

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02010/131687

発行日 平成24年11月1日(2012.11.1)

(43) 国際公開日 平成22年11月18日(2010.11.18)

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

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 41 頁)

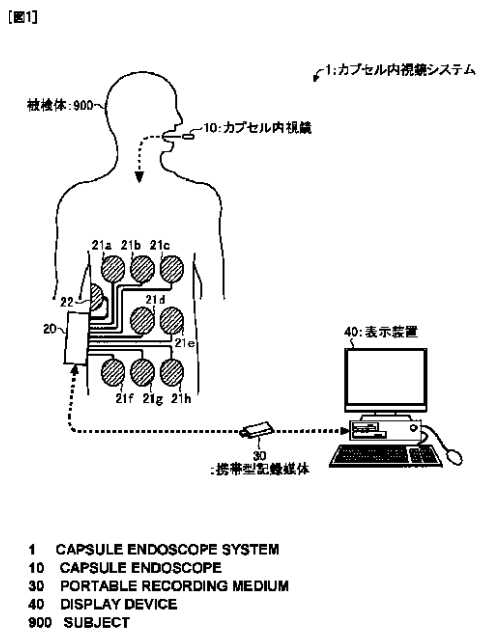
出願番号	特願2010-540975 (P2010-540975)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2010/058065	(74) 代理人	100089118 弁理士 酒井 宏明
(22) 国際出願日	平成22年5月12日(2010.5.12)	(72) 発明者	葉袋 哲夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(11) 特許番号	特許第4741033号 (P4741033)	(72) 発明者	田中 慎介 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(45) 特許公報発行日	平成23年8月3日(2011.8.3)	(72) 発明者	内山 昭夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2009-115576 (P2009-115576)		
(32) 優先日	平成21年5月12日(2009.5.12)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被検体内撮像システムおよび被検体内導入装置

(57) 【要約】

カプセル内視鏡 10 は、強度ピークが第 1 波長の第 1 光を放射する第 1 光源と、強度ピークが前記可視光帯域内であって前記第 1 波長よりも長い第 2 波長の第 2 光を放射する第 2 光源と、波長ピークが前記可視光帯域内であって前記第 2 波長よりも長い第 3 波長の第 3 光を放射する第 3 光源と、を含む照明部と、前記第 1 光と前記第 2 光との少なくとも一方を受光して電荷を蓄積する第 1 受光素子と、前記第 2 光と前記第 3 光との少なくとも一方を受光して電荷を蓄積する第 2 受光素子と、前記第 1 受光素子と前記第 2 受光素子とのうち少なくとも一方に蓄積された電荷より画像信号を生成する画像信号生成部と、を含む撮像部と、を備えた。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に導入される被検体内導入装置と、該被検体内導入装置から送信された無線信号を受信する受信装置と、を含む被検体内撮像システムであって、

前記被検体内導入装置は、

受光波長スペクトルを備えた受光素子を複数備えた受光部と、

前記受光波長スペクトルに対応する発光波長スペクトルから所定波長だけ乖離する発光波長スペクトルを複数備えた発光部と、

前記複数の発光素子のなかから所定の発光素子を選択する選択部と、

前記受光部で合成されたフラットな合成波長スペクトルを基に通常光画像を生成する、もしくは、前記受光部で合成された鋭利な合成波長スペクトルを基に特殊光画像を生成する画像生成部と、

前記画像生成部で生成された通常光画像もしくは特殊光画像を送信する送信部と、

前記選択部の選択に基づいて前記受光素子の駆動を制御する制御部と、

を備えることを特徴とする被検体内撮像システム。

10

【請求項 2】

前記フラットな合成波長スペクトルは、紫外光領域の付近でくぼみを有することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内撮像システム。

【請求項 3】

前記受光素子の受光波長スペクトルの中心波長は、前記複数の発光波長スペクトルのうち隣接する 2 つの発光波長スペクトルの中心波長間の中央付近に位置することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内撮像システム。

