

(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 - 345743

(P2002 - 345743A)

(43)公開日 平成14年12月3日(2002.12.3)

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*] (参考)
A 6 1 B 1/00	320	A 6 1 B 1/00	2 H 0 4 0
5/07		5/07	4 C 0 3 8
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	A 4 C 0 6 1
			B 5 C 0 2 2
23/26		23/26	C 5 C 0 2 4
審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 5 数) 最終頁に続く			

(21)出願番号 特願2001 - 158777(P2001 - 158777)

(22)出願日 平成13年5月28日(2001.5.28)

(71)出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(72)発明者 袴田 和男

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士

写真フイルム株式会社内

(74)代理人 100073184

弁理士 柳田 征史 (外 1 名)

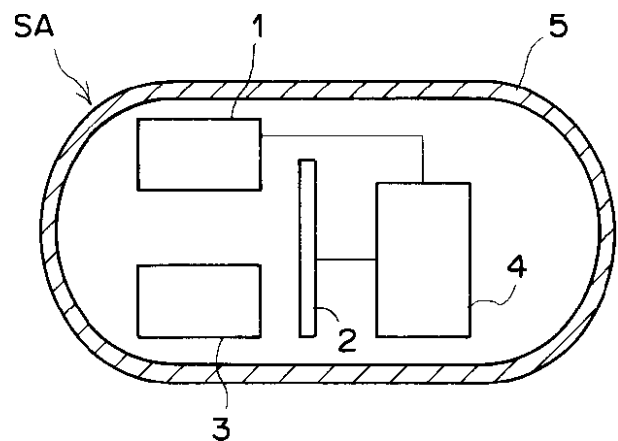
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 カプセル内視鏡

(57)【要約】

【課題】 カプセル内視鏡において、長時間の撮影を可能とし、かつ小サイズ化を図る。

【解決手段】 照明光を射出するLED光源1、照明光の照射により生体観察部から発生した反射像を撮像し、デジタル値に変換して画像データを生成し、さらに生成された画像データを無線無線送信する画像処理ユニット2、反射像を画像処理ユニット2に結像させるための集光レンズ等からなる光学系3、およびLED光源1と画像処理ユニット2とに電力を供給する電池4を筐体5内に収容してカプセル内視鏡を構成する。画像処理ユニット2を電荷増倍型のCCD撮像素子、CCDを駆動するドライバ、画像データを処理する処理回路および画像データを無線送信する送信回路を同一基板上に配設することにより構成する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 観察部に照明光を照射する光源と、前記照明光の照射により前記観察部において得られた反射像を撮像する電荷増倍型の固体撮像素子と、該固体撮像素子を駆動する駆動手段と、前記固体撮像素子において得られる出力信号を処理して画像データを得る処理手段と、前記画像データを無線送信する送信手段と、前記固体撮像素子、前記駆動手段、前記処理手段、前記送信手段および前記光源に電力を供給する電源と、前記固体撮像素子、前記駆動手段、前記処理手段、前記送信手段、前記光源および前記電源を収容するカプセル型の筐体とを備えたことを特徴とするカプセル内視鏡。

【請求項 2】 少なくとも前記固体撮像素子、前記駆動手段、前記処理手段および前記送信手段が同一基板上に配設されてなることを特徴とする請求項 1 記載のカプセル内視鏡。

【請求項 3】 前記固体撮像素子が、CCD 撮像素子であることを特徴とする請求項 1 または 2 記載のカプセル内視鏡。

【請求項 4】 前記固体撮像素子が、MOS 型撮像素子であることを特徴とする請求項 1 または 2 記載のカプセル内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、人体に挿入して人体内の生体観察部の撮像を行うカプセル内視鏡に関するものである。

【0002】

【従来の技術】カプセル内視鏡は、LED 等の光源、CCD 等の固体撮像素子、固体撮像素子において得られた信号電荷を処理して画像データを得る処理系、電気信号を外部に無線送信する送信系、および光源、固体撮像素子、処理系および送信系を駆動するための電源を有し、これらがカプセル状の筐体に配設されることにより構成されている（例えば「A Randomized Trial Comparing Wireless Capsule Endoscopy With Push Enteroscopy for the Detection of Small-Bowel Lesions, Mark Appleyardら, Rapid Communications, GASTROENTEROLOGY 2000;119:1431-1438」参照）。このようなカプセル内視鏡は人体内に挿入され、撮像により得られた画像データは送信系により無線送信され、体外にある受信装置により受信され、モニタに可視像として表示される。

