

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-321605

(P2004-321605A)

(43) 公開日 平成16年11月18日(2004.11.18)

(51) Int.Cl.⁷

F I

テーマコード (参考)

A 6 1 B 1/00

A 6 1 B 1/00

3 2 O B

4 C O 3 8

A 6 1 B 5/07

A 6 1 B 5/07

4 C O 6 1

H O 4 N 5/225

H O 4 N 5/225

C

5 C O 2 2

H O 4 N 5/235

H O 4 N 5/225

F

5 C O 5 4

H O 4 N 7/18

H O 4 N 5/235

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 18 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号

特願2003-122821 (P2003-122821)

(22) 出願日

平成15年4月25日 (2003.4.25)

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者 穂満 政敏

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 大野 渉

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 4C038 CC03 CC05 CC06

4C061 AA01 CC06 NN03 NN05 NN07

QQ02 QQ06 RR03 UU06 YY01

YY12

最終頁に続く

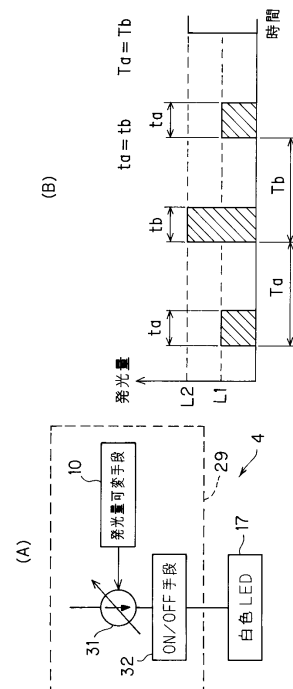
(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 黒つぶれや白飛びの少ない画質の良い画像を得ることができるカプセル型内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 カプセル型内視鏡装置に設けた照明手段4は電流を可変できる定電流源31の電流をON/OFFするON/OFF手段32を経て白色LED17をパルス発光させる。この場合、定電流源31の電流値を発光量可変手段10により可変して、異なる発光量L1とL2で、同じ発光時間t_a、t_b発光させた状態で撮像手段で撮像することにより、異なる照明光量の状態で撮像した複数の画像を得るようにし、複数の画像から黒つぶれや白飛びの少ない画質の良い画像を選択できるようにした。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

照明手段及び撮像手段と無線手段から構成されるカプセル型内視鏡装置において、
2つ以上の発光量あるいは発光時間を切り替える切替手段を備えた前記照明手段と、
2つ以上の発光量あるいは発光時間を順次切り替えた時、前記撮像手段により得られる画像データを無線で送信する前記無線手段と、
を具備したカプセル型内視鏡装置。

【請求項 2】

照明手段及び撮像手段と無線手段から構成されるカプセル型内視鏡装置において、
2つ以上の発光量あるいは発光時間を切り替える切替手段を備えた前記照明手段と、
2つ以上の発光量あるいは発光時間を順次切替えた時、前記撮像手段により得られる2つ
以上の画像データの中からダイナミックレンジの広い画像を抽出する選択手段と、
選択手段により選ばれた画像データを無線で送信する前記無線手段と、
を具備したカプセル型内視鏡装置。 10

【請求項 3】

照明手段及び撮像手段と無線手段から構成されるカプセル型内視鏡装置において、
2つ以上の発光量あるいは発光時間を切り替える切替手段を備えた前記照明手段と、
2つ以上の発光量あるいは発光時間を順次切替えた時、前記撮像手段により得られる2つ
以上の画像データを前記無線手段で送信し、送信された2つ以上の画像データの中からダイ
ナミックレンジの広い画像を抽出する選択手段と、
選択手段により選ばれた画像データを記録する記録手段と、
を具備したカプセル型内視鏡装置。 20

【請求項 4】

照明手段及び撮像手段と無線手段から構成されるカプセル型内視鏡装置において、
2つ以上の発光量あるいは発光時間を切り替える切替手段を備えた前記照明手段と、
2つ以上の発光量あるいは発光時間を順次切替えた時、前記撮像手段により得られる2つ
以上の画像データを無線で送信する無線手段と、
2つ以上の画像データからダイナミックレンジを拡大した1枚の合成画像を生成する画像
処理手段と、
合成画像を蓄積するメモリ手段と、
合成画像を表示する表示手段と、
からなるカプセル型内視鏡システム。 30

【請求項 5】

照明手段及び撮像手段と無線手段から構成されるカプセル型内視鏡装置において、
2つ以上の発光量あるいは発光時間を切り替える切替手段を備えた前記照明手段と、
2つ以上の発光量あるいは発光時間を順次切替えた時、撮像手段により得られる2つ以上
の画像データからダイナミックレンジを拡大した1枚の合成画像を生成する画像処理手段
と、
合成画像を無線で送信する無線手段と、
からなるカプセル型内視鏡装置。 40

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は体腔内を撮像するカプセル型内視鏡装置に関する。

【0002】**【従来の技術】**

体内を観察する装置或いはシステムの従来例として、例えばUSP5,604,531号がある。この従来例は撮像ユニットで撮像した画像を無線で体外に送信し、体外の装置で受信し、蓄積して蓄積した画像を表示したり、撮像ユニットの位置を表示できるようにしている。

【 0 0 0 3 】

また、図 19 に示すような従来例のカプセル型内視鏡システム 8 1 がある。この従来例のカプセル型内視鏡システム 8 1 は患者が飲み込むことにより体腔内を撮像するカプセル型内視鏡装置 8 2 と、患者の体外に配置される体外装置 8 3 とからなる。

【 0 0 0 4 】

カプセル型内視鏡装置 8 2 はカプセル状の容器内に照明手段 8 4 と、結像する対物レンズ 8 5 及びその結像位置に配置され、撮像を行う撮像手段 8 6 と、この撮像手段 8 6 により撮像された画像信号を無線で送信する無線手段 8 7 とを有する。また、体外装置 8 2 は、カプセル型内視鏡 8 2 の無線手段 8 7 から無線で送信される画像信号を受ける無線手段 8 8 と、この無線手段 8 8 により復調した画像信号を記録する記録手段 8 9 とを有する。 10

【 0 0 0 5 】

この従来例では、照明手段 8 4 は例えば図 20 (A) に示すように、定電流源 9 1 から電気的なスイッチ 9 2 を介して白色 L E D 9 3 が一定間隔で O N / O F F されることにより、図 20 (B) に示すように発光される。

【 0 0 0 6 】

この場合、発光量 L と発光時間 t が一定であり、その周期が撮像期間 T となっている。

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】

米国特許 5 , 6 0 4 , 5 3 1 号明細書

【 0 0 0 8 】

20

【 発明が解決しようとする課題 】

上述の図示した従来例では、例えば体腔内を撮像する場合、カプセル型内視鏡 8 2 から観察対象である例えば消化管の内壁までの距離が部位により異なることが発生する。

【 0 0 0 9 】

この場合、パルス点灯する照明手段 8 4 の発光値が一定であると、近づきすぎると白飛びが起こり、離れすぎると黒つぶれが起こる。

また管腔の場合は 1 つの観察画像の中にも遠近が発生する場合も少なからずある。

【 0 0 1 0 】

最悪の場合は遠い部分は黒つぶれしてしまい、近い部分は白飛びして検査不可能な画像データになってしまう可能性が起こりうる。 30

上記の状況は U S P 5 , 6 0 4 , 5 3 1 号の従来例でも同様に起こり得る。

【 0 0 1 1 】

(発明の目的)