20

【請求項 4】

前記制御部は、少なくとも 2 つの異なる発光波長スペクトルの光が放射されるように前記発光部を駆動して前記通常光画像を取得し、前記発光部のうち 1 を駆動して前記特殊光画像を取得することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内撮像システム。

【請求項 5】

前記撮像部は、前記発光波長スペクトルのうち紫外光領域付近の発光波長スペクトルと略一致する受光波長スペクトルを持つ受光素子を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内撮像システム。

30

【請求項 6】

前記撮像部は、前記発光波長スペクトルのうち紫外光領域付近の発光波長スペクトルと略一致する受光波長スペクトルを持つ受光素子を含み、

前記制御部は、少なくとも 2 つの異なる発光波長スペクトルの光が放射されるように前記発光部を駆動して前記通常光画像を取得し、前記紫外光領域付近の発光波長スペクトルと略一致する受光波長スペクトルを持つ受光素子を駆動して前記特殊光画像を取得することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内撮像システム。

【請求項 7】

前記送信部は、前記通常光画像と前記特殊光画像とを個別に送信することを特徴とする請求項 4 または 6 に記載の被検体内撮像システム。

40

【請求項 8】

前記制御部は、前記照明部と前記撮像部とを駆動することで前記通常光画像と前記特殊光画像とを交互に生成させ、

前記撮像部は、前記通常光画像または前記特殊光画像を一時保持するバッファメモリを含み、

前記送信部は、前記撮像部が生成した特殊光画像または通常光画像と前記バッファメモリに記憶された前記通常光画像または特殊光画像とを連続して送信することを特徴とする請求項 4 または 6 に記載の被検体内撮像システム。

【請求項 9】

前記紫外光領域付近の発光波長スペクトルの光は、該紫外光領域付近の発光波長スペク

50

トルの光以外の光の波長をシフトすることで生成されることを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内撮像システム。

【請求項 1 0】

前記複数の発光波長スペクトルは、青色波長帯域の発光波長スペクトルと、緑色波長帯域の発光波長スペクトルと、赤色波長帯域の発光波長スペクトルと、を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内撮像システム。

【請求項 1 1】

前記紫外光領域付近の発光波長スペクトルは、該紫外光領域付近の発光波長スペクトル以外の発光波長スペクトルよりも鋭利であることを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内撮像システム。

【請求項 1 2】

受光波長スペクトルを備えた受光素子を複数備えた受光部と、
前記受光波長スペクトルに対応する受光波長スペクトルから所定波長だけ乖離する発光波長スペクトルを複数備えた発光部と、
前記複数の発光素子のなかから所定の発光素子を選択する選択部と、
前記受光部で合成されたフラットな合成波長スペクトルを基に通常光画像を生成する、もしくは、前記受光部で合成された鋭利な合成波長スペクトルを基に特殊光画像を生成する画像生成部と、
前記画像生成部で生成された通常光画像もしくは特殊光画像を送信する送信部と、
前記選択部の選択に基づいて前記受光素子の駆動を制御する制御部と、
を備えたことを特徴とする被検体内導入装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内撮像システムおよび被検体内導入装置に関し、特に人や動物などの被検体の内部を観察するための被検体内撮像システムおよびその被検体内導入装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、人や動物などの被検体の内部を観察する装置には、2つの端部を有し、一方の端部を被検体の内部へ挿入して被検体の内部を観察する内視鏡（以下、単に内視鏡という）やカプセル型の内視鏡（以下、単にカプセル内視鏡という）などが存在する。内視鏡には、先端部に CCD (Charge Coupled Device) センサや CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) センサなどが設けられた電子内視鏡やチューブ状のプロープ内に光ファイバの束が通されたファイバスコープなどが存在する。このような内視鏡は、プロープが被検体の口や肛門等から挿入されて被検体内部の画像を取得する（例えば以下に示す特許文献 1 参照）。