【0003】このようなカプセル内視鏡は、光のない人体内に挿入されることから、照明光の光量が十分でないと得られる画像の S/N が悪化する。このため、カプセル内視鏡においては、撮影に十分な光量の照明光を観察部に照射するために、高出力の光源が使用される。ここで、高出力の照明光を射出可能な光源は消費電力も大きい

量の大きい電源を使用する必要がある。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、電源の容量を大きくするとそのサイズも大きくなる。ここで、カプセル内視鏡は人体内に挿入されるものであり、サイズをそれほど大きくすることができないため、電源のサイズすなわち容量を大きくすることは困難であり、ある程度の容量を有する電源しか使用することができない。このようにカプセル内視鏡においては、電源の容量が制限されるにも拘わらず、高強度の照明光を観察部に照射する必要があるため、撮影可能な時間が短く、人体内に十分に観察することができないという問題がある。

【0005】本発明は上記事情に鑑みなされたものであり、長時間の撮影を行うことができるカプセル内視鏡を提供することを目的とするものである。

【0006】

【課題を解決するための手段】本発明によるカプセル内視鏡は、観察部に照明光を照射する光源と、前記照明光の照射により前記観察部において得られた反射像を撮像する電荷増倍型の固体撮像素子と、該固体撮像素子を駆動する駆動手段と、前記固体撮像素子において得られる出力信号を処理して画像データを得る処理手段と、前記画像データを無線送信する送信手段と、前記固体撮像素子、前記駆動手段、前記処理手段、前記送信手段および前記光源に電力を供給する電源と、前記固体撮像素子、前記駆動手段、前記処理手段、前記送信手段、前記光源および前記電源を収容するカプセル型の筐体とを備えたことを特徴とするものである。

【0007】電荷増倍型の固体撮像素子は、例えば特開平 7 - 176721 号公報に記載されたように、増倍率制御信号に基づいた増倍率により、撮像された信号電荷を増倍するものであり、この固体撮像素子を種々の撮像装置に搭載することにより、撮像装置の撮像感度の向上および撮像感度の制御が可能となっている。すなわち、光学像の光量が、従来の撮像素子を用いて撮像するには不十分な場合であっても、この固体撮像素子を用いて撮像を行えば、視認可能な画像として表示することができ、また適宜撮像感度を撮像条件に合わせて制御することも可能である。このような電荷増倍手段を備えた電荷増倍型の固体撮像素子は、CMD (Charge Multiplying Detector) - CCD と呼ばれ、強度の電界領域中で電導電子と原子を衝突させ、このイオン化によって生じる電荷増倍効果により信号電荷を増倍し、撮像素子の撮像感度を向上させるものである。

【0008】電荷増倍型の固体撮像素子においては、電荷増倍手段は、信号電荷を順次信号電圧に変換して出力信号として取り出す電荷検出回路より前段において信号電荷を増倍するため、電荷検出回路において生じる読出ノイズを増倍することがなく、出力信号の S/N を向上させることができる。したがって、電荷増倍型の固体撮

像素子を用いることにより、光学像の光量が不十分な環境下での撮像を行うことができる撮像装置において、出力信号の S / N の向上が可能となる。また、増倍率制御信号により信号電荷の増倍率を変更できるため、電荷増倍型の固体撮像素子を搭載した撮像装置では、撮像感度が制御可能となっている。

【0009】なお、このような電荷増倍型の固体撮像素子を用いた内視鏡装置が、特開 2001 - 29313 号公報に開示されている。

【0010】ここで、本発明によるカプセル内視鏡においては、少なくとも前記固体撮像素子、前記駆動手段、前記処理手段および前記送信手段を同一基板上に配設することが好ましい。

【0011】また、本発明によるカプセル内視鏡においては、前記固体撮像素子を、CCD 撮像素子としてもよく、MOS 型撮像素子としてもよい。

【0012】

【発明の効果】本発明によれば、電荷増倍型の固体撮像素子を用いて反射像の撮像を行っているため、照明光の光量が微弱であっても撮像により得られた信号電荷を増倍して撮影感度を向上させることができ、これにより、光源の消費電力を低減させても画像データの S / N を向上させることができる。したがって、出力の小さい光源を使用することができるため、限られた容量の電源を用いてより長時間の撮影を行うことができる。また、電源の容量を小さくすることができるため、電源のサイズを小さくことができ、これによりカプセル内視鏡の小サイズ化を図ることができる。さらに、電力をカプセル内視鏡の位置検出、姿勢検出あるいは姿勢制御等の他の目的に用いることも可能となり、これにより、本発明によるカプセル内視鏡の利便性を向上させることができる。