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、黒つぶれや白飛びの少ない画質の良い画像を得ることができるカプセル型内視鏡を提供することを目的とする。

【 0 0 1 2 】

【 課題を解決するための手段 】

照明手段及び撮像手段と無線手段から構成されるカプセル型内視鏡装置において、2 つ以上の発光量あるいは発光時間に切り替える切替手段を備えた前記照明手段と、2 つ以上の発光量あるいは発光時間を順次切り替えた時前記撮像手段により得られる画像データを無線で送信する前記無線手段と、 40

を具備したことにより、発光量あるいは発光時間を順次切り替えた時の撮像手段により、異なる照明の下で複数の画像データが得られるので、選択等することにより黒つぶれや白飛びの少ない画質の良い画像を得ることができるようにしている。

【 0 0 1 3 】

【 発明の実施の形態 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第 1 の実施の形態)

図 1 ないし図 9 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は第 1 の実施の形態を備えたカプセル型内視鏡システムの全体構成を示し、図 2 はカプセル型内視鏡装置の具体的な構成 50

を示し、図 3 は照明手段の構成及び発光動作を示し、図 4 は白色 L E D の発光特性例を示し、図 5 は第 1 変形例における照明手段の構成を示し、図 6 は第 2 変形例における照明手段の構成を示し、図 7 は照明手段による発光動作を示し、図 8 は第 3 変形例における撮像手段の構成を示し、図 9 は第 4 変形例における照明手段の構成を示す。

【 0 0 1 4 】

図 1 に示すように本発明の第 1 の実施の形態を備えたカプセル型内視鏡システム 1 は患者が飲み込むことにより体腔内を撮像するカプセル型内視鏡装置（以下ではカプセル型内視鏡と略記）2 と、患者の体外に配置され、カプセル型内視鏡 2 からの画像データを受信して記録する体外装置 3 とからなる。

【 0 0 1 5 】

カプセル型内視鏡 2 はカプセル状の容器内に照明手段 4 と、結像する対物レンズ 5 及びその結像位置に配置され、撮像を行う撮像手段 6 と、この撮像手段 6 により撮像された画像信号を無線で送信する無線手段 7 とを有する。また、後述するように照明手段 4 には発光素子の発光量を可変設定する発光量可変手段 1 0 を設けている

また、体外装置 2 は、カプセル型内視鏡 2 の無線手段 7 から無線で送信される画像信号を受ける無線手段 8 と、この無線手段 8 により復調等した画像信号を記録する記録手段 9 とを有する。

【 0 0 1 6 】

図 2 はカプセル型内視鏡 2 のより具体的な構成を示す。図 2（A）はカプセル型内視鏡 2 の縦断面を示し、図 2（B）は正面図を示す。

カプセル型内視鏡 2 は、先端側が透明な透明ドーム（先端カバー）1 2 により気密に覆われ、またこの透明ドーム 1 2 は、その後端が閉塞された略円筒状の外装ケース 1 3 に気密に接合されて（気密に覆われた）円筒状のカプセル状の容器が形成され、その内部に上述した照明手段 4 を構成する発光素子としての白色 L E D 1 7 a ~ 1 7 d , 撮像手段 6 を構成する撮像素子 6 a 等の内蔵物が配置されている。

【 0 0 1 7 】

具体的に説明すると、前記カプセル型内視鏡 3 は、この容器の先端側の中央部に対物レンズ 5 が 2 つのレンズ枠 1 4 a , 1 4 b に取り付けられて配置され、この対物レンズ 5 の結像位置に撮像素子 6 a が配置されている。

撮像素子 6 a の周囲には、撮像素子 6 a を駆動する撮像（&）駆動回路 1 5 が配置されており、撮像素子 6 a と撮像駆動回路 1 5 とにより撮像手段 6 が形成されている。

【 0 0 1 8 】

撮像駆動回路 1 5 は（その駆動回路により）撮像素子 6 a に駆動信号を印加して撮像素子 6 a により光電変換された撮像信号を出力させ、撮像駆動回路 1 5（の撮像回路）で増幅及びデジタル信号に変換する処理を行う。

【 0 0 1 9 】

この撮像駆動回路 1 5 及び撮像素子 6 の背面側には、撮像駆動回路 1 5 のデジタル信号に対して圧縮処理を行うデジタル信号処理回路 1 6 が配置されている。このデジタル信号処理回路 1 6 はデジタルの画像信号（画像データ）に対して圧縮処理をして、圧縮された画像データにする。このデジタル信号処理回路 1 6 の背面側には、無線手段 7 を構成する無線送受信回路 7 a が配置されており、圧縮された画像データを無線で送信する。

【 0 0 2 0 】

また、対物レンズ 5 の周囲には、図 2（B）に示すように照明手段 4 を構成する発光素子として、例えば 4 つの白色 L E D 1 7 a ~ 1 7 d が、例えば上下、左右に対向するように異なる位置に配置されており、透明ドーム 1 2 を介してカプセル状のカプセル型内視鏡 2 の前方側を照明するようになっている。尚、照明手段 4 を構成する 4 つの白色 L E D 1 7 a ~ 1 7 d は 4 つを同時に駆動するような場合には符号 1 7 で略記する。

【 0 0 2 1 】

無線送受信回路 7 a の背面には、バッテリー収納部 1 8 が設けられ、このバッテリー収納部 1 8 に例えば、2 つのボタン型電池等によるバッテリー 1 9 が収納されている。このバッテリー

10

20

30

40

50

収納部 18 の後端には、作動用スイッチ 20 が設けてある。2 つのバッテリー 19 は直列に接続され、(-) 電極が無線送受信回路 7 a の G N D 電極に押圧されて接続され、(+) 電極は固定板側に接続されている。この固定板に対向する可動板となる板バネ 21 はバッテリー収納部 18 の外周面に沿って配置されたフレキシブル基板などを経て無線送受信回路 7 a の電源端等に接続されている。そして、固定板と板バネ 21 とが接触すると、作動用スイッチ 20 が O N となり、無線送受信回路 7 a 等に動作用の電力を供給する。

また、撮像素子 6 a に隣接して、無線アンテナ 22 が配置されている。

なお、カプセル型内視鏡 3 は、患者が容易に飲み込み可能な大きさにその容器が設定されている。

【 0 0 2 2 】

10

また、このカプセル型内視鏡 3 は、体腔管路内で詰まったとき、先端に磁石を設けた紐状回収具 (図示せず) で回収できるようにするために永久磁石 23 が作動用スイッチ 20 に対向する後端に収納されている。

永久磁石 23 は作動用スイッチ 20 を O F F から O N にするスイッチ駆動機構にも利用している。

【 0 0 2 3 】

この永久磁石 23 は滑り性のよいプラスチック等で形成されたガイドレール 24 a 上を移動可能であり、また弾性ゴム等からなる付勢部材 24 b に押圧されてガイドレール 24 a 上で移動が規制されている。