【0003】

一方、カプセル内視鏡は、被検体内に導入されるカプセル型の被検体内導入装置であり、人や動物などが飲み込める程度の大きさを備える。このカプセル内視鏡は、例えば経口で被検体内に導入される。被検体内部に導入されたカプセル内視鏡は、例えば定期的に被検体内部を撮像し、撮像して得られた被検体内部の画像を無線信号として外部の受信装置へ送信する（例えば以下に示す特許文献 2 参照）。観察者は、内視鏡やカプセル内視鏡で得られた複数の画像を個別または連続して再生し、これを観察することで被検体の内部を観察する。

【0004】

ここで、例えば内視鏡では、被検体内を照明する光源にハロゲンランプなどの白色光源が採用され、撮像機構にモノクロの CCD と回転するカラーフィルタとを用いたいわゆる面順次カラーフィルタ方式の撮像機構が採用される。ハロゲンランプなどの白色光源は、一般的に、可視光帯域において略均一な強度の光を放射することができる。また、面順次

10

20

30

40

50

カラーフィルタ方式の撮像機構は、三原色（R，G，B）それぞれのフィルタの光透過率を合わせることで、容易に各色成分で均一な受光感度を得ることができる。このため、白色光源と面順次カラーフィルタ方式の撮像機構とを用いることで、各色成分のバランスが取れたきれいな画像を得ることができる。

【0005】

ただし、ハロゲンランプ等の白色光源や面順次カラーフィルタ方式の撮像機構は、その構成が比較的大きくまた駆動に比較的大きな電力を要する。このため、大きさに制限のあるカプセル内視鏡に上記白色光源や撮像機構を搭載することは困難である。そこで従来のカプセル内視鏡では、比較的小型で消費電力の小さいLED（Light Emitting Diode）を光源として用いると共に、また、色の三原色ごとの受光素子を備えたCCDアレイを撮像部として用いていた。

10

【0006】

また、例えば以下に示す特許文献1には、LEDとCCDアレイとを用いた場合に、LEDの発光スペクトルにおける中心波長を各CCDの主要スペクトル感度の間に位置させることで、撮像画像の色や輝度を実際のものに近づける技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特許第3898781号公報

【特許文献2】特開2003-70728号公報

20

【特許文献3】特開2002-369217号公報

【特許文献4】特開2005-74034号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

ところで近年では、観察内容の多様化のため、白色光を用いて照明した際の撮像により得られる画像（以下、通常光画像または白色光画像という）の他に、ある特定波長の光（以下、特殊光という）を照射した際の撮像により得られる画像（以下、特殊光画像という）を取得できるカプセル内視鏡が求められている。

30

【0009】

そこで近年では、CCDなどの受光部にカラーフィルタが設けられたカプセル内視鏡が存在する。ただし、このカプセル内視鏡では、RGBの色成分それぞれの受光部が山なり受光波長スペクトルを持つ。そのため、このように色成分ごとに山なりの受光波長スペクトルを持つ受光部に対してフラットな発光波長スペクトルの光が入射した場合、合成される受光波長スペクトル（合成受光波長スペクトル）はフラットなスペクトルとならない場合がある。その結果、カプセル内視鏡で得られる通常光画像が正確に被写体を撮像した画像とはならない場合がある。

【0010】

また、たとえば上記した特許文献3が開示するところの技術を用いた場合、通常光画像は取得できるものの、特殊光画像を取得するためには、通常光画像から特定波長成分を抽出するなど処理が必要となるため、画像処理に要する負担が増大してしまう。また、上記特許文献3は、そもそも特殊光画像については考慮されていないため、通常光画像の他に特殊光画像を取得することができない。

40

【0011】

そこで本発明は、上記の問題に鑑みてなされたものであり、通常光画像と特殊光画像とを鮮明な画像で取得することが可能な被検体内撮像システムおよび被検体内導入装置を提供することを目的とする。また、本発明は、画像処理に要する負担を増大させることなく、通常光画像と特殊光画像とを取得することが可能な被検体内撮像システムおよび被検体内導入装置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】

