を感知する。列バス電圧はフォトダイオード162をリセットし、そしてタイミングおよび制御回路は次にアクセストランジスタ164をオフ条件に置く。ピクセル160は次に、もう1つの積分サイクルのための準備ができています。能動的、または受動的いずれのピクセルアレイからの信号出力も同様に処理される。その結果、Fossum等による読み出し回路70は、ここに説明された能動または受動いずれのピクセルアレイとも互換性があることを、図6は描いている。既知の能動画素デバイスのそれとほとんど等しい性能を持つ、そしてFossum等による読み出し回路と互換性がある、受動ピクセルアレイを開発した製造業者の1つの例は、カリフォルニア州95129、サンノゼ、シュート180、サラトガ通り1190のVLSI Vision Ltd.社である。

【0052】

前述の説明から、全体の画像処理装置が内視鏡の末端チップの中に含まれることは明白である。または画像処理装置の若干の素子が内視鏡に隣接している小さいリモートボックス内に置かれるようにすることもできる。用いられるCMOSイメージセンサが特定の型式のために、画像処理装置のプロフィールドエリアは十分小さくて、非常に小さい直径の管を持っている内視鏡の中に置かれることができる。さらに、内視鏡のサイズを増やさずに、画像処理装置は追加された画像処理能力を供給するために既存の内視鏡のチャンネルの中に置かれるかもしれない。画像処理装置は、1本の電力コードの形態の標準的な電源入力接続によって電力供給されることもでき、または1つの小さいリチウム電池が使われることもできる。

【図面の簡単な説明】

【0053】

【図1】図1は一般的な内視鏡の器具の断片的な横断面図と、およびそれぞれが画像処理装置の素子を含んでいる制御ボックス、内視鏡と制御ボックスの断片的な見取り図を含んでいる第1の実施例を示す図であり、内視鏡の管状の部分の他の素子に関するイメージセンサの配置を特に説明する内視鏡の器具の末梢端の拡大された断片的な部分分解透視図である。

【図2】図2は画像処理装置が全部、内視鏡の末端チップに含まれているような、もう1つの一般的な内視鏡を示す本発明の第2の実施例の断片的な横断面図であり、画像処理装置を説明している内視鏡の末梢端の拡大された断片的な部分的に分解された透視図である。

【図3】図3は棒レンズ内視鏡に接続するために標準的なカメラケーシングに収容された、イメージセンサの立面断片的な横断面図であり、カメラケーシングの中に収容された画

10

20

30

40

50

像処理装置の断片的な横断面図であり、交流電源の代わりの電源としての電池を示す図 3 b に類似している断片的な横断面図である。

【図 4】図 4 は、画像処理装置を作り上げる機能的な電子コンポーネントの概略の回路図である。

【図 4 a】図 4 a は、ピクセルのアレイとタイミングおよび制御回路を含むことができる回路ボードの拡大された回路図である。

【図 4 b】図 4 b は、ピクセルのアレイによって発生されたプレビデオの信号を処理し、そしてプレビデオ信号を標準的なビデオ装置によって受け取られるポストビデオ信号に変換する処理回路をその上に含むビデオ処理ボードの拡大された回路図である。