【0013】また、少なくとも固体撮像素子、駆動手段、処理手段および送信手段を同一基板上に配設することにより、これらをコンパクトに構成することができる。したがって、カプセル内視鏡のサイズをより小さくすることができる。

【0014】

【発明の実施の形態】以下図面を参照して本発明の実施形態について説明する。図 1 は本発明の実施形態によるカプセル内視鏡の内部構成を示す概略図である。図 1 に示すように、本発明の実施形態によるカプセル内視鏡は、照明光を射出する LED 光源 1、照明光の照射により生体観察部から発生した反射像を撮像し、デジタル値に変換して画像データを生成し、さらに生成された画像データを無線送信する画像処理ユニット 2、反射像を画像処理ユニット 2 に結像させるための集光レンズ等からなる光学系 3、および LED 光源 1 と画像処理ユニット 2 とに電力を供給する電池 4 から構成され、これら LED 光源 1、画像処理ユニット 2、光学系 3 および電池 4

がカプセル状の筐体 5 に収容されてなるものである。なお、筐体 5 の先端部 5 A は照明光および反射像を透過可能のように透明な部材からなる。

【0015】図 2 は画像処理ユニット 2 の構成を示す概略図である。図 2 に示すように、画像処理ユニット 2 は、照明光の照射により生体観察部において得られる反射像を撮像して出力信号を得る電荷増倍型の CCD 撮像素子 11、CCD 撮像素子 11 を駆動する CCD ドライバ 12、CCD 撮像素子 11 において得られた出力信号に対して A / D 変換等の処理を施してデジタルの画像データを得る処理回路 13、および処理回路 13 において得られた画像データを無線送信する送信回路 14 を備え、CCD 撮像素子 11、CCD ドライバ 12、処理回路 13 および送信回路 14 が同一の基板 15 上に配設されることにより構成されている。

【0016】図 3 は CCD 撮像素子 11 の構成を示す図である。図 3 に示すように、CCD 撮像素子 11 はフレームトランスファ型のカムド - CCD 撮像素子であり、撮像した光学像を信号電荷へ変換する受光部 21、信号電荷の一時的蓄積および転送を行う蓄積部 22、信号電荷の水平転送を行う水平転送部 23、入力された増倍率制御信号に基づいて信号電荷を増倍する電荷増倍部 24、および信号電荷を信号電圧へ変換し、増幅して出力端子 27 から画像処理ユニット 2 へ出力する出力部 25 を備えている。

【0017】受光部 21 は、光電変換および信号電荷の垂直転送を行う垂直転送 CCD 31 が縦 n 個、横 n' 個並んで構成されている。説明を簡単にするために、図 3 においては縦 3 つ横 4 つの垂直転送 CCD 31 から構成された受光部 21 を記載しているが、実際の CCD 撮像素子 11 は、縦横ともに、数百個の垂直転送 CCD 31 が設けられている。

【0018】蓄積部 22 は、薄い金属膜等により光遮蔽され、信号電荷の一時的蓄積および垂直転送を行う垂直転送 CCD 33 から構成されている。水平転送部 23 は、水平転送 CCD 35 から構成されている。

【0019】電荷増倍部 24 は、 m 個の電荷増倍セル 36 から構成されている。電荷増倍部 24 に入力された信号電荷は、連続したパルス信号である増倍率制御信号に基づいて、増倍されながら順次転送される。この電荷増倍セル 36 は、強度の電荷領域中で伝電子と原子を衝突させ、イオン化によって生じる電荷増倍効果を用いて、入力された電荷を増倍して出力するものであり、その増倍率は、上記増倍率制御信号の信号特性により変化する。なお、図 3 においては、蓄積部 22、水平転送部 23 および電荷増倍部 24 も、受光部 21 と同様に簡略化されて記載されている。

【0020】出力部 25 は、信号電荷を信号電圧（出力信号）へ変換する電荷検出部 37 および出力信号を増幅する出力アンプ 38 を備えている。

【0021】CCDドライバ12は、CCD撮像素子11の動作タイミングを制御する動作制御信号および電荷増倍部24における増倍率を制御する増倍率制御信号を出力するものである。使用者により設定された所望のピーク値を有する増倍率制御信号を出力することにより、電荷増倍部24での電荷増倍率を制御することができる。