50

【 0 0 1 2 】

かかる目的を達成するために、本発明の一態様による被検体内撮像システムは、被検体内に導入される被検体内導入装置と、該被検体内導入装置から送信された無線信号を受信する受信装置と、を含む被検体内撮像システムであって、前記被検体内導入装置が、受光波長スペクトルを備えた受光素子を複数備えた受光部と、前記受光波長スペクトルに対応する発光波長スペクトルから所定波長だけ乖離する発光波長スペクトルを複数備えた発光部と、前記複数の発光素子のなかから所定の発光素子を選択する選択部と、前記受光部で合成されたフラットな合成波長スペクトルを基に通常光画像を生成する、もしくは、前記受光部で合成された鋭利な合成波長スペクトルを基に特殊光画像を生成する画像生成部と、前記画像生成部で生成された通常光画像もしくは特殊光画像を送信する送信部と、前記選択部の選択に基づいて前記受光素子の駆動を制御する制御部と、を備えることを特徴とする。

10

【 0 0 1 3 】

また、本発明の他の態様による被検体内導入装置は、受光波長スペクトルを備えた受光素子を複数備えた受光部と、前記受光波長スペクトルに対応する受光波長スペクトルから所定波長だけ乖離する発光波長スペクトルを複数備えた発光部と、前記複数の発光素子のなかから所定の発光素子を選択する選択部と、前記受光部で合成されたフラットな合成波長スペクトルを基に通常光画像を生成する、もしくは、前記受光部で合成された鋭利な合成波長スペクトルを基に特殊光画像を生成する画像生成部と、前記画像生成部で生成された通常光画像もしくは特殊光画像を送信する送信部と、前記選択部の選択に基づいて前記受光素子の駆動を制御する制御部と、を備えたことを特徴とする。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 1 4 】

本発明の前記態様によれば、通常光画像を取得するための光源の他に、特殊光画像を取得するための光源を別途搭載し、これらを組合せて駆動しつつ通常光画像と特殊光画像とを取得するため、画像処理に要する負担を増大させることなく、通常光画像と特殊光画像とを取得することが可能な被検体内撮像システムおよび被検体内導入装置を実現することが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 5 】

30

【 図 1 】 図 1 は、本発明の実施の形態 1 によるカプセル内視鏡システムの概略構成を示す模式図である。

【 図 2 】 図 2 は、本発明の実施の形態 1 によるカプセル内視鏡の概略構成を示す斜視図である。

【 図 3 】 図 3 は、本発明の実施の形態 1 によるカプセル内視鏡の概略構成を示すブロック図である。

【 図 4 】 図 4 は、本発明の実施の形態 1 によるカプセル内視鏡の照明部における各 LED の発光スペクトルを示す図である。

【 図 5 】 図 5 は、本発明の実施の形態 1 における照明部の他の形態の概略構成を示すブロック図である。

40

【 図 6 】 図 6 は、本発明の実施の形態 1 による CCD アレイの概略構成例を示す図である。

【 図 7 】 図 7 は、本発明の実施の形態 1 による各 CCD の分光感度特性のスペクトルを示す図である。

【 図 8 】 図 8 は、本発明の実施の形態 1 による全ての LED を発光させた際の各 CCD の合成感度特性のスペクトルを示す図である。

【 図 9 】 図 9 は、本発明の実施の形態 1 において NU 光源である LED と G 光源である LED とを駆動した際の B 画素用の CCD と B 画素用の CCD との合成感度特性のスペクトルを示す図である。

【 図 1 0 】 図 1 0 は、本発明の実施の形態 1 による受信装置の概略構成を示すブロック図

50

である。

【図 1 1】図 1 1 は、本発明の実施の形態 1 による表示装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 1 2】図 1 2 は、本発明の実施の形態 1 によるカプセル内視鏡の概略動作例を示すフローチャートである。

【図 1 3】図 1 3 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 - 1 による CCD アレイの概略構成例を示す図である。

【図 1 4】図 1 4 は、本発明の実施の形態 1 による各 CCD の分光感度特性のスペクトルを示す図である。

【図 1 5】図 1 5 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 - 2 による CCD アレイの概略構成例を示す図である。

【図 1 6】図 1 6 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 - 2 による各 CCD の分光感度特性のスペクトルを示す図である。

