

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2008/102803

発行日 平成22年5月27日 (2010.5.27)

(43) 国際公開日 平成20年8月28日 (2008.8.28)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 0 3 8
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 0 6 1
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	
	A 6 1 B 5/07	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

出願番号 特願2009-500209 (P2009-500209)	(71) 出願人 304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2008/052851	(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4 3番2号
(22) 国際出願日 平成20年2月20日 (2008.2.20)	(74) 代理人 100089118 弁理士 酒井 宏明
(31) 優先権主張番号 特願2007-42449 (P2007-42449)	(72) 発明者 佐藤 良次 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(32) 優先日 平成19年2月22日 (2007.2.22)	(72) 発明者 河野 宏尚 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	

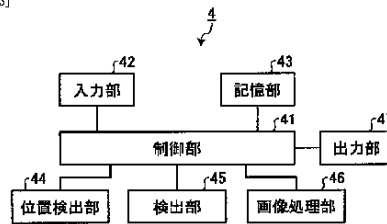
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被検体内導入システム

(57) 【要約】

本発明は、被検体内の画像を撮像する被検体内導入システムにおいて、検出対象に応じて所定の光学的特性を有する検出対象部位に対し反射率の低い低反射率波長の光と反射率の高い波長である高反射率波長の光とを少なくとも発する発光部と、少なくとも低反射率波長の光と高反射率波長の光とを受光して画像を撮像する撮像素子と、を有するカプセル型内視鏡と、画像のうち検出対象部位の有無の検出対象である被検体内の検出対象領域に対応する領域の高反射率波長の光量と低反射率波長の光量とをもとに検出対象領域の検出対象部位を検出する検出部45と、を備える。

【図3】



- 42...INPUT SECTION
- 43...STORAGE SECTION
- 41...CONTROL SECTION
- 47...OUTPUT SECTION
- 44...POSITION DETECTING SECTION
- 45...DETECTING SECTION
- 46...IMAGE PROCESSING SECTION

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内の画像を撮像する被検体内導入システムにおいて、
検出対象に応じて所定の光学的特性を有する検出対象部位に対し反射率の低い低反射率波長の光と反射率の高い高反射率波長の光とを少なくとも発する発光手段と、
少なくとも前記低反射率波長の光と前記高反射率波長の光とを受光して前記画像を撮像する撮像手段と、
を有する被検体内導入装置と、
前記画像のうち前記被検体内の検出対象領域に対応する領域の前記高反射率波長の光量と前記低反射率波長の光量とをもとに前記検出対象領域の前記検出対象部位を検出する検出手段と、
を備えたことを特徴とする被検体内導入システム。

10

【請求項 2】

前記検出手段は、前記画像のうち前記高反射率波長の光量が所定の閾値以上である領域を前記検出対象部位が含まれる可能性がある包含領域として抽出し、抽出した前記包含領域における前記低反射率波長の光量をもとに前記検出対象部位を検出することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内導入システム。

【請求項 3】

前記検出手段は、前記高反射率波長による画像のうち前記高反射率波長の光量が前記所定の閾値以上である領域を前記包含領域として抽出し、前記低反射率波長による画像のうち前記包含領域に対応する領域の前記低反射率波長の光量をもとに前記検出対象部位を検出することを特徴とする請求項 2 に記載の被検体内導入システム。

20

【請求項 4】

前記所定の閾値は、前記検出対象部位に対する前記低反射率波長の光の反射率と前記高反射率波長の光の反射率とをもとに設定されることを特徴とする請求項 2 に記載の被検体内導入システム。

【請求項 5】

前記検出対象部位は、出血部位であることを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内導入システム。

【請求項 6】

前記低反射率波長は、415 nm から 580 nm のいずれかであり、
前記高反射率波長は、615 nm から 635 nm のいずれかであることを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内導入システム。

30

【請求項 7】

前記画像を処理する画像処理手段と、
前記画像処理手段が処理した画像を含む情報を表示する表示手段と、
をさらに備え、前記画像処理手段は、前記検出対象部位を強調させた強調処理を行なうことを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内導入システム。

【請求項 8】

前記発光手段および前記撮像手段は、前記被検体内導入装置の側面に備えられていることを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内導入システム。

40

【請求項 9】

前記被検体内導入装置は、少なくとも二つの前記撮像手段および少なくとも二つの前記発光手段を備え、
前記二つの撮像手段は、それぞれ逆の方向を撮像することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内導入システム。

【請求項 10】

前記発光手段は、前記低反射率波長の光を発する発光素子と、前記高反射率波長の光を発する発光素子とを少なくとも有することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内導入システム。

50

【請求項 1 1】

前記発光素子は、LEDであることを特徴とする請求項 1 0 に記載の被検体内導入システム。

【請求項 1 2】

前記被検体内導入装置は、
各発光素子に電力を供給して各発光素子を発光させる駆動手段と、
前記駆動手段によって供給される電力量を各発光素子ごとに制御する制御手段と、
を備えたことを特徴とする請求項 1 0 に記載の被検体内導入システム。

【請求項 1 3】

前記駆動手段は、前記発光素子に供給する電流量を調整する電流量調整手段を備え、
前記制御手段は、前記電流量調整手段を制御して各発光素子に供給される電流量を制御することを特徴とする請求項 1 2 に記載の被検体内導入システム。

10

【請求項 1 4】

前記駆動手段は、電力を供給するか否かを各発光素子ごとにそれぞれ選択できる電力供給選択手段を備え、

前記制御手段は、前記電力供給選択手段を制御して各発光素子に供給される電力量を制御することを特徴とする請求項 1 2 に記載の被検体内導入システム。

【請求項 1 5】

前記電力供給選択手段は、各発光素子に電力を供給するか否かを選択するとともに、供給する電力量を各発光素子ごとに選択できることを特徴とする請求項 1 4 に記載の被検体内導入システム。

20

【請求項 1 6】

前記電力供給選択手段は、各発光素子に電力を供給する期間を前記発光素子ごとに応じて変更することを特徴とする請求項 1 4 に記載の被検体内導入システム。

【請求項 1 7】

前記電力供給選択手段は、各発光素子に時分割で電力を供給することを特徴とする請求項 1 6 に記載の被検体内導入システム。

【請求項 1 8】

前記制御手段は、前記検出対象部位に対する低反射率波長の光の反射率と前記検出対象部位に対する高反射率波長の光の反射率とをもとに各発光素子に供給される電力量を制御することを特徴とする請求項 1 2 に記載の被検体内導入システム。

30

【請求項 1 9】

前記制御手段は、ホワイトバランスの値をもとに各発光素子に供給される電力量を制御することを特徴とする請求項 1 2 に記載の被検体内導入システム。

【請求項 2 0】

前記被検体内導入装置は、誘導用の永久磁石をさらに有し、
前記永久磁石に対して作用させる誘導用磁界を発生する誘導用磁界発生手段と、
前記誘導用磁界の方向を制御する誘導用磁界方向制御手段と、
をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内導入システム。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】**【0 0 0 1】**

この発明は、被検体内の画像を撮像する被検体内導入システムに関する。

【背景技術】**【0 0 0 2】**

近年、医療用内視鏡の分野においては、飲込み型のカプセル型内視鏡が登場している。このカプセル型内視鏡には、撮像機能と無線通信機能とが設けられており、観察（検査）のために患者の口から飲込まれた後、人体から自然排出されるまでの間、体腔内、たとえば、胃、小腸などの臓器の内部をその蠕動運動にしたがって移動し、順次撮像する機能を有する。

50

【0003】

ここで、内視鏡分野においては、従来のRGBの面順次方式による照明光と比較し、分光特性を狭帯域にした照明光を用いた狭帯域観察方式が提案されている（たとえば、特許文献1参照）。狭帯域観察方式においては、血液中のヘモグロビンに吸収されやすい狭帯域化された青色光および緑色光の2種の帯域の光を照射することによって、粘膜表層の毛細血管および粘膜微細模様の強調表示を実現し、検出対象部位である出血部位や腫瘍部位の早期発見に寄与する。

【0004】

【特許文献1】特開2002-95635号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

狭帯域観察方式においては、粘膜表層の毛細血管および粘膜微細模様を暗くできるため、粘膜表層の毛細血管および粘膜微細模様が強調される。しかしながら、発光部位の発光量が限られるカプセル型内視鏡システムおよび高速で動く対象を撮像したい場合においては、暗く表示されている領域が、血液中のヘモグロビン等による吸収に起因して暗くなっているのか、視野方向が管腔方向で何もないために暗くなっているのか、あるいは、光量が不足して暗くなっているのかを区別することができず、検出対象部位である出血部位や腫瘍部位を正確に検出することができないという問題があった。

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、被検体内導入装置によって撮像された画像における検出対象部位を検出できる被検体内導入システム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】

【0007】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、この発明にかかる被検体内導入システムは、被検体内の画像を撮像する被検体内導入システムにおいて、検出対象に応じて所定の光学的特性を有する検出対象部位に対し反射率の低い低反射率波長の光と反射率の高い高反射率波長の光とを少なくとも発する発光手段と、少なくとも前記低反射率波長の光と前記高反射率波長の光とを受光して前記画像を撮像する撮像手段と、を有する被検体内導入装置と、前記画像のうち前記被検体内の検出対象領域に対応する領域の前記高反射率波長の光量と前記低反射率波長の光量とをもとに前記検出対象領域の前記検出対象部位を検出する検出手段と、を備えたことを特徴とする。