【0022】処理回路13は、CCD撮像素子11において得られた出力信号に対して、プロセス処理およびA/D変換を施してデジタルの画像データとするものである。10

【0023】次いで、本実施形態の動作について説明する。本実施形態による内視鏡はLED光源1が駆動された状態で人体に挿入され、人体内の生体観察部にLED光源1から発せられた照明光が照射される。照明光の照射により生体観察部において得られた反射像は、光学系3を介して画像処理ユニット2のCCD撮像素子11に結像される。

【0024】CCD撮像素子11においては、受光部21の垂直転送CCD31において反射像が受光され、光電変換されて光の強弱に応じた電気信号に変換される。垂直転送CCD31に蓄積された信号電荷は、蓄積部22の垂直転送CCD33へ転送される。蓄積部22の垂直転送CCD33に転送された信号電荷は、並列に垂直転送され、水平転送部23の水平転送CCD35に順次送り込まれる。

【0025】水平転送部23では、横1ラインの画素の信号電荷が入ると、信号電荷は水平方向に転送され、順次電荷増倍部24の電荷増倍セル36へ転送される。電荷増倍セル36において、信号電荷は増倍率制御信号に基づいて増倍されながら順次転送される。最後の電荷増倍セル36から右端に設けられた出力部25へ出力された信号電荷は、電荷検出部37において信号電圧へ変換され、出力アンプ38で増幅されて、出力端子27から出力信号として出力される。

【0026】その後、次の横1ラインの信号電荷が、蓄積部22から水平転送部23へ転送される。このような動作を繰り返すことにより、受光部21の左下の画素から右方向へ順次信号電荷が読み出され、横1ラインの信号電荷が読み出されると、次にその上の横1ラインの信号電荷が読み出され、順番に移動して、画像を形成する全信号電荷が読み出されて出力信号が得られる。

【0027】CCD撮像素子11より出力された出力信号は、処理回路13においてプロセス処理が施され、A/D変換によりデジタル信号に変換されて画像データとして出力される。

【0028】処理回路13から出力された画像データは、送信回路14において無線送信され、外部に配設さ*

れた不図示の受信装置により受信され、モニタに可視像として表示される。

【0029】このように、本実施形態によれば、電荷増倍型のCCD撮像素子11を用いて生体観察部の反射像の撮像を行っているため、LED光源1から射出される照明光の光量が微弱であっても撮像により得られた信号電荷を増倍して撮影感度を向上させることができ、これにより、LED光源1の消費電力を低減させても画像データのS/Nを向上させることができる。したがって、出力の小さいLED光源1を使用することができるため、限られた容量の電池4を用いてより長時間の撮像を行うことができる。また、電池4の容量を小さくすることができるため、より小型の電池4を使用することができる。これにより本実施形態によるカプセル内視鏡の小サイズ化を図ることができる。さらに、電力をカプセル内視鏡の位置検出、姿勢検出あるいは姿勢制御等の他の目的に用いることも可能となり、これにより、カプセル内視鏡の利便性を向上させることができる。

【0030】また、CCD撮像素子11、CCDドライバ12、処理回路13および送信回路14を同一基板15上に配設することにより、これらをコンパクトに構成することができる。したがって、カプセル内視鏡のサイズをより小さくすることができる。

【0031】なお、上記実施形態においては、電荷増倍型のCCD撮像素子11を用いて撮像を行っているが、電荷増倍型のMOS型撮像素子を用いて撮像を行ってもよい。この場合、電荷増倍部としてはCCDを用いることができる。

【0032】また、上記実施形態においては、CCD撮像素子11、CCDドライバ12、処理回路13および送信回路14を同一基板15に配設しているが、これらを別個の基板に配設してもよい。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態によるカプセル内視鏡の内部構成を示す概略図