【図 1 7】図 1 7 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 - 3 による撮像部およびその周辺回路の概略構成例を示すブロック図である。

【図 1 8】図 1 8 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 - 3 によるカプセル制御回路の概略動作例を示すフローチャートである。

【図 1 9】図 1 9 は、本発明の実施の形態 2 による画像処理回路およびその周辺回路の概略構成を示すブロック図である。

【図 2 0】図 2 0 は、本発明の実施の形態 2 による通常光画像である第 1 画像を表示する GUI 画面と特殊光画像である第 2 画像を表示する GUI 画面との一例を示す図である。

【図 2 1】図 2 1 は、本発明の実施の形態 2 による第 1 画像と第 2 画像とを並列に表示する GUI 画面の一例を示す図である。

【図 2 2】図 2 2 は、本発明の実施の形態 2 において第 1 画像データから生成したサムネイル画像および第 2 画像データから生成したサムネイル画像を GUI 画面におけるタイムバーが示す時間軸上の位置にリンクさせつつ表示した一例を示す図である。

【図 2 3】図 2 3 は、本発明の実施の形態 2 においてサムネイル画像を GUI 画面におけるタイムバーが示す時間軸上の位置にリンクさせつつ表示した一例を示す図である。

【図 2 4】図 2 4 は、本発明の実施の形態 2 の変形例 2 - 1 による GUI 画面の一例を示す図である。

【図 2 5】図 2 5 は、本発明の実施の形態 2 の変形例 2 - 1 による GUI 画面の一例を示す図である。

【図 2 6】図 2 6 は、本発明の実施の形態 3 による表示装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 2 7】図 2 7 は、本発明の実施の形態 3 によるレポートの作成対象とする検査ファイルをユーザが確認および選択するための GUI 画面を示す図である。

【図 2 8】図 2 8 は、図 2 7 に示す GUI 画面によって選択した検査ファイルに含まれる第 1 画像 / 第 2 画像に対してコメント等を入力するための GUI 画面を示す図である。

【図 2 9】図 2 9 は、図 2 8 に示す GUI 画面を用いて構造強調処理や狭帯域成分の抽出処理等の画像の加工処理をユーザが指示する際の作業を説明するための図である。

【図 3 0】図 3 0 は、本発明の実施の形態 3 による構造強調処理や狭帯域成分の抽出処理等の加工処理がなされた画像が存在する第 1 画像 / 第 2 画像についてのサムネイル画像の表示例を示す図である。

【図 3 1 A】図 3 1 A は、本発明の実施の形態 3 による GUI 画面を用いて作成およびエクスポートされたレポートの一例を示す図である (その 1)。

【図 3 1 B】図 3 1 B は、本発明の実施の形態 3 による GUI 画面を用いて作成およびエクスポートされたレポートの一例を示す図である (その 2)。

【図 3 2】図 3 2 は、本発明の実施の形態 3 による検査ファイルが複数の画像ファイルよりなる場合に何れか 1 つ以上の画像ファイルを単一ファイルとして出力するための GUI 画面の一例を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 3 3】図 3 3 は、図 3 2 に示す G U I 画面の再生欄に表示中の画像の画像データに対して構造強調処理や狭帯域成分の抽出処理等の加工処理をユーザが指示する際の作業を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 6 】

以下、本発明を実施するための最良の形態を図面と共に詳細に説明する。なお、以下の説明において、各図は本発明の内容を理解でき得る程度に形状、大きさ、および位置関係を概略的に示してあるに過ぎず、従って、本発明は各図で例示された形状、大きさ、および位置関係のみに限定されるものではない。また、各図では、構成の明瞭化のため、断面におけるハッチングの一部が省略されている。さらに、後述において例示する数値は、本発明の好適な例に過ぎず、従って、本発明は例示された数値に限定されるものではない。