【0008】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、前記検出手段は、前記画像のうち前記高反射率波長の光量が所定の閾値以上である領域を前記検出対象部位が含まれる可能性がある包含領域として抽出し、抽出した前記包含領域における前記低反射率波長の光量をもとに前記検出対象部位を検出することを特徴とする。

【0009】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、前記検出手段は、前記高反射率波長による画像のうち前記高反射率波長の光量が前記所定の閾値以上である領域を前記包含領域として抽出し、前記低反射率波長による画像のうち前記包含領域に対応する領域の前記低反射率波長の光量をもとに前記検出対象部位を検出することを特徴とする。

【0010】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、前記所定の閾値は、前記検出対象部位に対する前記低反射率波長の光の反射率と前記高反射率波長の光の反射率とをもとに設定されることを特徴とする。

【0011】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、前記検出対象部位は、出血部位であることを特徴とする。

10

20

30

40

50

【0012】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、前記低反射率波長は、415 nmから580 nmのいずれかであり、前記高反射率波長は、615 nmから635 nmのいずれかであることを特徴とする。

【0013】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、前記画像を処理する画像処理手段と、前記画像処理手段が処理した画像を含む情報を表示する表示手段と、をさらに備え、前記画像処理手段は、前記検出対象部位を強調させた強調処理を行なうことを特徴とする。

【0014】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、前記発光手段および前記撮像手段は、前記被検体内導入装置の側面に備えられていることを特徴とする。 10

【0015】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、前記被検体内導入装置は、少なくとも二つの前記撮像手段および少なくとも二つの前記発光手段を備え、前記二つの撮像手段は、それぞれ逆の方向を撮像することを特徴とする。

【0016】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、前記発光手段は、前記低反射率波長の光を発する発光素子と、前記高反射率波長の光を発する発光素子とを少なくとも有することを特徴とする。 20

【0017】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、前記発光素子は、LEDであることを特徴とする。 20

【0018】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、前記被検体内導入装置は、各発光素子に電力を供給して各発光素子を発光させる駆動手段と、前記駆動手段によって供給される電力量を各発光素子ごとに制御する制御手段と、を備えたことを特徴とする。

【0019】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、前記駆動手段は、前記発光素子に供給する電流量を調整する電流量調整手段を備え、前記制御手段は、前記電流量調整手段を制御して各発光素子に供給される電流量を制御することを特徴とする。 30

【0020】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、前記駆動手段は、電力を供給するかどうかを各発光素子ごとにそれぞれ選択できる電力供給選択手段を備え、前記制御手段は、前記電力供給選択手段を制御して各発光素子に供給される電力量を制御することを特徴とする。

【0021】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、前記電力供給選択手段は、各発光素子に電力を供給するかどうかを選択するとともに、供給する電力量を各発光素子ごとに選択できることを特徴とする。

【0022】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、前記電力供給選択手段は、各発光素子に電力を供給する期間を前記発光素子ごとに応じて変更することを特徴とする。 40

【0023】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、前記電力供給選択手段は、各発光素子に時分割で電力を供給することを特徴とする。

【0024】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、前記制御手段は、前記検出対象部位に対する低反射率波長の光の反射率と前記検出対象部位に対する高反射率波長の光の反射率とをもとに各発光素子に供給される電力量を制御することを特徴とする。

【0025】

50

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、前記制御手段は、ホワイトバランスの値をもとに各発光素子に供給される電力量を制御することを特徴とする。

【0026】

また、この発明にかかる被検体内導入システムは、前記被検体内導入装置は、誘導用の永久磁石をさらに有し、前記永久磁石に対して作用させる誘導用磁界を発生する誘導用磁界発生手段と、前記誘導用磁界の方向を制御する誘導用磁界方向制御手段と、をさらに備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0027】

本発明は、検出対象部位に対して反射率の高い波長である高反射率波長の光を反射率の低い低反射率波長の光とともに照射して撮像された画像のうち検出対象部位の有無の検出対象である被検体内の検出対象領域に対応する領域の高反射率波長の光量と低反射率波長の光量とをもとに検出対象領域の検出対象部位を検出するため、撮像された画像における検出対象部位を検出できる。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】 図1は、実施の形態1にかかる被検体内導入システムの全体構成を示す図である。

【図2】 図2は、図1に示すカプセル型内視鏡の構成を説明する概略図である。

【図3】 図3は、図1に示すワークステーションの構成を示すブロック図である。

【図4】 図4は、図1に示す被検体に照射される光の反射状態を説明する図である。

【図5】 図5は、図1に示す被検体に照射される光の反射率を示す図である。

【図6】 図6は、図1に示す被検体内導入システムにおける検出処理の処理手順を示すフローチャートである。

【図7】 図7は、図6に示す検出処理の処理手順を示すフローチャートである。

【図8】 図8は、図1に示すカプセル型内視鏡の被検体内導入時を説明する図である。

【図9】 図9は、図1に示すカプセル型内視鏡が撮像した画像の一例を示す図である。

【図10】 図10は、図1に示す被検体に照射される光の反射率を示す図である。

【図11】 図11は、図1に示すカプセル型内視鏡の他の構成を説明する概略図である。

【図12】 図12は、図1に示す受信装置の構成を示すブロック図である。

【図13】 図13は、図1に示すカプセル型内視鏡の他の構成を示すブロック図である。

【図14】 図14は、図1に示すカプセル型内視鏡の他の構成を説明する概略図である。

【図15】 図15は、実施の形態2におけるカプセル型内視鏡の構成を示すブロック図である。

【図16】 図16は、図15に示すカプセル型内視鏡のキャップ装着時を説明する図である。

【図17】 図17は、図15に示すカプセル型内視鏡の要部を示すブロック図である。

【図18】 図18は、図15に示すカプセル型内視鏡の要部の他の例を示すブロック図である。

【図19】 図19は、図15に示すカプセル型内視鏡の要部の他の例を示すブロック図である。

【図20】 図20は、図19に示すスイッチの駆動状態を示すタイミングチャートである。

【図21】 図21は、図19に示すスイッチの駆動状態を示すタイミングチャートである。

【図22】 図22は、実施の形態2における受信装置の構成を示すブロック図である。

【図23】 図23は、実施の形態2におけるワークステーションの構成を示すブロック図である。

【図24】 図24は、実施の形態3におけるカプセル型内視鏡の構成を示す概略図である。

【図25】 図25は、実施の形態3にかかる被検体内導入システムの概略図である。

【図26】 図26は、図25に示す被検体内導入システムを説明する図である。

【図27】 図27は、実施の形態1～3における被検体内導入システムの他の例を説明する図である。

【符号の説明】

【0029】

1	被検体	
2, 202	受信装置	
3, 3a, 3b, 203, 303	カプセル型内視鏡	
4, 204, 304	ワークステーション	10
5	携帯型記録媒体	
6a～6h	受信用アンテナ	
7	外部装置	
20	アンテナ選択部	
21	受信回路	
22	信号処理回路	
23	記憶部	
24, 224	制御部	
25	電力供給部	
30, 30a	ハウジング	20
31	先端透明カバー	
31a	透明カバー	
32	発光部	
33	レンズ	
34, 334	撮像素子	
35	処理回路	
35a, 235a	制御部	
35b	受光回路	
35c	発光駆動部	
36	アンテナ	30
37	電池	
41, 241, 341	制御部	
42	入力部	
43	記憶部	
44	位置検出部	
45	検出部	
46	画像処理部	
47	出力部	
205	キャップ	
206a～206h	アンテナ	40
240	発光量調整部	
254	抵抗設定部	
250	LED駆動部	
256	電流値設定部	
320a	定電圧ドライバ	
320b	定電流ドライバ	
320, 321～32n	LED	
2511～251n	電流値設定部	
2521～252n	ドライバ	
2531～253n	抵抗	50

2551～255n スイッチ
338 永久磁石
371X, 371Y, 371Z ヘルムホルツコイルユニット
372X, 372Y, 372Z ヘルムホルツコイルドライバ
373 回転磁界制御回路
374 入力装置

【発明を実施するための最良の形態】

【0030】

以下、図面を参照して、この発明の実施の形態について、狭帯域観察方式を採用した被
検体内導入システムを例に説明する。なお、この実施の形態によりこの発明が限定される 10
ものではない。また、図面の記載において、同一部分には同一の符号を付している。

【0031】

(実施の形態1)

まず、実施の形態1について説明する。図1は、本実施の形態1にかかる被検体内導入
システムの全体構成を示す模式図である。図1に示すように、被検体内導入システムは、
無線受信機能を有する受信装置2と、被検体1の体内に導入され、被検体内の画像を撮像
して受信装置2に無線通信を用いて撮像した画像を送信するカプセル型内視鏡3とを有す
る。また、被検体内導入システムは、受信装置2が受信し処理を行った情報を処理し被検
体内の画像を表示出力するワークステーション4と、受信装置2とワークステーション4
との間の情報の受け渡しを行なうための携帯型記録媒体5とを有する。受信装置2は、カ
20 プセル型内視鏡3から送信される無線信号を受信する受信用アンテナ6a～6hと、最も
高い強度の無線信号を受信した受信用アンテナが受信した無線信号に対する復調処理等
を行い被検体1内部の画像を取得する外部装置7とによって構成される。携帯型記録媒体5
は、外部装置7およびワークステーション4に対して着脱可能であって、両者に対する挿
着時に情報の出力または記録が可能な構造を有する。