そして、外部からの図示しない永久磁石により、ガイドレール 24 a 上の一方の端部から他方の端部に移動させることができ、他方の端部に移動させると、永久磁石 23 による作動用スイッチ 20 に作用する磁界の大きさを小さくできるようにしている。

20

【 0 0 2 4 】

作動用スイッチ 20 はバッテリー 19 に導通した固定板に対向してその端部が磁化された板バネ 21 が近接して配置され、この板バネ 21 の端部は図 2 に示すように固定板に接触するように形状加工されているが、この板バネ 21 に対向する位置に永久磁石 23 が配置されていると、その磁界による吸引力で固定板から離間した状態にできるようにしている。つまり、板バネ 21 に対向して永久磁石 23 が配置されていると、作動用スイッチ 20 は O F F となる。

【 0 0 2 5 】

30

そして、上述のように外部からの永久磁石等でこの永久磁石を板バネ 21 の端部に対向する一方の位置から、他方の位置に移動させることにより、板バネ 21 に作用する磁界を小さくして作動用スイッチ 20 を O N にできるようにしている。つまり、図 2 では永久磁石 23 は板バネ 21 の端部に対向する一方の位置から他方の位置に移動された状態である。

【 0 0 2 6 】

本実施の形態では、前記カプセル状の容器は、略円形形状の一軸方向上端に断面を大きくした拡張部 25 を設け、長手軸方向に対する垂直断面形状が非円形断面を形成している。そして、カプセル状の容器は、管腔前後にガスや体液等の流体を連通させる流体通路として、例えば 2 つの連通孔 26 を前記拡張部 25 に形成している。

このことにより、カプセル状の容器は、体腔管路内面に密接してこの体腔管路を塞いだときに、前記連通孔 26 を介して体腔管路の前後をガスや体液等の流体が連通可能になっている。

40

【 0 0 2 7 】

また、本実施の形態では照明手段 4 を構成する白色 L E D 17 は、L E D 駆動基板 28 に取り付けられており、この L E D 駆動基板 28 により白色 L E D をパルス発光する発光駆動回路 29 (図 3 (A) 参照) を形成している。

【 0 0 2 8 】

この発光駆動回路 29 には、発光量可変手段 10 が設けてあり、4 つの白色 L E D 17 の発光量を図 3 (B) に示すように 2 段階の発光量 L 1 と L 2 に変化させて発光させるように発光量の切替を順次行う切替手段を形成している。

50

【 0 0 2 9 】

図 3 (A) は発光駆動回路 2 9 を設けた照明手段 4 の構成を示す。図 3 (A) に示すように照明手段 4 は定電流値を可変設定できる定電流源 3 1 と、この定電流源 3 1 からの電流を ON / OFF する ON / OFF 手段 3 2 と、この ON / OFF 手段 3 2 を介して定電流が供給されることによりパルス発光する白色 LED 1 7 と、前記定電流源 3 1 の定電流の値を可変設定することにより白色 LED 1 7 による発光量を可変する発光量可変手段 1 0 とから構成される。

ここで、定電流源 3 1 と、ON / OFF 手段 3 2 及び発光量可変手段 1 0 とで発光駆動回路 2 9 が形成されている。

【 0 0 3 0 】

なお、本実施の形態では、具体的には 4 つの白色 LED 1 7 を採用しており、従って図 3 (A) における白色 LED 1 7 は 4 つを同時に駆動する場合において、その駆動電流を変化させている。

また、この場合における白色 LED 1 7 に流す順 (方向) 電流と発光量との関係は図 4 に示すようになっており、順電流が増加すると発光量が増大する領域をパルス発光に使用するようにしている。

【 0 0 3 1 】

本実施の形態ではこの図 4 に示すように発光量が L 1 となる電流 I 1 と発光量が L 2 となる電流 I 2 とで図 3 (B) に示すように交互に (順次) 白色 LED 1 7 をパルスの発光させるようにしている。

【 0 0 3 2 】

そして、異なる発光量 (照明光量) により体腔内の観察対象部位側を順次照明し、その照明のもとで撮像手段 6 で撮像を行うことにより、異なる照明光量の状態での撮像した 2 つの画像を得られるようにしている。

【 0 0 3 3 】

つまり、本実施の形態では図 3 (B) に示すように発光時間 t_a 及び T_b は一定であるが、発光量を L 1 及び L 2 とに順次変更して発光させている。また、発光量を L 1 で発光時間 t_a だけ発光させて発光を停止して、次に発光量を L 2 で発光させるまでの撮像時間 T_a と、発光量を L 2 で発光時間 t_b だけ発光させて発光を停止して、次に発光量を L 1 で発光させるまでの撮像時間 T_b とを同じにしている。

【 0 0 3 4 】

このように本実施の形態では、異なる照明光量の状態で撮像を行い、それぞれ撮像した画像を圧縮した画像データにして無線手段 7 により体外装置 3 の無線手段 8 に送信する。そして、体外装置 8 側では無線手段 8 で受け取った画像データを記録手段 9 に記録する。

【 0 0 3 5 】

また、体外装置 3 を画像表示手段に接続して、記録手段 9 に記録された画像データに対して伸張処理して撮像手段 6 で撮像した画像を復元し、表示手段で表示したりする。

【 0 0 3 6 】

記録手段 9 には異なる照明光量の状態で撮像を行った画像データが記録 (蓄積) され、術者等の医療スタッフはより画質の良い画像データを診断等に利用できるようにしている。このような構成による本実施の形態の作用を説明する。

【 0 0 3 7 】

図 1 或いは図 2 のカプセル型内視鏡 2 の作動用スイッチ 2 0 を ON にして、患者にカプセル型内視鏡 2 を飲み込んでもらう。

すると、照明手段 4 等にバッテリー 1 9 から動作用の電力が供給される。そして、図 3 (A) に示すように、照明手段 4 を構成する白色 LED 1 7 は発光駆動回路 2 9 によりパルス発光するように駆動されると共に、発光量可変手段 1 0 により発光量が異なる状態で交互にパルス発光する。

【 0 0 3 8 】

つまり、図 3 (B) に示すように発光量が L 1 の状態で発光してその発光量 L 1 で時間 t

10

20

30

40

50

aの状態では撮像手段6により撮像される。そして、図3(B)に示す撮像期間Ta内に、撮像された画像を以下のように体外装置3側に送信する。

【0039】

撮像手段6で撮像された画像はデジタル信号処理回路16でデジタル信号に変換され、さらに圧縮された画像データに変換された後、無線手段7に送られ、RF信号で変調されてアンテナ22から無線で外部に送信される。

体外装置3側では送られた画像データを無線手段8により復調し、記録手段9に記録する。

【0040】

上記撮像期間Taの後に、白色LED17はより大きな発光量L2でパルス発光する。そして、その場合の撮像期間Tb(=Ta)内に発光量L1のパルス発光の場合と同様に撮像された画像を体外装置3側に送信する。また、体外装置3側では受け取った画像データを記録手段9に記録する。 10

そして、その次には白色LED17は再び小さな発光量L1の状態ではパルス発光する。このように本実施の形態では、異なる発光量の状態では順次照明を行い、それぞれ撮像された画像データを送信して、体外装置3で記録するようにしている。