10

【 0 0 1 7 】

<実施の形態 1 >

以下、本発明の実施の形態 1 による被検体内観察システムおよび被検体内導入装置を、図面を用いて詳細に説明する。なお、以下の説明では、被検体内観察システムとして、図 1 に示すような、被検体内に経口にて導入され、被検体の食道から肛門にかけて管腔内を移動する途中で撮像動作を実行することで被検体内部の画像を取得するカプセル内視鏡 1 0 を被検体内導入装置として用いるカプセル内視鏡システム 1 を例に挙げる。また、カプセル内視鏡 1 0 としては、1 つの撮像部を備えた、いわゆる単眼のカプセル内視鏡を例に挙げる。ただし、これに限定されず、例えば複眼のカプセル内視鏡としてもよい。また、例えば被検体内に経口にて導入され、被検体の胃や小腸や大腸などに蓄えた液体に浮かぶ単眼または複眼のカプセル内視鏡を被検体内導入装置に適用するなど、種々変形可能である。

20

【 0 0 1 8 】

(構成)

図 1 は、本実施の形態 1 によるカプセル内視鏡システム 1 の概略構成を示す模式図である。図 1 に示すように、カプセル内視鏡システム 1 は、経口にて被検体 9 0 0 内に導入されるカプセル内視鏡 1 0 と、カプセル内視鏡 1 0 より無線送信された画像信号を受信する受信装置 2 0 と、受信装置 2 0 が受信した画像信号を例えば携帯型記録媒体 3 0 を介して入力して表示する表示装置 4 0 と、を含む。また、被検体 9 0 0 の体表には、カプセル内視鏡 1 0 から無線送信された信号を受信するための 1 つ以上の受信アンテナ 2 1 a ~ 2 1 h (以下、受信アンテナ 2 1 a ~ 2 1 h のうち任意のアンテナを指す場合の符号を 2 1 とする) が取り付けられる。受信アンテナ 2 1 は、信号ケーブルおよび不図示の balan 等を介して受信装置 2 0 に接続される。なお、カプセル内視鏡 1 0 へ制御信号等を無線にて入力可能とする場合、被検体 9 0 0 の体表に、例えば balan 等を介して受信装置 2 0 に接続された無線送信用の送信アンテナ 2 2 を取り付けてもよい。

30

【 0 0 1 9 】

・カプセル内視鏡

ここで、本実施の形態 1 によるカプセル内視鏡 1 0 の概略構成を、図面を用いて詳細に説明する。図 2 は、本実施の形態 1 によるカプセル内視鏡 1 0 の概略構成を示す斜視図である。図 3 は、本実施の形態 1 によるカプセル内視鏡 1 0 の概略構成を示すブロック図である。

40

【 0 0 2 0 】

図 2 に示すように、カプセル内視鏡 1 0 は、一方の端が開口され、他方の端がドーム状に閉口された中空の円筒部 1 0 0 a と、円筒部 1 0 0 a の開口された端に設けられたドーム型の透明キャップ 1 0 0 b と、から構成される筐体 1 0 0 を備える。筐体 1 0 0 内部は、円筒部 1 0 0 a の開口に透明キャップ 1 0 0 b がはめ込まれることで、水密に封止される。また、筐体 1 0 0 内の透明キャップ 1 0 0 b 側には、実装面が透明キャップ 1 0 0 b 側へ向いた状態で基板 1 0 3 B が配置される。基板 1 0 3 B の実装面には、例えば、被検体 9 0 0 内部を照明する照明部 1 0 7 としての L E D 1 0 7 a ~ 1 0 7 d および被検体 9

50

00内部を撮像する撮像部103に含まれる対物レンズ103aおよびCCDアレイ103Aが設けられる。このような配置により、撮像部103および照明部107の照明/撮像方向Drが透明キャップ100bを介して筐体100の外側を向く。

【0021】

また、図3に示すように、カプセル内視鏡10は、筐体100内部に、カプセル制御回路101と、CCD駆動回路102およびCCDアレイ103Aを含む撮像部103と、画像信号処理回路104と、無線送受信回路105と、LED駆動回路106およびLED107a~107dを含む照明部107と、カプセル内視鏡10内の各回路へ電力を供給するバッテリー108および電源回路109と、を含む。