【0032】

つぎに、図2を参照して、図1に示すカプセル型内視鏡3について説明する。図2に示
すように、カプセル型内視鏡3は、被検体1内部を撮像する場合に所定帯域の波長の光を
発する発光部32と、発光部32から照射され被検体1内部において反射された光を集光
するレンズ33と、たとえばCCDなどによって実現されレンズ33が集光した光を受光
30 し被検体内の画像を撮像する撮像素子34と、撮像素子34によって撮像された画像に対
応する無線信号を生成するとともに発光部32、撮像素子34およびアンテナ36の駆動
状態を制御する処理回路35と、処理回路35から出力された無線信号を無線送信するア
ンテナ36と、発光部32、撮像素子34、処理回路35およびアンテナ36に電力を供給
する電池37とを備える。発光部32から発せられた光は、ハウジング30の先端部に
設けられた先端透明カバー31を透過して被検体1内に発せられる。そして、被検体1内
で反射され先端透明カバー31を透過してカプセル型内視鏡3内に入射した光は、レン
ズ33による集光後、撮像素子34によって受光されて所定波長ごとに受光量を測定される
。

【0033】

発光部32は、検出対象に応じて所定の光学特性を有する検出対象部位に対し反射率の
低い低反射率波長の光と反射率の高い高反射率波長の光とを少なくとも発する。発光部3
2は、たとえば白色光を発するLEDを備える。検出対象部位は、出血部位や腫瘍部位で
あることが多い。低反射率波長は、血液中のヘモグロビンに吸収されやすい415nmか
40 ら580nmのいずれかである。また、高反射率波長は、血液中のヘモグロビンに吸収さ
れにくい615nmから635nmのいずれかである。撮像素子34は、少なくとも低反
射率波長の光と高反射率波長の光とを受光して被検体1内の画像を撮像する。たとえば、
撮像素子34は、低反射率波長である青色光および緑色光を受光できるとともに、高反
射率波長である赤色光を受光できる。

【0034】

つぎに、図1に示すワークステーション4について説明する。図3は、図1に示すワークステーションの構成を示すブロック図である。図3に示すように、ワークステーション4は、ワークステーション4の各構成部位を制御する制御部41と、ワークステーション4が行なう処理の指示情報を入力する入力部42と、たとえばハードディスク装置などによって実現されカプセル型内視鏡3が撮像した画像を含む情報を記憶する記憶部43と、受信用アンテナ6a~6hが受信した無線信号の強度などをもとにカプセル型内視鏡3の位置および方向を算出する位置検出部44と、カプセル型内視鏡3が撮像した画像をもとに被検体1内の検出対象領域の検出対象部位を検出する検出部45と、カプセル型内視鏡3が撮像した画像を処理する画像処理部46と、たとえばディスプレイなどによって実現され画像処理部46が処理した画像を含む情報を表示出力する出力部47とを備える。検出部45は、撮像素子34によって撮像された画像のうち検出対象部位の有無の検出対象である被検体1内の検出対象領域に対応する領域の高反射率波長の光量と低反射率波長の光量とをもとに検出対象領域の検出対象部位を検出する。画像処理部46は、検出対象部位の検出結果にもとづいた検出対象部位を強調表示のための処理等を行なう。

10

【0035】

ここで、図4を参照して、カプセル型内視鏡3の発光部32が発する低反射率波長および高反射率波長の光について説明する。低反射率波長である415nmから580nmの帯域のうち415nmから445nmの帯域に属する青色光は、出血部位のない領域に入射した場合には図4の入射光Hb1に示すように皮膚61などの生体表面でほとんど反射されるのに対し、血管に入射した場合には入射光Hb2に示すように血管62内のヘモグロビンに吸収されほとんど反射しない。また、415nmから580nmの帯域のうち530nmから550nmの帯域に属する緑色光は、青色光よりも深層部に入射でき、出血部位のない領域に入射した場合には図4の入射光Hg1に示すように皮膚61内でほとんど反射されるのに対し、血管に入射した場合には入射光Hg2に示すように血管62内のヘモグロビンに吸収されほとんど反射しない。画像処理部46は、この血管62中のヘモグロビンに吸収されやすい青色光または緑色光、すなわち低反射率波長による撮像画像を処理することによって、粘膜表層の毛細血管および粘膜微細模様を強調させた画像であって検出対象部位である出血部位や主要部位を強調させた画像を取得する。これに対し、高反射率波長である615nmから635nmの帯域に属する赤色光は、入射光Hr1および入射光Hr2に示すように、出血部位の有無によらず皮膚61などの生体表面でほとんど反射される。

20

30

【0036】

つぎに、図5を参照して、高反射率波長と低反射率波長の反射率について説明する。図5に示す曲線11は、撮像素子34が受光する低反射率波長 λ_1 の光の受光特性を示し、曲線12は、撮像素子34が受光する高反射率波長 λ_2 の光の受光特性を示す。また、曲線1bは、出血部位における各波長の反射率を示し、直線1eは、何も存在しない管腔方向に各波長の光を発した場合の反射率を示す。曲線1bに示すように、出血部位に光を発した場合、低反射率波長 λ_1 の光は出血部位に吸収されるため低い反射率を示す。これに対し、高反射率波長 λ_2 の光は、出血部位がある場合であっても反射するため高い反射率を示す。したがって、撮像素子34における高反射率波長 λ_2 の受光量が乱反射光および測定誤差を考慮した上でも低反射率波長 λ_1 の受光量よりも十分に大きい場合には、この反射光が反射した領域に検出対象部位があるものと考えられる。また、図5の直線1eに示すように、物質が存在しない方向に光を発した場合には発した光が戻ってこないため、反射率はどの波長でもほぼ0となる。

40

【0037】

そこで、検出部45は、検出対象部位に対する低反射率波長の光の反射率と高反射率波長の光の反射率とをもとに設定された所定の閾値を用いて検出対象部位に関する検出を行う。この所定の閾値を設定するためには、まず、曲線1bにおける低反射率波長 λ_1 の光の反射率、曲線1bにおける高反射率波長 λ_2 の光の反射率、乱反射光および測定誤差を考慮し、検出対象部位が存在する可能性が高いと判断できる反射率T1を設定する。そし

50

て、発光部 3 2 が高反射率波長 $\lambda 2$ を発するためには要した出力値と反射率 T 1 とをもとに、発光部 3 2 が発した高反射率波長 $\lambda 2$ の光のうち撮像素子 3 4 において受光されると推測される高反射率波長 $\lambda 2$ の受光量に対応する出力値を用いる。そして、求めた出力値に測定誤差などを勘案して所定の閾値を設定する。

【0038】

検出部 4 5 は、画像のうち高反射率波長の光量が所定の閾値以上である領域を検出対象部位が含まれる可能性がある包含領域として抽出し、抽出した包含領域における低反射率波長の光量をもとに検出対象部位を検出する。たとえば、検出部 4 5 は、高反射率波長による画像のうち高反射率波長の光量が所定の閾値以上である領域を包含領域として抽出し、低反射率波長による画像のうち包含領域に対応する領域の低反射率波長の光量をもとに検出対象部位を検出する。

10

【0039】

つぎに、図 6 を参照して、被検体内導入システムにおける出血部位などの検出対象部位の有無に対する検出処理について説明する。図 6 に示すように、まず、発光部 3 2 は、低反射率波長の光および高反射率波長の光を発光する発光処理を行なう（ステップ S 2）。つぎに、撮像素子 3 4 は、低反射率波長および高反射率波長の光を受光して画像を撮像する撮像処理を行なう（ステップ S 4）。そして、撮像素子 3 4 によって撮像された画像が受信装置 2 および携帯型記録媒体 5 を介してワークステーション 4 に送信される送信処理が行なわれる（ステップ S 6）。つぎに、ワークステーション 4 においては、検出部 4 5 は、検出対象部位を検出する検出処理を行なう（ステップ S 8）。そして、出力部 4 7 は、検出部 4 における検出結果とともに画像を表示出力する出力処理を行なう（ステップ S 10）。

20

【0040】

つぎに、図 7 を参照して、図 6 に示す検出処理について説明する。図 7 に示すように、検出部 4 5 は、撮像素子 3 4 によって取得された各波長の受光量に関する測定結果のうち、高反射率波長に対応する測定結果を取得する（ステップ S 12）。すなわち、検出部 4 5 は、高反射率波長による画像を取得する。そして、検出部 4 5 は、高反射率波長による画像のうち高反射率波長の光量が所定の閾値以上である領域を検出対象部位が含まれる可能性が高い領域として抽出する（ステップ S 14）。高反射率波長の光量が閾値より小さい領域には、光が当たっていない管腔方向などの部分であるものと判断できるためである。つぎに、検出部 4 5 は、撮像素子 3 4 によって取得された測定結果のうち、低反射率波長に対応する測定結果を取得する（ステップ S 16）。すなわち、検出部 4 5 は、低反射率波長による画像を取得する。そして、検出部 4 5 は、低反射率波長による画像のうちステップ S 14 において抽出された領域の低反射率波長の光量をもとに検出対象を検出する（ステップ S 18）。そして、検出部 4 5 は、検出を行った画像に検出結果を対応づけて出力する（ステップ S 20）。