【0041】

従って、体外装置3には異なる照明光量の状態では順次撮像した画像が得られるので、例えば近点に近い状態では観察対象部位を撮像した場合には小さな発光量L1の状態では撮像した画像を診断等に利用することにより、白飛びの少ない画像を得ることができる。 20

【0042】

また、遠方から観察対象部位を撮像した場合には大きな発光量L2の状態では撮像した画像を診断等に利用することにより、黒つぶれの少ない画像を得ることができる。

【0043】

このように本実施の形態では、発光量を切り替えるようにして照明し、各照明状態では撮像することにより、照明光量が異なる状態では複数の画像が得られるようにしているので、複数の画像から選択することにより白飛びや黒つぶれの少ない画像を診断等に利用することができる。

このため、本実施の形態によれば、内視鏡検査や診断を行い画像を提供できる。なお、本実施の形態では簡単化のため、2つの異なる発光量L1及びL2で発光させた例で説明したが、3つ以上の異なる発光量で発光させることにより、3つ以上の異なる照明光量状態ではそれぞれ撮像するようにしても良い。 30

また、異なる照明光量状態では撮像する条件を選択設定できるようにしても良い。

【0044】

図5は第1変形例における照明手段4Bの構成を示す。図3(A)では1つの定電流源を採用したが、図5では2つの定電流源31a、31bを採用している。

【0045】

つまり、この照明手段4Bでは各定電流源31a、31bはそれぞれ直列のON/OFF手段32a、32bを経て白色LED17に定電流を供給可能に接続され、ON/OFF手段32a、32bをコントロール手段36によりON/OFFの制御を行う発光駆動回路29Bを採用している。 40

【0046】

例えば一方の定電流源31aに接続されたON/OFF手段32aは図3(B)の発光量L1及びL2の発光時間ta及びtbの場合にONされ、他方のON/OFF手段32bは図3(B)の発光量L2の発光時間tbの場合にのみONされる。

このようにして、上述した第1の形態とはほぼ同様の作用効果を得ることができる。

【0047】

また、図6に示す第2変形例における照明手段4Cのような構成にしても良い。図3(A)及び図5では4つの白色LED17を同時に駆動するようにしていたが、図6では発光する白色LEDを選択することにより、例えば2つの異なる発光量で発光させるものであ 50

る。

【0048】

具体的には、図6の照明手段4Cでは図5にも示したON/OFF手段32aに2つの白色LED17a、17bが直列に接続され、ON/OFF手段32bには残りの2つの白色LED17c、17dが直列に接続されるようにしている。

【0049】

そして、ON/OFF手段32a及び32bを図5で説明した場合と同様にコントロール手段36で駆動することにより図7に模式的に示すような発光動作となる。

【0050】

つまり、発光時間 t_a では白色LED17a、17bを発光させるようにON/OFF手段32aをONにする。 10

【0051】

またこの発光時間 t_a を含む撮像時間 T_a の後、発光時間 t_b では白色LED17a、17b、17c、17dを発光させるようにON/OFF手段32a及び32bをONにする。

【0052】

この場合には、白色LED17a、17bを定電流源31aの定電流で発光させた場合の発光量が例えば図3(B)の発光量 L_1 に相当し、白色LED17a、17b、17c、17dを定電流源31a及び31bの定電流で同時に発光させた場合の発光量が例えば図3(B)の発光量 L_2 に相当する。 20

この場合の作用効果は上述した第1の形態とほぼ同様のものとなる。

【0053】

図8は第3変形例における撮像手段6Bの概略の構成を示す。本変形例においては、撮像手段6Bとして、撮像を行う撮像素子6aと、この撮像素子6aの出力信号を増幅する増幅回路38と、この増幅回路38で増幅された信号をデジタル信号に変換するAD回路39とを有する。

【0054】

そして、本変形例では、例えば図3(A)の発光量可変手段10は発光量の変化と同期して増幅回路38の増幅率を可変制御する。

具体的には発光量 L_1 の時には増幅率を小さくし、発光量 L_2 の時には増幅率を大きくする。このように発光に同期して増幅率の可変制御をすることにより、発光量を変化させた場合の機能をより高めることができる。 30

【0055】

この場合、体外装置3側からカプセル2に制御信号を送り、その制御信号で増幅率の値を可変制御するようにしても良い。例えば、図16に示す体外装置3Cのように表示手段59により、カプセル2側から送信された画像を表示させて、その画像の観察により、術者等はその状態よりもより良い画像に設定するべく、体外装置側からカプセル型内視鏡に増幅率の値等を制御する制御信号を送るようにしても良い。

【0056】

図9は第4変形例における照明手段4Dの構成を示す。この照明手段4Dは図3(A)に示す照明手段4において、さらに発光量可変手段10により切替設定される発光量を設定する発光量設定手段として、その発光量を決定する情報を記憶するメモリ等の記憶手段40を設けた発光駆動回路29Cにしている。 40

【0057】

そして、この照明手段4Dを内蔵したカプセル型内視鏡を使用する検査対象部位に応じて、発光量可変手段10で発光させる発光量を決定する情報を記憶手段40に予め記憶させておくことにより、より適切な発光量で発光させる照明状態に設定できるようにしている。

このため、記憶手段40は、例えば電氣的に書き替え可能なフラッシュメモリ等の不揮発性メモリで構成しても良い。

【 0 0 5 8 】

また、体外装置 3 側から無線手段 8 を経てこの照明手段 4 D を内蔵したカプセル型内視鏡の無線手段 7 に発光量可変手段 1 0 による発光量制御の情報を無線で送信し、このカプセル型内視鏡は無線手段 7 を経て受け取った発光量制御の情報を記憶手段 4 0 に記憶し、この記憶手段 4 0 に記憶した情報に従って発光量可変手段 1 0 は発光量制御を行うようにすることもできる。この場合にはカプセル型内視鏡の無線手段 7 は送受信する機能を持つ。

【 0 0 5 9 】

また、上述したように異なる発光量（例えば L_1 , L_2 , ... ）で発光させる場合の数 N を記憶手段 4 0 に記憶して、検査対象部位に応じて、異なる照明光量で撮像する場合の画像数を多くしたり、少なくしたりしても良い。また、体外から画像をモニタし、検査対象部位に近い状態では上記の数 N を多くするなどの制御を行えるようにしても良い。

10

【 0 0 6 0 】

本変形例によれば、検査対象に応じてより適切な発光量で発光させることができ、より白飛びや黒つぶれの少ない画像を得ることが可能になる。

【 0 0 6 1 】

（第 2 の実施の形態）

次に本発明の第 2 の実施の形態を図 1 0 を参照して説明する。図 1 0 は第 2 の実施の形態におけるカプセル型内視鏡 2 B の概略の構成を示す。本実施の形態は照明光量が異なる状態で撮像した 2 つの画像におけるいずれの画像がより診断等に適したダイナミックレンジがより広い画像かを判断して、その判断された画像を選択して体外装置 3 に送信するようにしたものである。

20

【 0 0 6 2 】

このカプセル型内視鏡 2 B は、図 1 のカプセル型内視鏡 2 において、さらに選択手段 4 1 を有する。この選択手段 4 1 は、例えば撮像手段 6 により得られた画像をデジタル信号に変換して、一時メモリに格納する場合、その輝度レベルの概略の分布を検出或いは評価する輝度分布検出手段（輝度分布評価手段）4 2 を内蔵している。