【図 5 a】図 5 a は、画像処理装置を作るために使用できる特定の回路の例を示す回路図である。

【図 5 b】図 5 b は、画像処理装置を作るために使用できる特定の回路の例を示す回路図である。

【図 5 c】図 5 c は、画像処理装置を作るために使用できる特定の回路の例を示す回路図である。

【図 5 d】図 5 d は、画像処理装置を作るために使用できる特定の回路の例を示す回路図である。

【図 5 e】図 5 e は、画像処理装置を作るために使用できる特定の回路の例を示す回路図である。

【図 6】CMOS 型構成のイメージセンサと両立できる、受動ピクセルアレイ内に置くことのできる受動ピクセルの単純化された回路図である。

【符号の説明】

【0054】

26 ケーブル

40 イメージセンサ / 回路ボード

42 レンズシステム

44 導体

46 グラウンド

49 導体

50 回路ボード

60 ボード

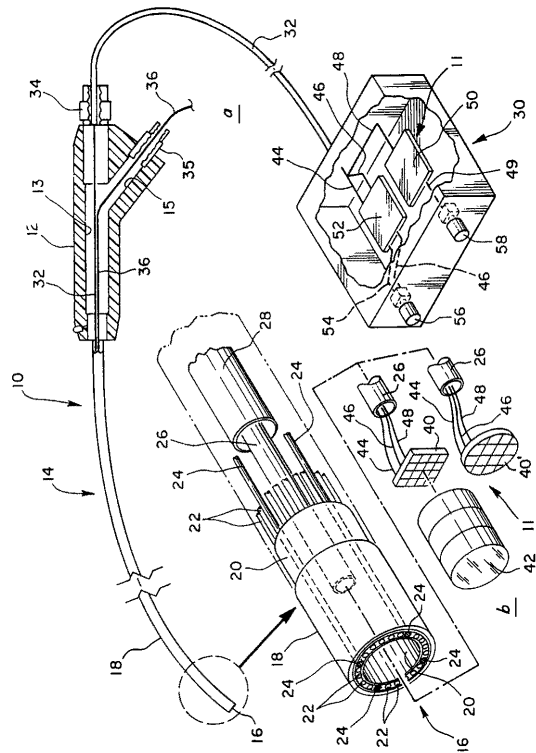
62 ピンコネクタ

10

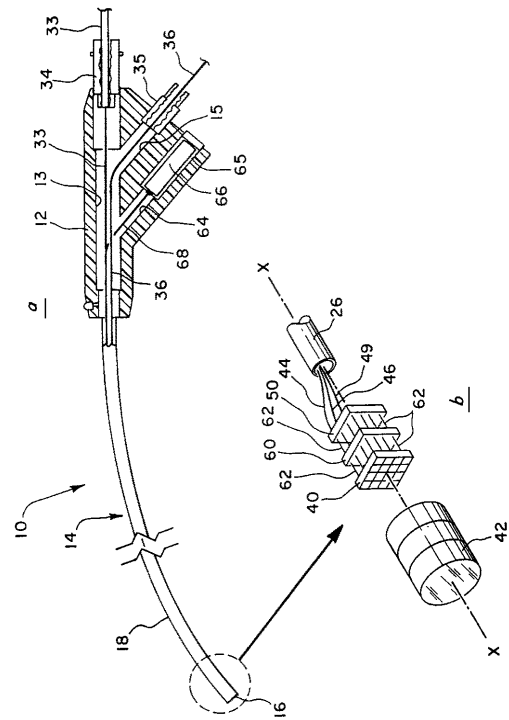
20

30

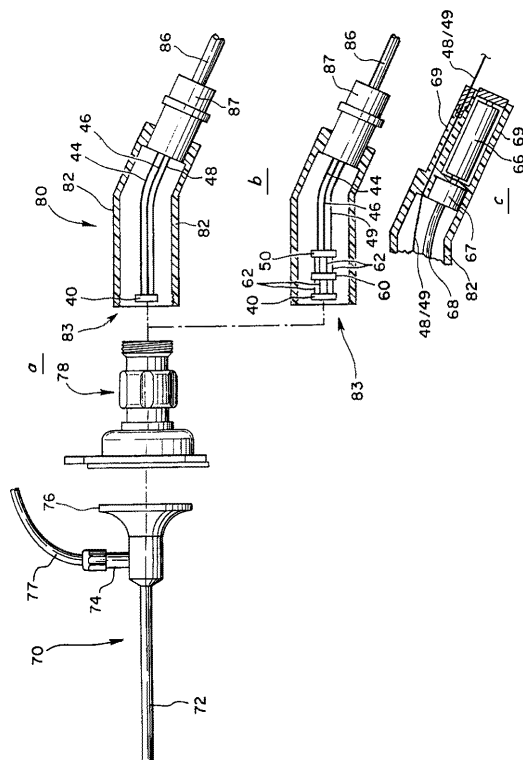
【図 1】



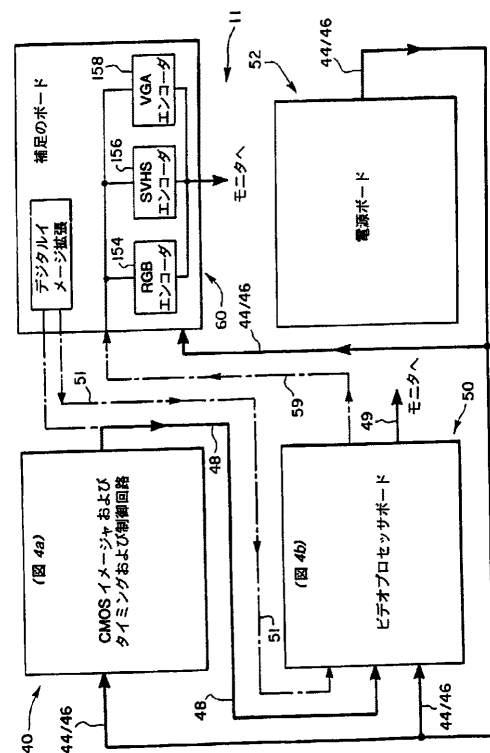
【図 2】



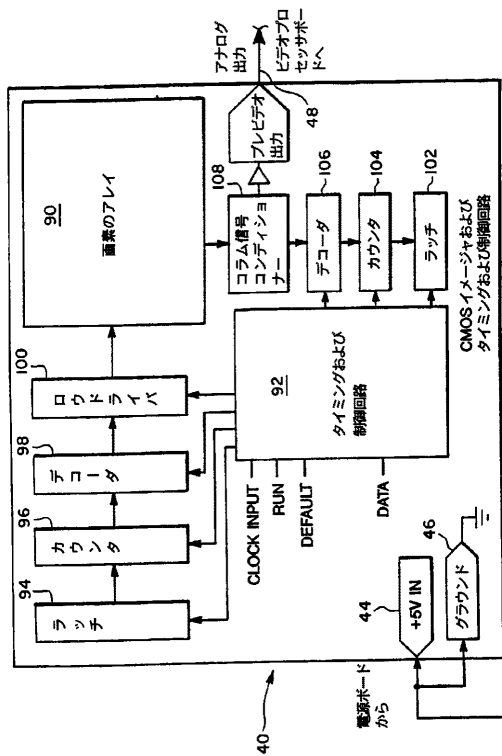
【図 3】



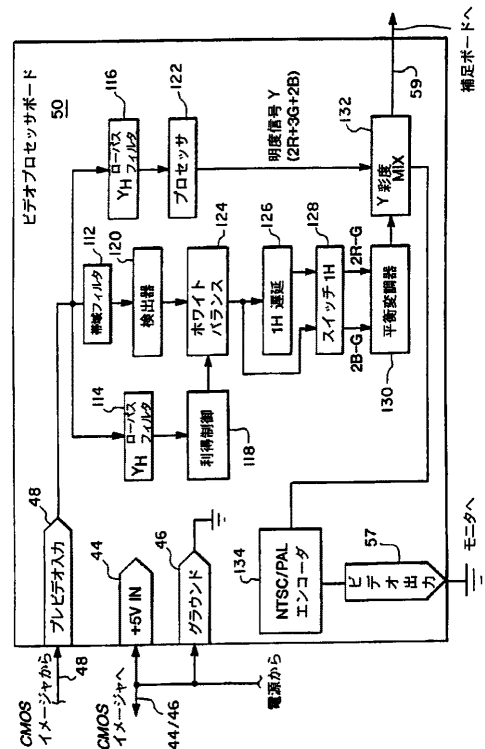
【図 4】



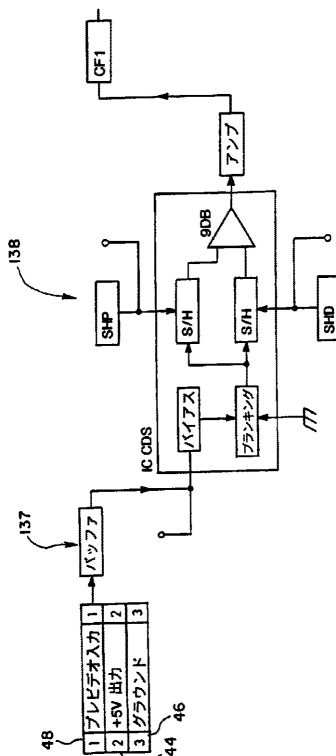
【図 4 a】



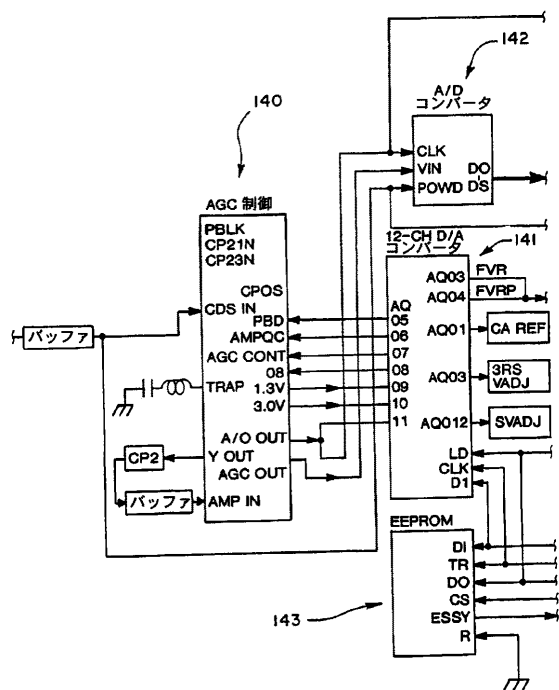