30

【0041】

検出部 4 5 における検出処理について、カプセル型内視鏡 3 が図 8 に示す被検体 1 内の領域 S 1 を撮像する場合を例に説明する。この領域 S 1 には、検出対象部位である出血部位がある領域 S 2 と、測定位置から遠い管腔方向に対応する領域 S 3 が含まれる。

40

【0042】

そして、領域 S 1 の撮像画像として、図 9 の左図に示す低反射率波長による画像 G 1 と、図 9 の右図に示す高反射率波長による画像 G 2 とがそれぞれ得られる。検出部 4 5 は、画像 G 1 と画像 G 2 とをもとに検出対象部位を検出する。検出部 4 5 は、図 9 に示すステップ S 14 において、矢印 Y 1 に示すように、画像 G 2 の高反射率波長の受光量が閾値以下である領域 S 1 2 を光が反射しない管腔方向の領域で検出対象が存在しない非検出対象部位であると判断し抽出対象から除外する。そして、検出部 4 5 は、画像 G 2 の領域 S 1 2 以外の領域を検出対象部位が含まれる可能性がある包含領域として抽出する。このステップ S 14 では、光が当たらない管腔方向などを撮像した領域を排除できるとともに、検出対象と異なる光学的特性を有する部位が存在する領域を排除することができる。なお、

50

検出部45は、画像G2と画像G1とを比較して、画像G2および画像G1のいずれにおいても暗い領域は非検出対象部位であると検出してもよい。

【0043】

つぎに、検出部45は、画像G1のうち、ステップS14において抽出された領域、すなわち、画像G2における領域S12に対応する領域S11以外の領域において、低反射率波長の光量が低い暗い領域があるか否かを判断する。画像G1内の領域S13は、低反射率波長の光量が低く暗い領域である。この領域S13においては、検出対象が出血部位である場合、照射された低反射率波長の光が血液中のヘモグロビンに吸収された結果、反射しなかったものと考えられる。このため、検出部45は、図9の矢印Y2に示すように、領域S13に検出対象部位があると検出する。なお、検出部45は、画像G2と画像G1とを比較して、画像G2において明るい領域であって画像G1においては暗い領域には検出対象部位があると判断してもよい。また、検出部45は、高反射率波長による各画像において光量が閾値を超える領域がない場合、すなわち全体が暗い高低反射率波長による画像が連続する場合であるととも全体が暗い低反射率波長による画像が連続する場合には、管腔方向のみを連続して撮像していると検出する。また、検出部45は、全体が暗い高反射率波長による画像と全体が暗い低反射率波長による画像とが連続し、明るい領域が含まれた高反射率波長による画像が出現しない場合には、発光部32の光量が不足して暗くなっているおそれがあると検出する。

10

【0044】

このように、実施の形態1にかかる被検体内導入システムは、検出対象部位である出血部位などの強調表示のために用いる低反射率波長の光とともに、検出対象部位に対して高い反射率を有する高反射率波長の光を発生し、高反射率波長の光の受光量をもとに検出対象部位を検出する。このため、実施の形態1によれば、低反射率波長による画像において暗く表示されている領域が、血液中のヘモグロビン等による吸収に起因して暗くなっているのか、視野方向が管腔方向であるため暗くなっているのか、あるいは、光量が不足して暗くなっているのかを区別することができ、検出対象部位である出血部位や腫瘍部位を従来よりも正確に検出することが可能になる。

20

【0045】

なお、低反射率波長および高反射率波長の光量を取得するには、発光部32あるいは撮像素子34のいずれか一方が低反射率波長および高反射率波長の光を発生し、あるいは受光すれば足りる。たとえば、発光部32は、低反射率波長を発生するLEDおよび高反射率波長を発生するLEDをそれぞれ有し、撮像素子34は、低反射率波長および高反射率波長とともに他の波長領域の光を受光可能な撮像素子であってもよい。また、発光部32は、白色LEDとともに、低反射率波長のみを透過させるフィルタおよび高反射率波長のみを透過させるフィルタを備え、低反射率波長および高反射率波長の光を発生してもよい。また、撮像素子34は、低反射率波長のみを透過させるフィルタおよび高反射率波長のみを透過させるフィルタを備え、低反射率波長および高反射率波長の光を受光してもよい。もちろん、発光部32および撮像素子34をいずれも低反射率波長および高反射率波長の光を発生し、受光するものとして、さらに低反射率波長および高反射率波長に対する受光精度を高めて検出処理の精度を高めることも可能である。

30

40

【0046】

また、実施の形態1においては、既存のLEDおよび撮像素子を用いることが可能であるため、415nmから580nmの波長を低反射率波長として説明したが、低反射率波長は、検出対象部位に対して反射率が低い帯域の波長であれば足りる。たとえば図10に示すように、低反射率波長は、青色光および緑色光に限らず、出血部位における反射率が低い近紫外帯域の波長 $\lambda 11$ 、黄色光である波長 $\lambda 12$ であってもよい。検出部45の検出処理に用いられる閾値は、曲線1bにおける低反射率波長 $\lambda 11$ 、 $\lambda 12$ の光の反射率、曲線1bにおける高反射率波長 $\lambda 2$ の光の反射率、乱反射光および測定誤差を考慮した値T2に基づき設定すればよい。また、既存のLEDおよび撮像素子を用いることが可能であるため、615nmから635nmの波長を高反射率波長として説明したが、高反射

50

率波長は、検出対象部位に対して反射率が高い波長であれば足り、たとえば、近赤外帯域の波長であってもよい。

【0047】

また、実施の形態1においては、カプセル型内視鏡として、先頭部分に透明カバーを設けカプセル型内視鏡3の長手方向に対する撮像処理を行なうカプセル型内視鏡3を例に説明したが、もちろん図11に示すように、発光部32aおよび受光部33aを側面に設け、カプセル型内視鏡の側面方向に対する撮像処理を行なう側視型のカプセル型内視鏡3aであってもよい。発光部32aから発せられた光Lは、腸壁39などに反射し、カプセル型内視鏡3aの側面部に設けられた透明カバー31aを介して受光部33aによって受光される。図11に示す側視型のカプセル型内視鏡3aとすることによって、被検体1内部との距離が近くなるため、測定強度が高く安定した検出を行なうことができる。また、カプセル型内視鏡3aにおいては、広い管腔内にカプセル型内視鏡3aが侵入した場合や被検体1内部におけるカプセル型内視鏡3aの方向がずれた場合などのように被検体との距離が遠くなった場合には、検出対象部位の有無を検出できるため特に有用であるものと考えられる。

10

【0048】

また、実施の形態1においては、ワークステーション4に検出部45を備えた場合について説明したが、これに限らない。たとえば、図12に示すように、受信装置2を構成する外部装置7内に検出部45を備えてもよい。外部装置7は、検出部45とともに、受信用アンテナ6a~6hの中から受信に適したものを選択するアンテナ選択部20と、受信用アンテナを介して受信された無線信号に復調処理等を行なう受信回路21と、受信回路21から出力された信号を処理し画像情報を出力する信号処理回路22と、信号処理回路22によって処理された画像を記憶する記憶部23と、これらの各構成部位を制御する制御部24と、各構成部位に駆動電力を供給する電力供給部25とを備える。検出部45は、信号処理回路22によって出力された低反射率波長および高反射率波長の画像情報をもとに検出対象部位の有無を検出し、制御部24は、検出結果を画像情報に対応づけて記憶部23に記憶させる。

20

【0049】

また、図13に示すように、カプセル型内視鏡3に検出部45を備えてもよい。カプセル型内視鏡3は、検出部45とともに、発光部32と、撮像素子34と、電池37と、各構成部位を制御する制御部35aと、撮像素子34によって撮像された画像情報を変調して無線信号を生成する受光回路35bと、発光部32の駆動状態を制御する発光駆動部35cと、受光回路35bから出力された信号を無線送信するアンテナ36とを備える。制御部35aと受光回路35bと発光駆動部35cは、処理回路35内に設けられている。検出部45は、撮像素子34によって撮像された画像から検出対象領域に対応する領域の低反射率波長および高反射率波長の光量を取得して検出対象部位を検出し、制御部35aは、検出結果を受光回路35bによって生成された無線信号に対応づけてアンテナ36を介して受信装置2に送信する。

30

【0050】

また、実施の形態1においては、カプセル型内視鏡として単眼のカプセル型内視鏡3を例に説明したが、もちろん図14に示すように、図中左右双方の先端部にそれぞれ先端透明カバー31を設け、この左右の先端部に対応するように発光部32、レンズ33、撮像素子34を複数設けた複眼のカプセル型内視鏡3bであってもよい。カプセル型内視鏡3bでは、二つの撮像素子34が互いに逆の方向を向いているため、それぞれ逆の方向を撮像する。このカプセル型内視鏡3bは、複数の撮像素子34で体腔内を撮像できるため、単眼のカプセル型内視鏡3よりも広い領域を同時に観察でき、観察性が向上するという効果を奏する。特に、カプセル型内視鏡3bは、二つの撮像素子34が互いに反対方向を向いているため、カプセル型内視鏡3bの前後を同時に撮像でき、より広い領域が効率的に観察できる。なお、カプセル型内視鏡3bは、図中左右先端が透明カバーで覆われるため、円筒形状のハウジング30a内にカプセル型内視鏡3bの各構成部材が搭載される。な