【 0 0 6 3 】

この輝度分布検出手段 4 2 は、異なる発光量で撮像した画像データにおける輝度分布検出手段 4 2 により輝度分布を検出して、その輝度分布が良好な方の画像データを選択して無線手段 7 から体外装置 3 に送信する。

30

【 0 0 6 4 】

本実施の形態では、具体的には図 3（B）に示したように発光量が L_1 と L_2 で時間 t_a 、 t_b （ $= t_a$ ）発光させた状態で撮像した画像データを 2 フレーム分格納するメモリも内蔵している。そして、メモリに格納する場合に輝度分布評価手段 4 2 により輝度分布が良好な一方の画像データを選択手段 4 1 により選択して、無線手段 7 で送信し、他方の画像データは送信しないで次の画像データが上書きされる。

【 0 0 6 5 】

輝度分布の判断としては、ガウス分布に近い分布形状のものを輝度分布が良好なもの或いは白飛びや黒つぶれの少ないダイナミックレンジが広い画像と判断しても良いし、より簡略的には例えば輝度レベルの最小値のものから最大値のものまでの輝度範囲が広い方のものを輝度分布が良好な方或いはダイナミックレンジが広い良好な画像と判断しても良い。

40

【 0 0 6 6 】

本実施の形態によれば、体外装置 3 に送信されて記録される画像データは、より良好な画像データのみとなるので、後から良好な画像データを残し、不要な画像データを除去する等の編集作業の手間を省けるメリットがある。その他は第 1 の実施の形態と同様の効果を有する。

【 0 0 6 7 】

上記説明では輝度分布により画像を選択するようにしていたが、デジタル信号に変換して圧縮手段で圧縮後にメモリに一時格納する際の画像データ量を比較し、画像データ量が大きくなった方を体外装置 3 に送信するようにしても良い。

50

【 0 0 6 8 】

つまり、一般的にエッジ或いは輪郭が大きい画像データの場合には圧縮後のデータ量がエッジ或いは輪郭が小さい大きくなるので、このデータ量が大きい方をより画質の良い画像として体外装置 3 に送信するようにしても良い。

【 0 0 6 9 】

図 1 1 は変形例における体外装置 3 B を示す。図 1 0 ではカプセル型内視鏡 2 B 側に選択手段 4 1 を設けていたが、図 1 1 に示す変形例のように体外装置 3 B 側に選択手段 4 1 を設けるようにしても良い。この場合にはカプセル型内視鏡として図 1 のものを採用できる。

【 0 0 7 0 】

本変形例の場合には、第 1 の実施の形態と同様にカプセル内視鏡 2 は体外装置 3 B に撮像した画像データを全て送信する。そして、体外装置 3 B では、受け取った画像データからより良好な画像を輝度分布検出手段 4 2 等により輝度分布を検出し、かつ良好な輝度分布の画像側を判断して、記録手段 9 に記録する。

【 0 0 7 1 】

この場合、最初は受け取った異なる照明光量状態での画像データを一時（取りあえず）記録した後に、輝度分布が良好で無い方の画像データを記録手段 9 から削除するようにしても良い。このようにするとバッファ的なメモリを削減したり、その必要な容量を低減化できる。

また、体外装置 3 B 側に設けることにより、カプセル型内視鏡 2 側の回路構成を簡略化できる効果があるその他は図 1 0 の場合と同様の効果がある。

【 0 0 7 2 】

（第 3 の実施の形態）

次に本発明の第 3 の実施の形態を図 1 2 を参照して説明する。図 1 2 は第 3 の実施の形態における照明手段 4 E の構成を示す。この照明手段 4 E は図 3（A）において、発光量可変手段 1 0 の代わりに時間可変手段 4 6 を採用して発光駆動回路 2 9 C を形成している。なお、この場合には、可変の定電流源 3 1 の代わり、一定の定電流源 3 1 を採用することができる。

【 0 0 7 3 】

上記時間可変手段 4 6 は ON / OFF 手段 3 2 を ON / OFF する時間、つまり発光時間を可変して、例えば図 1 3 に示すように制御する。

【 0 0 7 4 】

図 1 3 の場合には、定電流源 3 1 により白色 LED 1 7 は一定の発光量（例えば L 1 とする）で発光され、例えば $t_a < t_b$ となる発光時間 t_a と発光時間 t_b とで交互に発光させるようにしている。また、この場合、撮像時間 T_a と T_b とは同じにしているが、異なる時間に設定しても良い。

【 0 0 7 5 】

その他は第 1 の実施の形態と同様の構成である。本実施の形態は発光時間を変更することにより、第 1 の実施の形態における発光量を変化させた場合とほぼ同様の作用効果を有する。

【 0 0 7 6 】

この他に、撮像手段 6 側で撮像期間を複数に変えて撮像するようにしても良い。例えば、撮像素子 6 a による素子シャッタを機能させ、実質的に異なる撮像時間で撮像することようにしても良い。このようにすると、発光時間を変更させた場合と、実質的には同様の作用となり、ほぼ同様の効果が得られる。

【 0 0 7 7 】

（第 4 の実施の形態）

次に本発明の第 4 の実施の形態を図 1 4 を参照して説明する。図 1 4 は第 4 の実施の形態におけるカプセル型内視鏡 2 C の概略の構成を示す。このカプセル型内視鏡 2 C は例えば第 1 の実施の形態のカプセル型内視鏡 2 において、さらに画像処理手段 5 1 を設けている

10

20

30

40

50

。

【0078】

この画像処理手段51は撮像手段6から出力される異なる照明光量のもとで撮像された2つの画像信号を合成してダイナミックレンジ（以下Dレンジと略記）の広い1枚の合成画像を生成し、無線手段7により体外装置3に送信する。

図15は画像処理手段51の具体的な構成を示す。なお、以下の説明では図3（B）に示すように発光量L1、その発光時間t_aで撮像された画像を第1画像、発光量L2、その発光時間t_bで撮像された画像を第2画像とする。

【0079】

図15に示すようにDレンジ拡大部51に順次入力されるデジタル変換された第1及び第2画像信号は、フレームメモリ52に順次入力される。フレームメモリ52に入力された画像信号はFIFO（ファーストインファーストアウト）的に、1フィールド期間分ずれたタイミングで、第1及び第2セクタ53a、53bに入力される。つまり、1フィールド期間遅延して出力されることにより、次のフィールドの信号と同期して出力される。

【0080】

第1及び第2セクタ53a、53bには、発光量可変手段10からフィールド判別信号が前者には直接、後者には反転回路54を介して印加される。そして、フィールド判別信号を基準として、各セクタ53a、53bに入力される第1及び第2フィールドいずれかの信号が取り込まれる。

【0081】

第1セクタ53aに取り込まれた信号は、第1乗算器55aに出力されると共に、第1及び第2のルックアップテーブル（LUT）56a、56bに入力され、適宜の関数で重み付けがなされる。