【0022】

本実施の形態1による照明部107において、LED107aはシアン(C)光源であり、LED107bはイエロー(Y)光源であり、LED107cは近赤外光光源であり、LED107dは近紫外光光源である。ここで図4に、カプセル内視鏡10の照明部107における各LED107a~107dの発光スペクトルを示す。

【0023】

図4に示すように、C光源であるLED107aの発光スペクトルEcと、Y光源であるLED107bの発光スペクトルEyと、近赤外光光源であるLED107cの発光スペクトルEniとは、略同様な発光強度および帯域幅のスペクトル形状を有する。また、各発光スペクトルEc, EyおよびEniは、可視光帯域全体に亘って略均一の光強度が得られるように、それぞれの発光強度ピーク(または発光中心波長)を示す波長がずれている。

【0024】

例えば、C光源であるLED107aの発光スペクトルEcの強度ピークを示す波長(または中心波長)は3つの光源(LED107a~107c)の発光スペクトルEc, EyおよびEniのうち最も紫外光側に位置し、NI(Near Infrared-ray)光源であるLED107cの発光スペクトルEniの強度ピークを示す波長(または中心波長)は3つの光源(LED107a~107c)の発光スペクトルEc, EyおよびEniのうち最も赤外光側に位置し、Y光源であるLED107bの発光スペクトルEyは発光スペクトルEcの強度ピークを示す波長(または中心波長)と発光スペクトルEniの強度ピークを示す波長(または中心波長)との略中間に位置する。これにより、可視光帯域全体に亘って略均一の光強度が得られる照明部107を実現できる。

【0025】

なお、上記発光スペクトルEc, EyおよびEniは、図4に示すようなスペクトル形状に限らず、可視光帯域全体に亘って略均一の光強度が得られるか、もしくは、後述する色成分(R, G, B)ごとのCCD(103r, 103g, 103b)に相互に略同等の分光感度特性を実現させることができ得る発光スペクトルの組合せであれば、如何様にも変形することができる。また、近赤外光光源であるLED107cはマゼンタ(M)光源に置き換得ることも可能である。

【0026】

一方、近紫外光(NU: Near Ultraviolet)光源であるLED107dの発光スペクトルEnuの帯域幅は、LED107a~107cそれぞれの発光スペクトルEc, EyおよびEniの帯域幅と比較して狭い。LED107dは、本実施の形態1において、特殊光画像を取得するための光源である。このため、LED107dの発光スペクトルEnuの帯域幅を他の光源の帯域幅よりも狭くすることで、ターゲットとする近紫外光付近の色成分についてクリアな画像を得ることが可能となる。ただし、これに限定されるものではなく、他の光源(LED107a~107c)の発光スペクトル(Ec, EyおよびEni)と同様の帯域幅であってもよい。

【0027】

また、LED107a~107dを同時に発光させた際に得られる合計の光強度分布において、LED107dから放射された近紫外光(以下、特殊光という)を主とする波長

10

20

30

40

50

帯域の光強度分布と、LED 107 a ~ 107 c から放射された光の合成光を主とする波長帯域の光強度分布との間には、光強度の低下が存在することが好ましい。これにより、LED 107 d から放射された近紫外光（以下、特殊光という）のスペクトルと、LED 107 a ~ 107 c から放射された光の合成光のスペクトルとを、実質的に分離することが可能となるため、結果、特殊光をターゲットとした特殊光画像をよりクリアな画像とすることができる。

【0028】

なお、発光スペクトル E_y を、LED 107 d からの近紫外光の一部を蛍光物質などの波長変換部を用いて波長変換することで得られた黄色（Y）成分のスペクトルの光に置き換えることも可能である。LED 107 d と LED 107 b とは、通常光観察および特殊光観察において互いにオーバーラップする期間駆動される。したがって、図5に示すように、LED 107 d からの近紫外光の一部を LED 107 b からの黄色光と同等のスペクトルの光に変換する波長シフト 107 e を LED 107 d に設けることで、LED 107 b を省くことが可能となる。この結果、照明部 107 の構成を簡略化することが可能となる。なお、図5は、本実施の形態における照明部 107 の他の形態の概略構成を示すブロック図である。