40

50

お、図14においては、図2に示す処理回路35、アンテナ36、電池37はの図示を省略している。

【0051】

(実施の形態2)

つぎに、実施の形態2について説明する。実施の形態2においては、カプセル型内視鏡の発光部を構成する各発光素子に供給される電力量を調整してカプセル型内視鏡において消費される電量を低減する。図15は、実施の形態2におけるカプセル型内視鏡の構成を示すブロック図である。図15に示すように、実施の形態2におけるカプセル型内視鏡203は、図13に示すカプセル型内視鏡3における発光駆動部35cに代えて、LED駆動部250を備え、カプセル型内視鏡3における制御部35aに代えて、制御部235aを備える。発光部32を構成するLED320は、所定の波長帯域の光をそれぞれ発光する複数のLEDによって構成されたLED群である。LED駆動部250は、各LEDに電池37からの電力を供給して各LEDを発光させる。制御部235aは、制御部35aと同様の機能を有する。そして、制御部235aは、LED駆動部250によって各LED320に供給される電力量をLEDごとに制御する発光量調整部240を有する。

10

【0052】

まず、各LEDに供給される電力量を調整するためには、図16に示すように、カプセル型内視鏡203は、内側を白くした筒状のキャップ205を先端部に装着した状態で、所定出力でLED320を発光させ、キャップ205の内側で反射した光をレンズ33に集光させ、撮像素子34に受光させる。発光量調整部240は、使用する複数の波長間での撮像素子34による測定値の比であるホワイトバランスを取得し、ホワイトバランスの値をもとに各波長の出力値が最適となる調整値を算出して、各LEDに供給する電力量を制御する。発光量調整部240は、各LEDに供給する電力量を制御することによって、各波長の発光量を、被検体1内観察に必要とされる発光量に調整することとなる。たとえば、発光量が相対的に大きい波長の光を発するLEDに対しては、発光量が適切な値に下がるように電力供給量を調整する。また、発光量調整部240は、検出対象部位に対する低反射率波長の光の反射率と高反射率波長の反射率とをもとに各LEDに供給される電力量を制御してもよい。たとえば、発光量調整部240は、被検体1内観察に用いられる低反射率波長の光を発するLEDに対しては、所定の撮像精度を確保できる程度の発光量となるように電力供給量を制御する。また、発光量調整部240は、高反射率波長の光を発するLEDに対しては、供給する電力量を制御して、検出部45における検出処理が可能である程度まで、すなわち検出対象部位に対する高反射率波長の反射光と乱反射光とを十分に区別できる程度まで発光量を下げて、消費電力を抑制する。

20

30

【0053】

つぎに、LED320に供給される電力量を調整する方法として、LED320を構成する各LEDを駆動する電流値を調整する場合について説明する。図17は、図15に示すカプセル型内視鏡203の要部を示すブロック図である。図17に示すように、LED駆動部250は、それぞれ所定の波長の光L1~Lnを発するLED321~32nごとに、電流値設定部2511~251nおよびドライバ2521~252nを有する。電流値設定部2511~251nは、発光量調整部240による調整値に応じて、ドライバ2521~252nを介してそれぞれ接続するLED321~32nに供給される電流量を調整する。ドライバ2521~252nは、電流値設定部2511~251nによって設定された電流値をそれぞれ接続するLED321~32nに供給する。この結果、LED321~32nは、それぞれ供給された電力量に応じた発光量の光を発する。LED駆動部250は、電流値設定部2511~251nおよびドライバ2521~252nを制御して各LED321~32nに供給される電流量を制御する。

40

【0054】

このように、実施の形態2によれば、各波長の光を発するLEDに供給される電力量を調整することによって、電池容量に限りがあるカプセル型内視鏡203における消費電力の低減を図ることができる。また、実施の形態2においては、検出部45における検出処

50

理が可能である程度まで高反射率波長の発光に要する電力を抑制することによって、高反射率波長の発光に起因する消費電力の増加を低減することが可能になる。

【0055】

なお、図18に示すように、一定電圧を供給するドライバに対して電流量調整用の抵抗の値を増減させて各LEDを駆動する電流値を調整しLEDに供給される電力量を制御してもよい。各LED321~32nは、一定の電圧を印加する定電圧ドライバ320aに接続する。そして、LED駆動部250aは、各LED321~32nにそれぞれ直列接続し抵抗値が可変である抵抗2531~253nと、発光量調整部240のホワイトバランス調整値に応じて抵抗2531~253nの抵抗値を調整する抵抗設定部254とを備える。抵抗2531~253nと抵抗設定部254とは、電流量調整用抵抗である電子ボリウムなどによって実現される。このように、各LED321~32nにおける抵抗値を調整して、各LED321~32nに供給される電流量を調整してもよい。

10

【0056】

また、LED駆動部250は、図19に示すように、スイッチ2551~255nと、電流値設定部256とを有するLED駆動部250bでもよい。スイッチ2551~255nは、電流値設定部256の制御のもと、それぞれ接続するLED321~32nのオン状態およびオフ状態を切り替える。電流値設定部256は、スイッチ2551~255nおよびLED321~32nに接続する定電流ドライバ320bの電流量を制御して、各LED321~32nに供給される電力量を制御する。電流値設定部256は、スイッチ2551~255nを制御することによって、電力を供給するか否かを各LED321~32nごとに選択できるとともに、定電流ドライバ320bが供給する電流値を制御することによって、供給する電力量をLED321~32nごとに選択できる。

20

【0057】

たとえば、電流値設定部256は、各LED321~32nに対して時分割で電力を供給する。具体的には、図20に示すように、時分割でスイッチ2551~255nをオン状態とすることによって、各LED321~32nの発光時間を制御してカプセル型内視鏡203の消費電力を低減する。たとえば、電流値設定部256は、時間t1~t2の間、LED321に接続するスイッチ2551をオン状態とする。この場合、電流値設定部256は、定電流ドライバ320bの電流値を、発光量調整部240におけるLED321の調整値に応じた電流値P1に調整する。この結果、時間t1~t2の間、LED321は、発光量調整部240の調整値に応じた発光量で発光する。また、電流値設定部256は、時間t2~t3の間、LED322に接続するスイッチ2552をオン状態とするとともに、定電流ドライバ320bの電流値を発光量調整部240におけるLED322の調整値に応じた電流値P2に調整する。この結果、時間t2~t3の間、LED322は、発光量調整部240の調整値に応じた発光量で発光する。

30

【0058】

また、電流値設定部256は、各LED321~32nに電力を供給する期間をLED321~32nごとに応じて変更してもよい。具体的には、図21に示すように、各LED321~32nごとに応じた期間、スイッチ2551~255nをそれぞれオン状態とすることによって、各LED321~32nの発光時間を制御してカプセル型内視鏡203の消費電力を低減する。たとえば、電流値設定部256は、期間T1の間、LED321に接続するスイッチ2551をオン状態とするとともに、定電流ドライバ320bの電流値を、発光量調整部240におけるLED321の調整値に応じた電流値に調整する。また、期間Tnの間、LED32nに接続するスイッチ255nをオン状態とするとともに、定電流ドライバ320bの電流値を、発光量調整部240におけるLED32nのホワイトバランス調整値に応じた電流値に調整する。たとえば、内径が狭い管内をカプセル型内視鏡203が進行している場合、カプセル型内視鏡203の進行方向の変化は少ないため、検出部45は、所定間隔で高反射率波長による画像を用いた検出を行えば足りる。この場合、高反射率波長の光を発するLED321は、常に高反射率波長の光を発する必要がなく、たとえば図21の期間T1の間、検出部45の検出処理が行なえる程度の発光

40

50

量で高反射率波長の光を発すれば足りる。これに対し、低反射率波長の光を発するLED 32nは、被検体1内の観察に要する期間Tnの間、被検体1内の観察が十分可能である発光量で低反射率波長の光を発する。このように、発光量調整部240は、検出対象部位に対する低反射率波長の光の反射率と高反射率波長の光の反射率とをもとにLED 321～32nごとに発光時間および発光量を設定して電力供給量を制御してもよい。

【0059】

また、実施の形態2においては、カプセル型内視鏡203内に発光量調整部240を備えた場合について説明したが、これに限らない。たとえば、双方向通信可能である被検体内導入システムである場合には、図22に示すように、受信装置202における外部装置207の制御部224内に発光量調整部240を備えてもよい。この場合、発光量調整部240は、アンテナ206a～206hを介して受信したカプセル型内視鏡からのキャップ205装着時の測定結果をもとに各LEDに対する調整値を算出する。そして、受信装置202は、アンテナ206a～206hを介して、カプセル型内視鏡に各LEDに対する調整値を送信する。カプセル型内視鏡においては、LED駆動部250、250a、250bが、受信したホワイトバランス調整値をもとに各LED 321～32nの電力供給量を調整し、発光量を制御する。また、図23に示すように、ワークステーション204における制御部241内に発光量調整部240を備えてもよい。この場合、受信装置を介して取得したカプセル型内視鏡からのキャップ205装着時の測定結果をもとに各LEDに対する調整値を算出する。そして、ワークステーション204は、受信装置を介して、カプセル型内視鏡に各LEDに対する調整値を送信する。