【0082】

この関数として例えば第1LUT56aは $\cos(pB) \cdot \cos(pB)$ 、第2LUT56bは $\sin(pB) \cdot \sin(pB)$ としている。ここで、関数 \cos 或いは \sin 内の変数pBはスケール変換のパラメータpにより被写体の明るさB（このBは少ない照明光量で撮像した場合で撮像された画素の輝度レベル）を0から1/4以内に変換する。なお、照明光量が少ない条件で撮像した場合のものを利用したのは、他方の場合にはより飽和し易い状態の信号を含む場合があり、そのような場合を避けるためである。

そして、 $\cos(pB)$ は被写体の明るさに対して単調減少の関数で、 $\sin(pB)$ は単調増加の関数形となる。その2乗も当然、そのような特性を示し、その場合には両者の和は1となる。

【0083】

第1及び第2LUT56a、56bにより重み付けされた信号は各々第1及び第2乗算器55a、55bに出力され、第1及び第2セクタ53a、53bから出力された信号と乗算され、その後、第1及び第2乗算器55a、55bの出力を加算器57で加算したものが、Dレンジ拡大処理がされた画像信号となり、この画像処理手段51より出力される。

【0084】

つまり、この画像処理手段51では低輝度側では照明光量を大きくして撮像した第2画像の重み付けを大きくし、高輝度側では照明光量を小さくして撮像した第1画像の重み付けを大きくするようにして画像合成を行うようにしているので、一方の画像のみの場合よりも広いダイナミックレンジを有する画質の良い画像を生成することができるようにしている。

【0085】

このようにして生成されたダイナミックレンジの広い画像信号は無線手段7から体外装置3に送信され、記録手段9に記録される。

本実施の形態によれば、照明光量に差のある状態でそれぞれ撮像した2枚の画像からDレンジを拡大した画像を生成するので、一方の画像を選択した場合よりもより白飛びや黒つ

ぶれの少ない良質の画像を得ることができる。

【0086】

図16は変形例における体外装置3Cの概略の構成を示す。上述の説明ではカプセル型内視鏡2Cに画像処理手段51を設けていたが、本変形例では体外装置3C側に画像処理手段51を設けたものである。

【0087】

本変形例は図1の体外装置3において、体外装置3に画像処理手段51を設けた構成にしている。また、記録手段9に記録された合成画像を表示手段59で表示できるようにしている。

【0088】

本変形例によれば、カプセル型内視鏡2から送信された画像データにおける第1画像及び第2画像から上述したようにDレンジが広い1枚の画像を合成して記録手段9に記録し、記録手段9に記録された合成画像を表示手段59で表示する。

本変形例によれば、カプセル型内視鏡2の回路規模を大きくすることなく、体外装置3C側で診断のし易い良質な画像を得ることができる。

【0089】

(第5の実施の形態)

次に本発明の第5の実施の形態を図17を参照して説明する。図17は第5の実施の形態における照明手段4Fの構成を示す。この照明手段4Fは例えば図6の照明手段4Cにおいては、2つの白色LEDを単位として発光制御しているが、本実施の形態では1つの白色LED17i (i = a ~ d) を単位として任意に選択して発光制御できるようにすると共に、さらに図9に示す記憶手段40も設けた発光駆動回路29Eにして、記録手段40に記憶されている情報で発光させる白色LED17iを選択制御できるようにしている。

【0090】

つまり、図17では定電流源31iはそれぞれON/OFF手段32iを経て白色LED17iに接続され、各ON/OFF手段32iはコントロール手段36によりON/OFFを制御できるようにしている。

本実施の形態では記憶手段40の情報により、例えば図7のように発光させることはもとより、発光させる白色LEDの組み合わせを変更することにより照明光における配光特性も変更できるようにしている。

【0091】

また、本実施の形態では例えば配光特性を変更した場合、発光量(照明光量)を同じにして複数の画像を得るようにもできる。例えば図7では照明光量が異なる状態での2つの画像を得るものを周期としているが、例えば図18に示すように、照明光量が異なる条件では2つの画像を得る周期となるが、配光特性の変化の条件も考えると3つの画像を得るような周期にしている。

【0092】

このように配光特性も変更できるようにして照明することにより、特に近点側に近い状態で照明を行うような場合、最も近点側となる側の白色LEDを発光させないで、特に反対側の白色LEDを発光させるような照明を行うことにより、より白飛びの少ない質の良い画像を得ることができる。

【0093】

このため、図18等に示すように同じ照明光量の状態でさらに発光させる白色LEDを変えて配光特性を変えた状態で複数の画像を得るように撮像し、撮像した複数の画像を第1の実施の形態のように体外装置3に送信したり、第2の実施の形態のように画質の良い画像を選択して体外装置に送信したりするなどしても良い。

【0094】

本実施の形態によれば、配光特性も変化させて複数の画像を得るようにしているので、特に近点における白飛びの少ない質の良い画像を得ることが可能となる。

なお、上述した各実施の形態等を部分的に組み合わせる等して構成される実施の形態等も

10

20

30

40

50

本発明に属する。

【 0 0 9 5 】

[付 記]

1 . 請求項 1 において、さらに発光量或いは発光時間を設定する設定手段を有する。

2 . 付記 1 において、前記設定手段は発光量或いは発光時間を設定する情報を記憶する記憶手段である。

3 . 付記 1 において、前記設定手段を体外装置側から制御可能である。

【 0 0 9 6 】

4 . 照明手段及び撮像手段と無線手段から構成されるカプセル型内視鏡装置において、
発光素子の発光による照明光量を切り替える切替手段を備えた前記照明手段と、
2 つ以上の異なる照明光量で前記撮像手段によりそれぞれ得られる複数の画像データを無線で送信する前記無線手段と、
を具備したカプセル型内視鏡装置。

10

5 . 付記 4 において、前記照明手段は配置位置が異なる複数の発光素子を有し、前記切替手段は前記複数の発光素子における発光させる発光素子を選択して照明光の配光特性も変化させる。

【 0 0 9 7 】

【 発 明 の 効 果 】

以上説明したように本発明によれば、照明手段及び撮像手段と無線手段から構成されるカプセル型内視鏡装置において、

20

2 つ以上の発光量あるいは発光時間に切り替える切替手段を備えた前記照明手段と、
2 つ以上の発光量あるいは発光時間を順次切り替えた時前記撮像手段により得られる画像データを無線で送信する前記無線手段と、

を具備しているので、発光量あるいは発光時間を順次切り替えた時の撮像手段により、異なる照明の下で複数の画像データが得られ、選択等することにより黒つぶれや白飛びの少ない画質の良い画像を得ることができる。

【 図 面 の 簡 単 な 説 明 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施の形態を備えたカプセル型内視鏡システムの全体構成図。