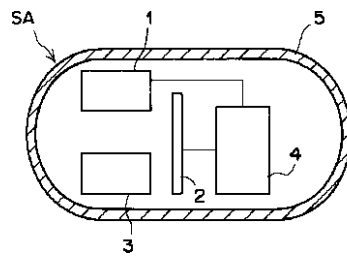
【図2】画像処理ユニットの構成を示す概略図

【図3】CCD撮像素子の構成を示す図

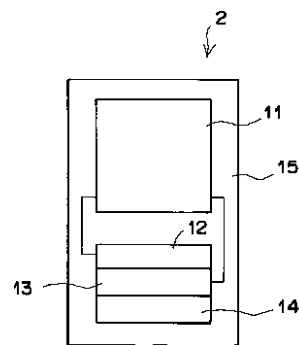
【符号の説明】

- | | |
|----|----------|
| 1 | LED光源 |
| 2 | 画像処理ユニット |
| 3 | 光学系 |
| 4 | 電池 |
| 5 | 筐体 |
| 11 | CCD撮像素子 |
| 12 | CCDドライバ |
| 13 | 処理回路 |
| 14 | 送信回路 |
| 15 | 基板 |

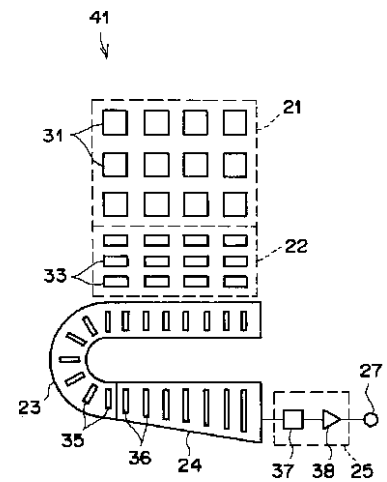
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷

H 0 4 N 5/225
5/335
7/18

識別記号

F I

H 0 4 N 5/225
5/335
7/18

テ-マ-ト (参考)

C 5 C 0 5 4
Z
M

F タ-ム(参考) 2H040 BA00 CA12 CA23 DA12 DA51
GA02 GA11
4C038 CC00
4C061 JJ20 LL01
5C022 AA09 AB67 AC42 AC61 AC73
AC77
5C024 BX02 CX41 CY42 CY48 EX22
GY01 GY44 HX46
5C054 AA01 CC02 CC07 CD03 CH02
DA07 EA01 EA03 EA05 FC12
HA12

专利名称(译)	胶囊内窥镜		
公开(公告)号	JP2002345743A	公开(公告)日	2002-12-03
申请号	JP2001158777	申请日	2001-05-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	袴田和男		
发明人	袴田 和男		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B5/07 G02B23/26 H04N5/225 H04N5/335 H04N5/372 H04N5/374 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00036 A61B1/041 A61B2560/0209		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 G02B23/24.A G02B23/24.B G02B23/26.C H04N5/225.C H04N5/335.Z H04N7/18.M A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/04.530 H04N5/225 H04N5/225.300 H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N5/232.300 H04N5/335.720 H04N5/335.740 H04N5/372 H04N5/374		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA12 2H040/DA51 2H040/GA02 2H040/GA11 4C038 /CC00 4C061/JJ20 4C061/LL01 5C022/AA09 5C022/AB67 5C022/AC42 5C022/AC61 5C022/AC73 5C022/AC77 5C024/BX02 5C024/CX41 5C024/CY42 5C024/CY48 5C024/EX22 5C024/GY01 5C024 /GY44 5C024/HX46 5C054/AA01 5C054/CC02 5C054/CC07 5C054/CD03 5C054/CH02 5C054/DA07 5C054/EA01 5C054/EA03 5C054/EA05 5C054/FC12 5C054/HA12 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161 /JJ20 4C161/LL01 5C122/DA00 5C122/DA26 5C122/EA00 5C122/EA21 5C122/EA52 5C122/EA54 5C122/FB03 5C122/FC01 5C122/FC02 5C122/FC06 5C122/GC52 5C122/GE01 5C122/GG17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使胶囊型内窥镜能够长时间拍摄图像并减小其尺寸。 解决方案：发射照明光的LED光源1，捕获通过照射光从生物体观察部分生成的反射图像，将其转换为数字值以生成图像数据，并将生成的图像数据无线传输。 用于无线传输的图像处理单元2，包括用于在图像处理单元2上形成反射图像的聚光镜的光学系统3以及用于向LED光源1和图像处理单元2供电的电池4。 它被容纳在主体5中以形成胶囊内窥镜。 图像处理单元2通过在同一基板上布置电荷倍增型CCD图像拾取装置，用于驱动CCD的驱动器，用于处理图像数据的处理电路以及用于无线地发送图像数据的发送电路而构成。