【0060】

(実施の形態3)

つぎに、実施の形態3について説明する。実施の形態3では、実施の形態1または実施の形態2にかかる被検体内導入システムに磁気誘導システムを組み合わせ、カプセル型内視鏡外部から磁界を与えて、検出対象部位を発見した場合には検出対象部位が位置する方向にカプセル型内視鏡の向きを変えたり、カプセル型内視鏡自身を近づけさせたりできるようにしてカプセル型内視鏡を誘導する。なお、実施の形態3においては、実施の形態1または実施の形態2におけるカプセル型内視鏡のうち実施の形態1におけるカプセル型内視鏡に磁気誘導システムを適用した場合を例に説明する。

【0061】

図24は、実施の形態3におけるカプセル型内視鏡の構成を示す概略図である。図24に示すように、実施の形態3におけるカプセル型内視鏡303は、図2に示すカプセル型内視鏡3と比して、内部に誘導用の永久磁石338をさらに備えた構成を有する。この永久磁石338は、外部から磁界が与えられた場合には、この磁界の向きにしたがって向きを変えるため、この永久磁石338の向きの変更にともない、カプセル型内視鏡303自身も方向を変更する。また、永久磁石338は、外部から磁界が与えられた場合には、この磁界によって位置を変更して進行する。このため、この永久磁石338の位置の変更にともない、カプセル型内視鏡303自体も位置を変更して進行する。

【0062】

つぎに、実施の形態3にかかる被検体内導入システムの概略構成を説明する。図25は、実施の形態3にかかる被検体内導入システムの概略図であり、図26は、図25に示す被検体内導入システムを説明する図である。

【0063】

図25に示すように、実施の形態3にかかる被検体内導入システムは、図1に示す被検体内導入システムと比較して、カプセル型内視鏡303の作動範囲の外部に配置されたヘルムホルツコイルユニット371X、371Y、371Zと、各ヘルムホルツコイルユニット371X、371Y、371Zに対してそれぞれ供給される電流を増幅制御するヘルムホルツコイルドライバ372X、372Y、372Zとをさらに有する。このヘルムホルツコイルユニット371X、371Y、371Zは、カプセル型内視鏡303を駆動する平行磁界をX、Y、Z軸方向からそれぞれ発生させている。言い換えると、ヘルムホル

ツコイルユニット 371X, 371Y, 371Z は、カプセル型内視鏡 303 の永久磁石 338 に対して作用させる誘導用磁界を発生する。

【0064】

ヘルムホルツコイルユニット 371X, 371Y, 371Z は、図 26 に示すように、略矩形形状に形成されている。ヘルムホルツコイルユニット 371X, 371Y, 371Z は、互いに対向する 3 対のヘルムホルツコイルユニット 371X, 371Y, 371Z を備えるとともに、各対のヘルムホルツコイルユニット 371X, 371Y, 371Z は、図 25 に示す X, Y, Z 軸に対して略垂直となるように配置されている。ヘルムホルツコイルユニット 371X, 371Y, 371Z は、X, Y, Z 軸に対して略垂直に配置されている。ヘルムホルツコイルユニット 371X は、X 軸に対して略垂直に配置されており、ヘルムホルツコイルユニット 371Y は、Y 軸に対して略垂直に配置されており、ヘルムホルツコイルユニット 371Z は、Z 軸に対して略垂直に配置されている。ヘルムホルツコイルドライバ 372X はヘルムホルツコイルユニット 371X を制御し、ヘルムホルツコイルドライバ 372Y はヘルムホルツコイルユニット 371Y を制御し、ヘルムホルツコイルドライバ 372Z はヘルムホルツコイルユニット 371Z を制御する。

10

【0065】

また、ヘルムホルツコイルユニット 371X, 371Y, 371Z は、その内部に略直方体状の空間 S を形成するように配置されている。空間 S は、図 25 に示すように、カプセル型内視鏡 303 の作動空間になるとともに、図 26 に示すように、被検体 1 が配置される空間にもなっている。

20

【0066】

さらに、実施の形態 3 にかかる被検体内導入システムは、カプセル型内視鏡 303 を駆動する誘導用磁界である平行磁界の方向を制御する回転磁界制御回路 373 と、施術者の入力操作によって入力されたカプセル型内視鏡 303 の進行方向を回転磁界制御回路 373 に出力する入力装置 374 とを備える。

【0067】

この被検体内導入システムにおいては、入力装置 374 から入力された進行方向を満たすように、回転磁界制御回路 373 は平行磁界の方向を制御し、ヘルムホルツコイルドライバ 372X, 372Y, 372Z は、回転磁界制御回路 373 によって制御された方向の平行磁界をヘルムホルツコイル 371X, 371Y, 371Z にそれぞれ発生させる。この結果、カプセル型内視鏡 303 に搭載された永久磁石 338 の向きなどが与えられた平行磁界にしたがって変わるため、これにともないカプセル型内視鏡 303 自体の向きや進行方向も変わる事となる。

30

【0068】

このように、実施の形態 3 においては、カプセル型内視鏡 303 に搭載された永久磁石に作用させる磁界の方向を制御することによって、磁石に対して作用する力の方向を制御することができ、カプセル型内視鏡 303 の向きや移動方向を制御することができる。このため、実施の形態 3 によれば、検出対象部位を発見した場合には検出対象部位が位置する方向にカプセル型内視鏡の向きを変えたり、カプセル型内視鏡自身を近づけさせたりできるため、検出対象部位をさらによく観察することができる。

40

【0069】

なお、本実施の形態 3 においては、3 軸のヘルムホルツコイルユニット 371X, 371Y, 371Z を例に説明したが、ヘルムホルツコイルの条件を厳密に満たすものでなくともよく、たとえば、コイルは、円形のほか、略四角であってもよい。また、対向するコイルの間隔も本実施の形態 3 の機能を満たす範囲でヘルムホルツコイルの条件から外れていても構わない。

【0070】

また、実施の形態 1 ~ 3 においては、カプセル型の内視鏡を被検体 1 内に導入する場合について説明したが、もちろん、図 27 に示すように、発光部 332 による光を伝送する伝送路 332a とレンズ系 332 と撮像素子 344 とを有しワークステーション 304 と

50

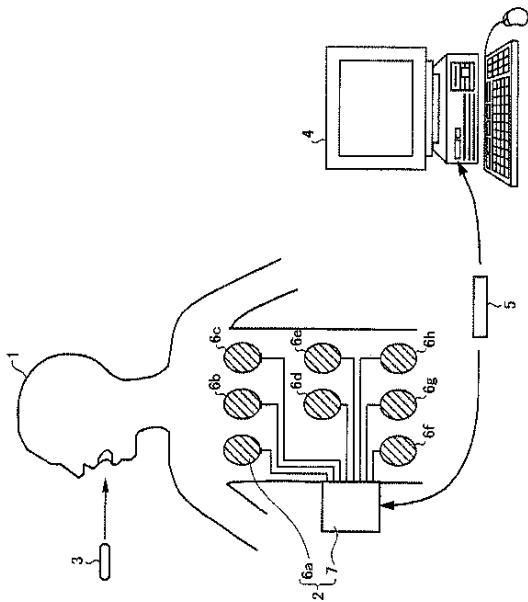
有線で接続する導入部 303 を被検体 1 内に導入する場合にも適用可能である。この場合も同様に、検出部 45 と、制御部 341 内の発光量調整部 240 とを備えることによって、検出対象部位である出血部位や腫瘍部位を従来よりも正確に検出することが可能になるとともに、消費電力を削減することが可能になる。

【産業上の利用可能性】

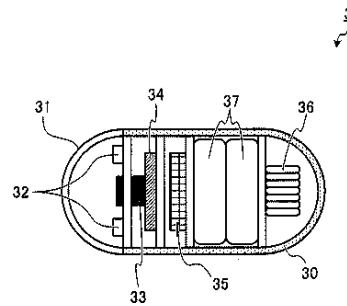
【0071】

以上のように、本発明は、被検体内の検出対象部位を強調させて表示する被検体内導入システムに有用であり、特に正確な検出部位の検出と省電力化とを実現したい場合に適用している。