【 図 2 】 カプセル型内視鏡（装置）の具体的な構成を示す縦断面図。

【 図 3 】 照明手段の構成及び発光動作を示す図。

30

【 図 4 】 白色 L E D の発光特性例を示す特性図。

【 図 5 】 第 1 変形例における照明手段の構成を示すブロック図。

【 図 6 】 第 2 変形例における照明手段の構成を示すブロック図。

【 図 7 】 照明手段による発光動作を示す説明図。

【 図 8 】 第 3 変形例における撮像手段の構成を示すブロック図。

【 図 9 】 第 4 変形例における照明手段の構成を示すブロック図。

【 図 1 0 】 本発明の第 2 の実施の形態におけるカプセル型内視鏡の概略の構成図。

【 図 1 1 】 変形例における体外装置の概略の構成図。

【 図 1 2 】 本発明の第 3 の実施の形態における照明手段の構成を示すブロック図。

【 図 1 3 】 照明手段の発光動作の説明図。

40

【 図 1 4 】 本発明の第 4 の実施の形態におけるカプセル型内視鏡の概略の構成図。

【 図 1 5 】 画像処理手段の構成を示すブロック図。

【 図 1 6 】 変形例における体外装置の概略の構成図。

【 図 1 7 】 本発明の第 5 の実施の形態における照明手段の構成を示すブロック図。

【 図 1 8 】 発光動作の説明図。

【 図 1 9 】 従来例のカプセル型内視鏡装置の全体構成図。

【 図 2 0 】 従来例における照明手段の構成及び発光動作の説明図。

【 符 号 の 説 明 】

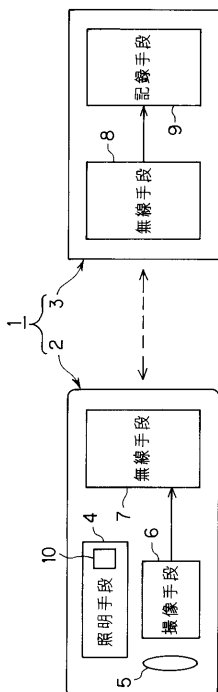
1 ... カプセル形内視鏡システム

2 ... カプセル形内視鏡（装置）

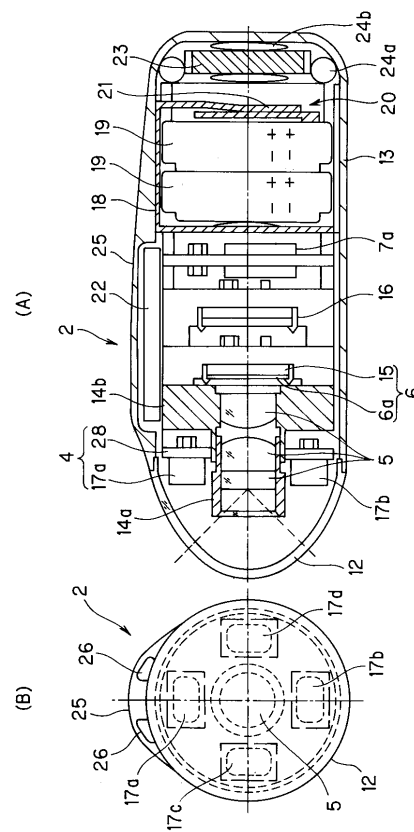
50

- 3 ... 体外装置
- 4 ... 照明手段
- 5 ... 対物レンズ
- 6 ... 撮像手段
- 6 a ... 撮像素子
- 7 ... 無線手段
- 8 ... 無線手段
- 9 ... 記録手段
- 10 ... 発光量可変手段
- 13 ... 外装ケース
- 15 ... 撮像駆動回路
- 17 ... 白色ＬＥＤ
- 19 ... バッテリ
- 29 ... 発光駆動回路
- 31 ... 定電流源
- 32 ... ON / OFF 手段