【図 4 b】



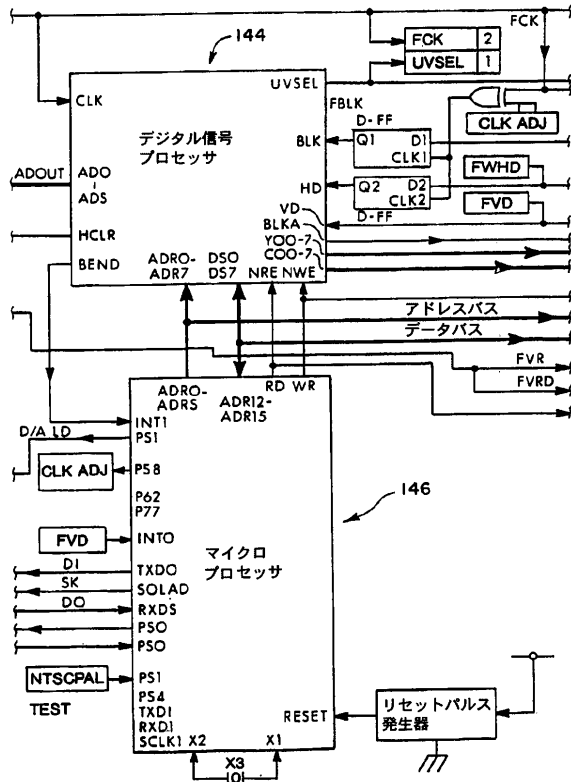
【図 5 a】



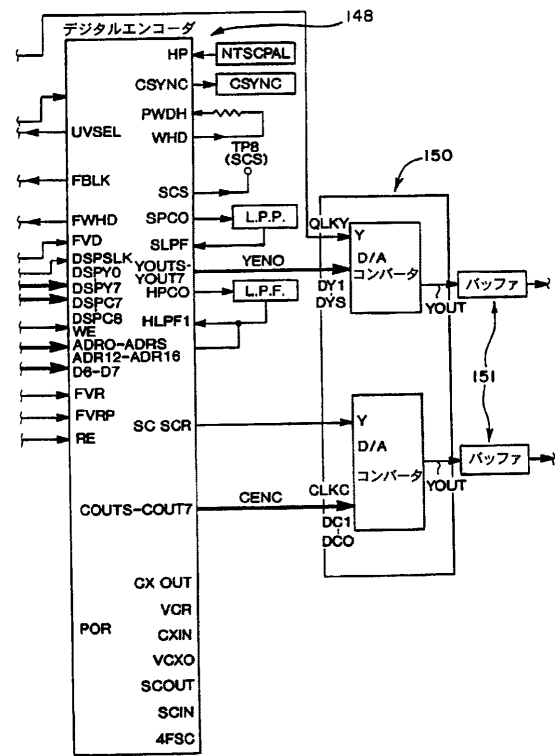
【図 5 b】



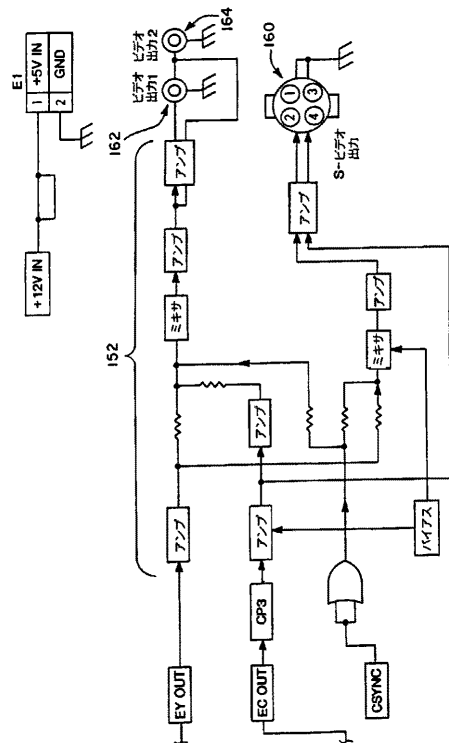
【図 5 c】



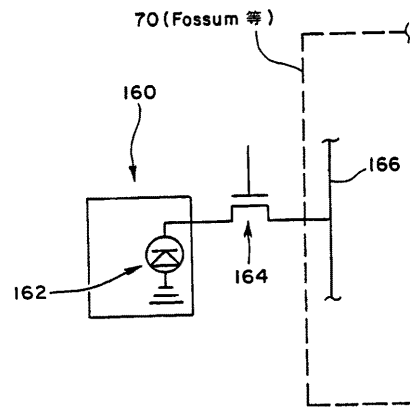
【図 5 d】



【図 5 e】



【図 6】



フロントページの続き

(74)復代理人 100128679

弁理士 星 公弘

(74)代理人 100061815

弁理士 矢野 敏雄

(74)代理人 100094798

弁理士 山崎 利臣

(74)代理人 100099483

弁理士 久野 琢也

(72)発明者 エドウィン エル アデアー

アメリカ合衆国 コロラド キャッスル パインズ ヴィレッジ パラゴン ウェイ 317

(72)発明者 ジェフリー エル アデアー

アメリカ合衆国 コロラド ハイランズ ランチ イースト レッドフォックス プレイス 1861

(72)発明者 ランドール エス アデアー

アメリカ合衆国 コロラド デンヴァー サウス フラミンゴ ウェイ 3082

合議体

審判長 岡田 孝博

審判官 石川 太郎

審判官 郡山 順

(56)参考文献 特開平9 - 46566 (JP, A)

特開昭61 - 254917 (JP, A)

特開平8 - 280611 (JP, A)

特開平6 - 142029 (JP, A)

特開平1 - 280439 (JP, A)

特開平9 - 10168 (JP, A)

特開平8 - 280618 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B1/00 ~ 1/32