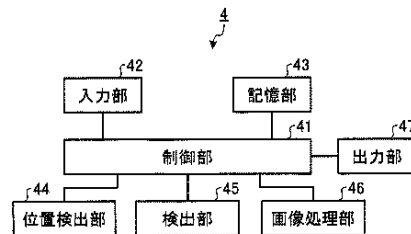
【図 1】



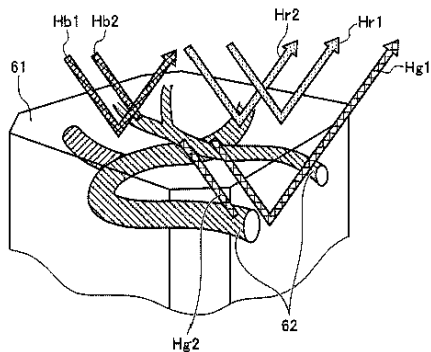
【図 2】



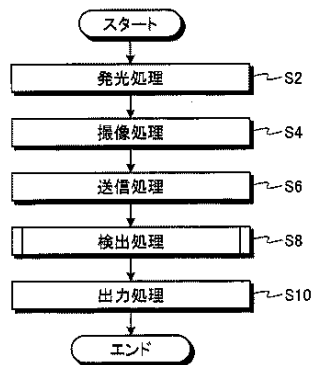
【図 3】



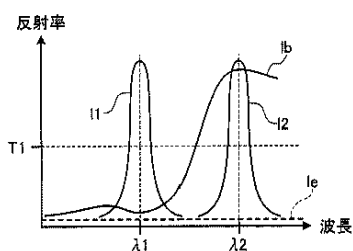
【図 4】



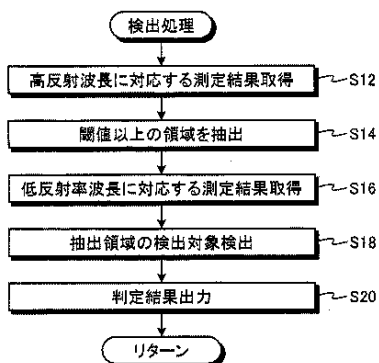
【図 6】



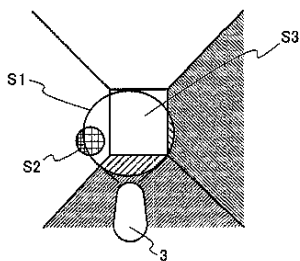
【図 5】



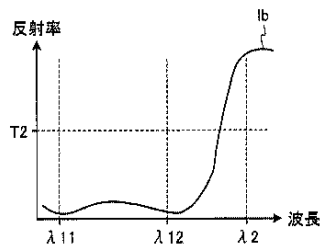
【図 7】



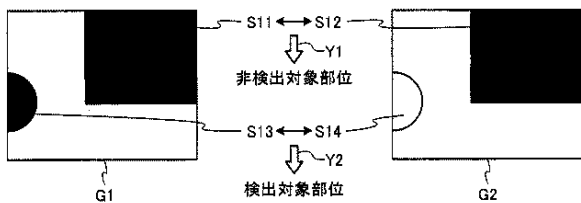
【図 8】



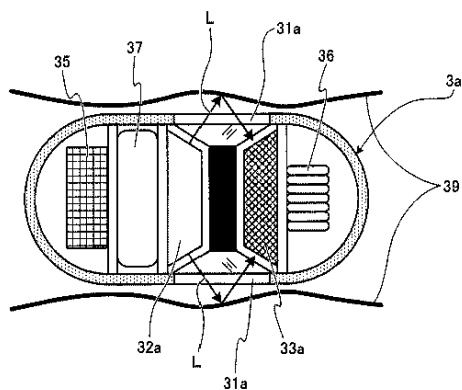
【図 10】



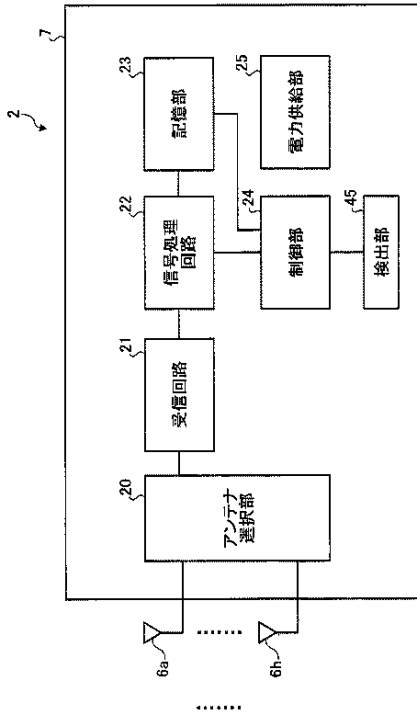
【図 9】



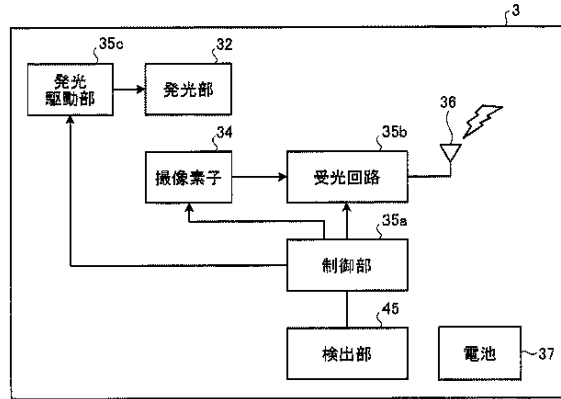
【図 11】



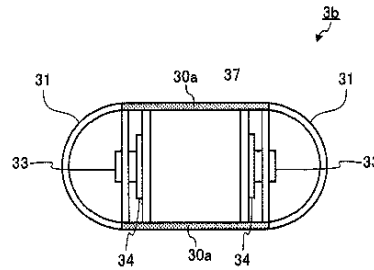
【図12】



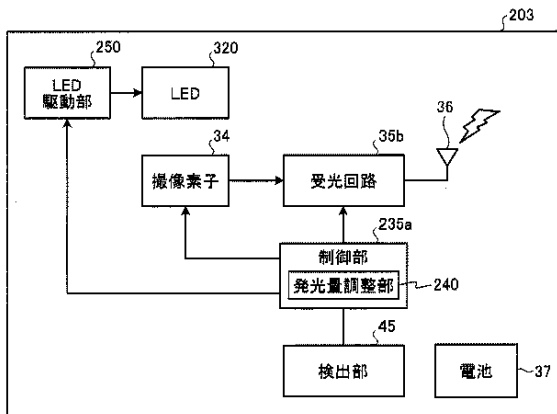
【図13】



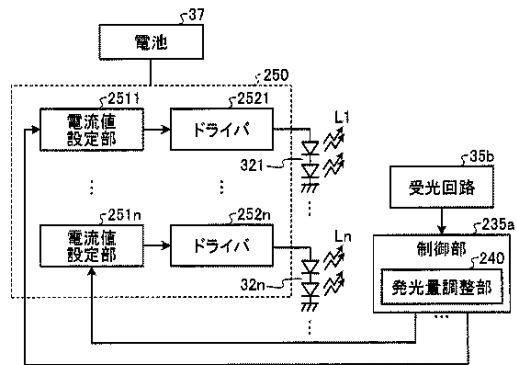
【図14】



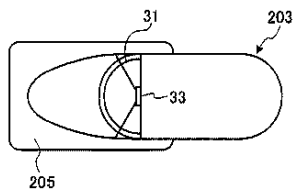
【図15】



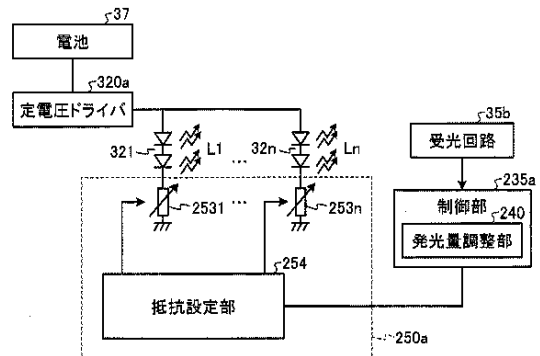
【図17】



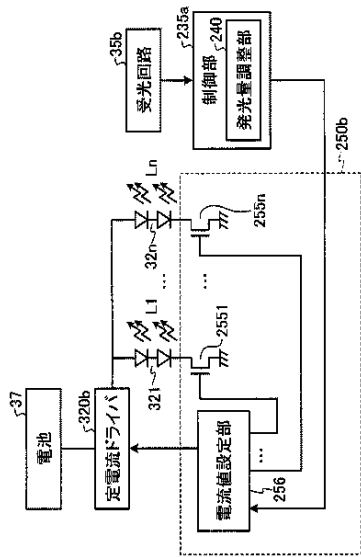
【図16】



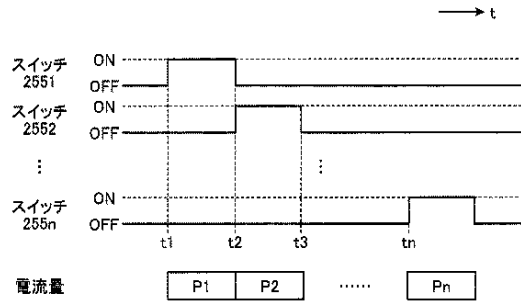
【図18】



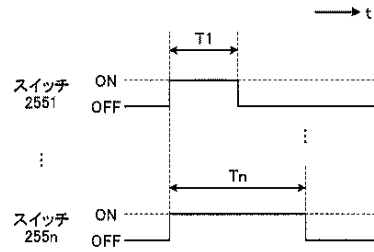
【図19】



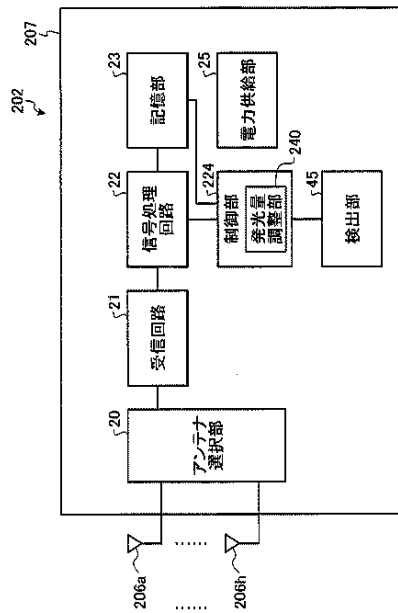
【図20】



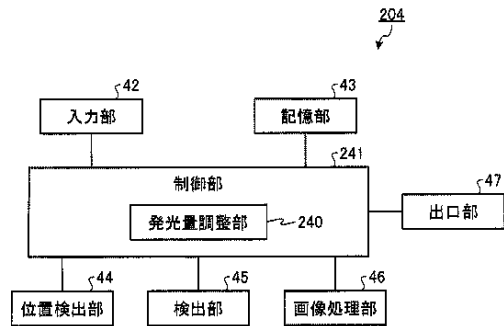
【図21】



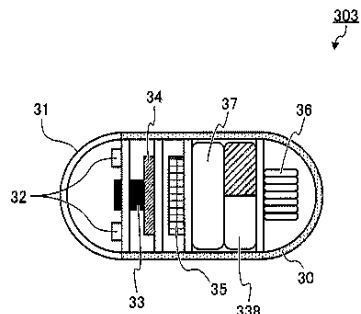
【図22】



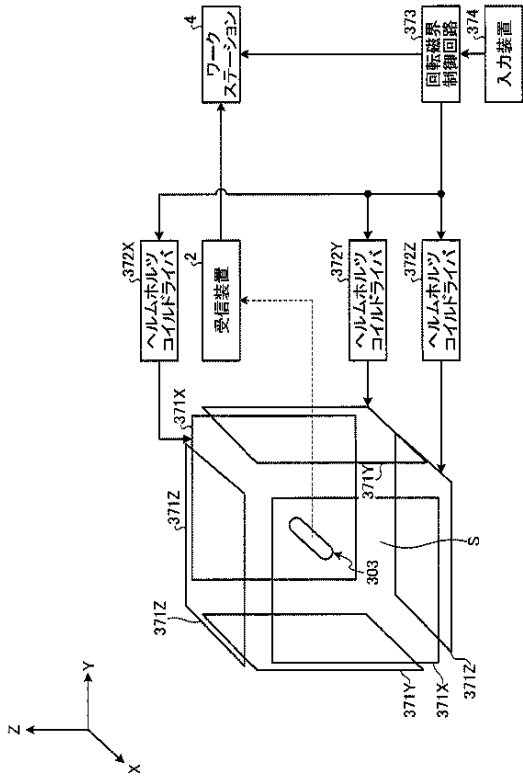
【図23】



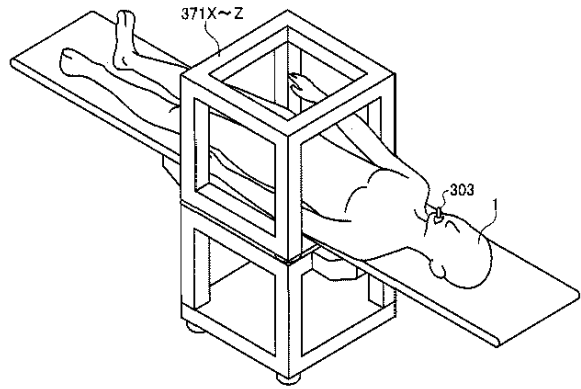
【図24】



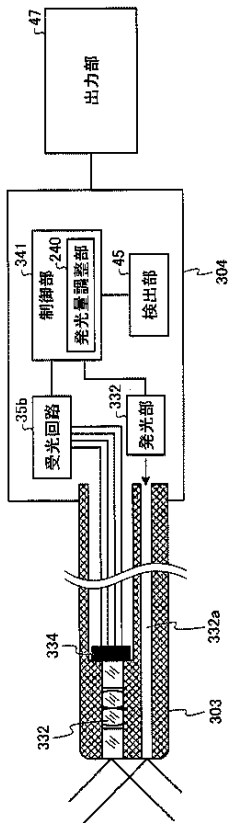
【図 25】



【図 26】



【図 27】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2008/052851
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B5/07(2006.01)i, H04N5/225(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, A61B5/07, H04N5/225		
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 1996-2008 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2008 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2008		
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.
A	JP 2005-198794 A (Pentax Corp.), 28 July, 2005 (28.07.05), Full text; all drawings (Family: none)	1-20
A	JP 2006-288832 A (Olympus Medical Systems Corp.), 26 October, 2006 (26.10.06), Full text; all drawings & WO 2006/109370 A1	9
A	JP 2006-136453 A (Fujinon Corp.), 01 June, 2006 (01.06.06), Full text; all drawings (Family: none)	11-19
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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	"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
"E"	earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"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
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	
Date of the actual completion of the international search 18 March, 2008 (18.03.08)		Date of mailing of the international search report 01 April, 2008 (01.04.08)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/052851

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2003-210392 A (Pentax Corp.), 29 July, 2003 (29.07.03), Full text; all drawings (Family: none)	20
P,A	JP 2007-282965 A (Olympus Medical Systems Corp.), 01 November, 2007 (01.11.07), Par. No. [0019] (Family: none)	1-20

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2008/052851									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006,01)i, A61B5/07(2006,01)i, H04N5/225(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 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, A61B5/07, H04N5/225											
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2008年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2008年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2008年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2008年	日本国実用新案登録公報	1996-2008年	日本国登録実用新案公報	1994-2008年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2008年										