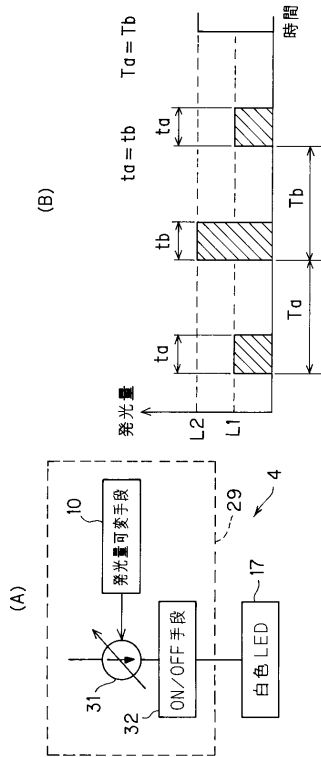
【図 1】



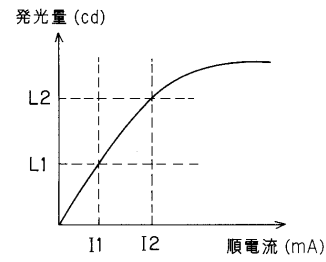
【図 2】



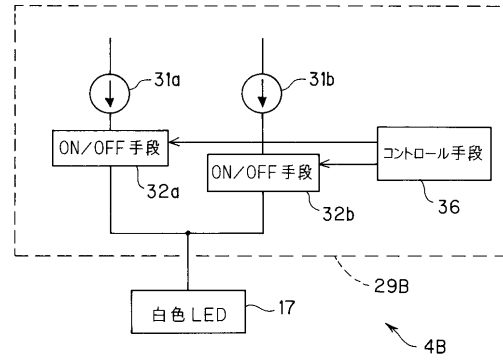
【図 3】



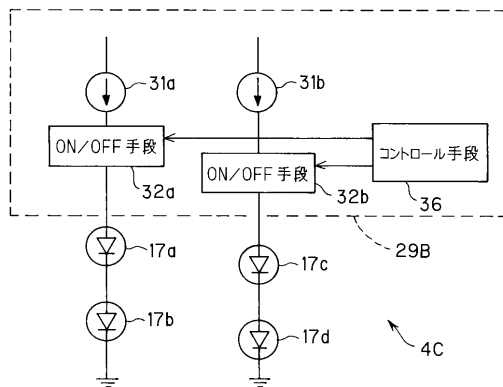
【図 4】



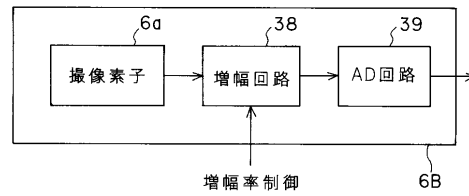
【図 5】



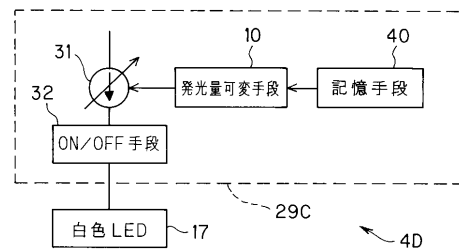
【図 6】



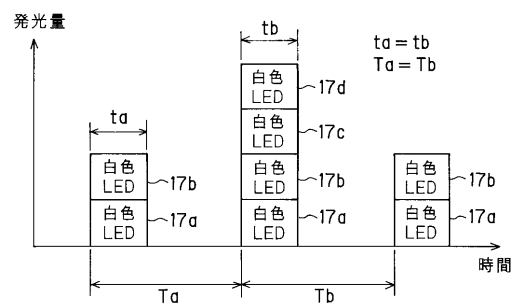
【図 8】



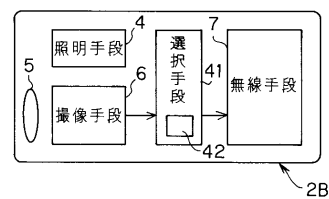
【図 9】



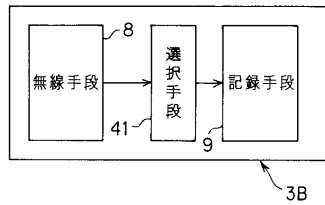
【図 7】



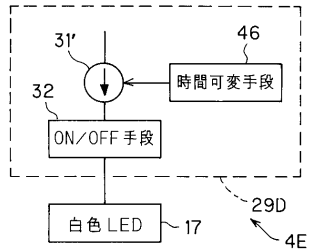
【図 10】



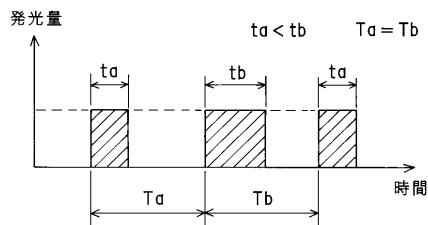
【図 1 1】



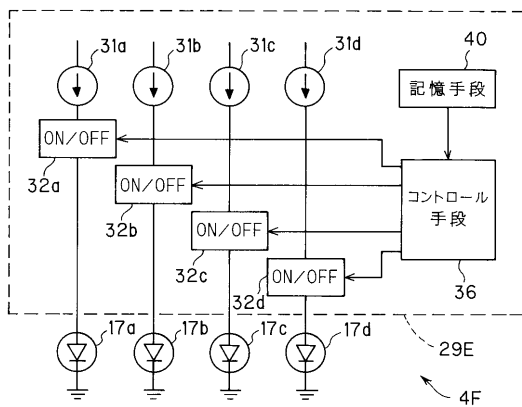
【図 1 2】



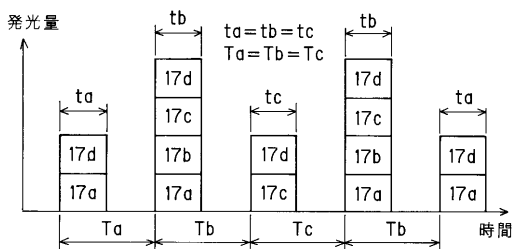
【図 1 3】



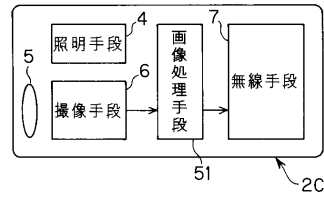
【図 1 7】



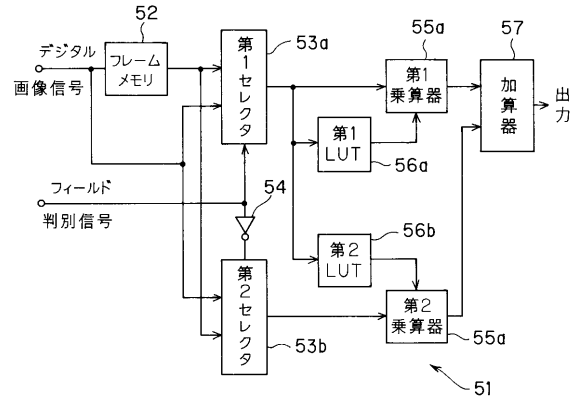
【図 1 8】



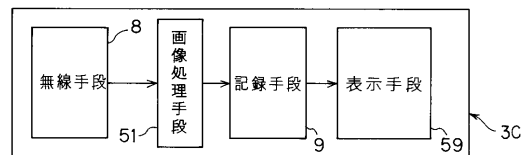
【図 1 4】



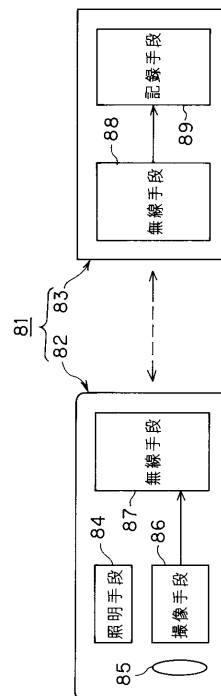
【図 1 5】



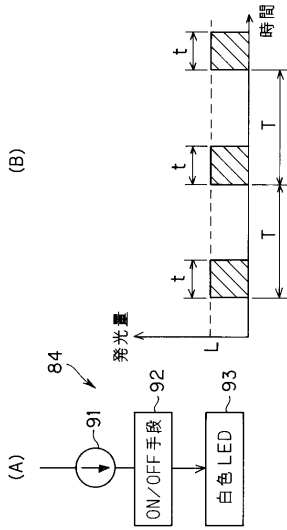
【図 1 6】



【図 1 9】



【図 20】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷

F I

テーマコード(参考)

H 0 4 N 7/18

M

F ターム(参考) 5C022 AA09 AB15 AC42 AC69

5C054 AA05 CA04 CB03 CC07 DA07 ED03 EG01 FE01 FE12 GA00

GB02 HA12

专利名称(译)	胶囊型内窥镜装置		
公开(公告)号	JP2004321605A	公开(公告)日	2004-11-18
申请号	JP2003122821	申请日	2003-04-25
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	穗满政敏 大野涉		
发明人	穗满 政敏 大野 涉		
IPC分类号	A61B5/07 A61B1/00 A61B1/045 A61B1/06 H04N5/225 H04N5/235 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/045 A61B1/0607		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 H04N5/225.C H04N5/225.F H04N5/235 H04N7/18.M A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/045.610 A61B1/06.612 H04N5/225 H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N5/232.930 H04N5/235.400 H04N5/235.500 H04N5/235.600		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC05 4C038/CC06 4C061/AA01 4C061/CC06 4C061/NN03 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/QQ02 4C061/QQ06 4C061/RR03 4C061/UU06 4C061/YY01 4C061/YY12 5C022/AA09 5C022/AB15 5C022/AC42 5C022/AC69 5C054/AA05 5C054/CA04 5C054/CB03 5C054/CC07 5C054/DA07 5C054/ED03 5C054/EG01 5C054/FE01 5C054/FE12 5C054/GA00 5C054/GB02 5C054/HA12 4C161/AA01 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF17 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/QQ06 4C161/RR03 4C161/SS06 4C161/UU06 4C161/YY01 4C161/YY12 5C122/DA26 5C122/EA20 5C122/EA21 5C122/FA09 5C122/FB03 5C122/FC07 5C122/FF11 5C122/FF15 5C122/FH18 5C122/FK23 5C122/GA20 5C122/GC17 5C122/GE01 5C122/GG03 5C122/GG17 5C122/GG19 5C122/GG21 5C122/GG24 5C122/GG31 5C122/HA68 5C122/HA86 5C122/HA88 5C122/HB06		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4328125B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种胶囊内窥镜装置，该装置能够获得具有良好图像质量的图像而几乎没有停电或停电。 解决方案：胶囊内窥镜设备中提供的照明装置4使白色LED 17通过开/关装置32发射脉冲光，以开/关恒定电流源31的电流，该电流可以改变。 在这种情况下，恒流源31的电流值由发光量改变装置10改变，并且不同的发光量L1和L2由图像拾取装置成像，同时发射相同的发光时间ta和tb。 获得在光量的状态下拾取的多个图像，并且可以从多个图像中选择具有良好的图像质量，几乎没有黑屏或白屏的图像。 [选择图]图3