专利名称(译)	一种容纳在手术器械中的图像处理设备		
公开(公告)号	JP4488172B2	公开(公告)日	2010-06-23
申请号	JP2004001700	申请日	2004-01-07
[标]申请(专利权)人(译)	埃德温·萨尔瓦多在阿黛尔 杰弗里·萨尔瓦多在阿黛尔 兰德尔·S.在阿黛尔		
申请(专利权)人(译)	埃德温·埃尔阿黛尔 杰弗里·埃尔阿黛尔 兰德尔·S.阿代尔		
当前申请(专利权)人(译)	埃德温·埃尔阿黛尔 杰弗里·埃尔阿黛尔 兰德尔·S.阿代尔		
[标]发明人	エドウィンエルアデアー ジェフリーエルアデアー ランドールエスアデアー		
发明人	エドウィン エル アデアー ジェフリー エル アデアー ランドール エス アデアー		
IPC分类号	A61B1/04 A61B19/00 H04N5/335 A61B1/005 A61B1/05 H01L25/16 H01L27/146 H04N3/15 H04N5/225		
CPC分类号	H04N5/2253 A61B1/00135 A61B1/0051 A61B1/05 A61B1/0607 A61B1/07 H01L25/167 H01L27/14643 H01L2924/0002 H01L2924/3011 H04N2005/2255 H01L2924/00		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/04.370 A61B19/00.501 H04N5/335.E H04N5/335.V A61B1/04 A61B1/04.510 A61B1/04.530 A61B1/05 H04N5/335.740 H04N5/374		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/AA08 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/CC07 4C061/DD03 4C061/JJ06 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/NN05 4C061/PP08 4C061/SS01 4C061/SS03 4C061/SS07 4C061/SS17 4C061/UU05 4C161/AA00 4C161/AA08 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/CC07 4C161/DD03 4C161/JJ06 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/PP08 4C161/SS01 4C161/SS03 4C161/SS07 4C161/SS17 4C161/UU05 5C024/BX02 5C024/CY47 5C024/GY31 5C024/HX01		
代理人(译)	星 公弘 矢野俊夫		
审查员(译)	冈田孝弘		
助理审查员(译)	石川太郎		
优先权	08/944322 1997-10-06 US 08/976976 1997-11-24 US		
其他公开文献	JP2004188211A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于医疗或牙科器械（如内窥镜）的成像设备。解决方案：图像传感器远离剩余电路放置，或所有电路（包括图像传感器）以堆叠方式放在同一个地方。此外，整个成像装置放在内窥镜的远侧尖端处，或者图像传感器远离其余电路并且

具有控制盒，该控制盒与图像传感器通信并且远离内窥镜放置。图像传感器可以单独放置在第一电路板上，或者定时和控制电路可以包括在包含图像传感器的第一电路板上。