日本国実用新案登録公報	1996-2008年										
日本国登録実用新案公報	1994-2008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 請求の範囲の番号									
A	JP 2005-198794 A (ペンタックス株式会社) 2005.07.28, 全文全図 (ファミリーなし)	1-20									
A	JP 2006-288832 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006.10.26, 全文全図 & WO 2006/109370 A1	9									
A	JP 2006-136453 A (フジノン株式会社) 2006.06.01, 全文全図 (ファミリーなし)	11-19									
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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		の日に後に公表された文献									
「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		「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									
「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		「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									
「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)		「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									
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」 同一パテントファミリー文献									
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 18.03.2008		国際調査報告の発送日 01.04.2008									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 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) 谷垣 圭二	2Q 3010								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 8 / 0 5 2 8 5 1

C (続き) . 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 請求の範囲の番号
A	JP 2003-210392 A (ペンタックス株式会社) 2003.07.29, 全文全図 (ファミリーなし)	2 0
P, A	JP 2007-282965 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.11.01, 段落【0019】 (ファミリーなし)	1 - 2 0

様式PCT/ISA/210 (第2ページの続き) (2007年4月)

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, 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, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 折原 達也

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリnbasメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 森 健

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリnbas株式会社内

Fターム(参考) 4C038 CC03 CC07 CC09

4C061 AA01 AA03 BB02 CC06 DD10 HH51 LL02 MM06 NN01 QQ06

QQ07 QQ09 RR02 RR03 RR04 RR22 TT02 TT04 UU06

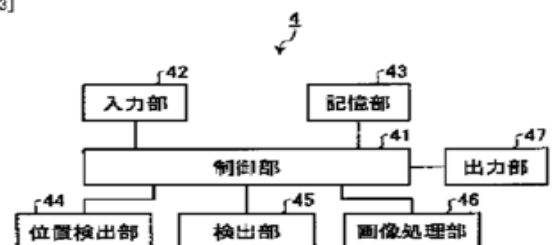
(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	科目内介绍系统		
公开(公告)号	JPWO2008102803A1	公开(公告)日	2010-05-27
申请号	JP2009500209	申请日	2008-02-20
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社 奥林巴斯公司		
[标]发明人	佐藤良次 河野宏尚 折原達也 森健		
发明人	佐藤 良次 河野 宏尚 折原 達也 森 健		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B5/07		
CPC分类号	H04N5/2256 A61B1/00158 A61B1/00177 A61B1/041 A61B1/0638 A61B1/0684 A61B34/73 H04N5/2354 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B5/07		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC07 4C038/CC09 4C061/AA01 4C061/AA03 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/MM06 4C061/NN01 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR04 4C061/RR22 4C061/TT02 4C061/TT04 4C061/UU06		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2007042449 2007-02-22 JP		
其他公开文献	JP5025720B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于在对象中引入图像的系统，包括：相对于具有预定光学特性的检测目标部分，发射具有低反射波长的光的光源和具有低反射率的反射率的光。用于发射至少一种具有高反射波长的光的发光单元和用于通过至少接收低反射波长的光和高反射波长的光来拾取图像的图像拾取装置基于作为检测图像中检测目标部分的存在或不存在的对象的对象中的检测目标区域对应的区域中的高反射率波长的光量和低反射率波长的光量，检测单元45检测图像的检测目标部分。

图3]



- 42...INPUT SECTION
- 43...STORAGE SECTION
- 41...CONTROL SECTION
- 47...OUTPUT SECTION
- 44...POSITION DETECTING SECTION
- 45...DETECTING SECTION