10

【0029】

また、上記と同様に、発光スペクトル E_{ni} を、LED 107 a からのシアン光の一部を蛍光物質などの波長変換部を用いて波長変換することで得られた近赤外光（NI）成分のスペクトルの光に置き換えることも可能である。LED 107 a ~ LED 107 d は、通常光観察において互いにオーバーラップする期間駆動される。そこで、LED 107 d からの近紫外光の一部を LED 107 b からの黄色光と同等のスペクトルの光に変換する波長シフト 107 e に加え、図5に示すように、LED 107 a からのシアン光の一部を LED 107 c からの近赤外光と同等のスペクトルの光に変換する波長シフト 107 f を設けることで、LED 107 b とともに LED 107 c を省くことも可能である。この結果、照明部 107 の構成をより簡略化することが可能となる。

20

【0030】

この他、上記した波長シフト 107 e および 107 f に限らず、例えば LED 107 d からの近紫外光を、発光スペクトル E_c 、 E_y および E_{ni} それぞれのスペクトル形状の光に変換する1つまたは複数の波長シフトを用いても良い。

30

【0031】

図3に戻り説明する。図3において、撮像部 103 は、光電変換素子である CCD が 2次元マトリクス状に配列した撮像素子である CCD アレイ 103 A と、カプセル制御回路 101 の制御の下で CCD アレイ 103 A を駆動する CCD 駆動回路 102 と、を含む。なお、撮像部 103 には、図2に示す基板 103 B や対物レンズ 103 a 等が含まれる。

【0032】

ここで、本実施の形態 1 による CCD アレイ 103 A の概略構成例を図6に示す。また、図7に各 CCD 103 r、103 g および 103 b の分光感度特性のスペクトル S_r 、 S_g および S_b を示し、図8に全ての LED 107 a ~ 107 d を発光させた際の各 CCD 103 r、103 g および 103 b の合成感度特性のスペクトル C_r 、 C_g および C_b を示し、図9にNU光源である LED 107 d と G 光源である LED 107 b とを駆動した際の B 画素用の CCD 103 b と B 画素用の CCD 103 g との合成感度特性のスペクトル C_b1 および C_g1 を示す。なお、図7には、参考として、図4に示す各 LED 107 a ~ 107 d の発光スペクトル E_c 、 E_y および E_{ni} を記す。

40

【0033】

図6に示すように、CCD アレイ 103 A は、赤色（R）成分の光を受光してその光量に応じた電荷を蓄積する R 画素用の CCD 103 r と、緑色（G）成分の光を受光してその光量に応じた電荷を蓄積する G 画素用の CCD 103 g と、青色（B）成分の光を受光してその光量に応じた電荷を蓄積する B 画素用の CCD 103 b と、よりなる画素 103 e が、2次元マトリクス状に複数配列した構成を備える。

50

【0034】

図7に示すように、R画素用のCCD103rの分光感度特性のスペクトル S_r は、ピークを示す波長（または中心波長）がY光源（LED107b）およびNU光源（LED107c）の発光スペクトル E_y および E_{ni} の強度ピークを示す波長（または中心波長）の間に位置する形状となる。すなわち、R画素用のCCD103rの分光感度特性は、その補色が赤色（R）となるイエロー（Y）と近赤外光（NI）との発光スペクトル E_y および E_{ni} それぞれの強度ピークの間にピーク波長が位置する分布形状となる。このため、図8に示すように、全ての光源（LED107a～107d）を発光させた際に得られるCCD103rの感度特性、すなわち、CCD103rの分光感度特性のスペクトル S_r とLED107a～107dの発光スペクトル E_c 、 E_y 、 E_{ni} および E_{nu} との合成から得られるCCD103rの感度特性（以下、これをR画素合成感度特性という）のスペクトル C_r は、中心波長（例えばスペクトル S_r のピーク波長と対応する波長）近辺が略平坦で且つ両肩からの減衰がスペクトル S_r よりも急峻な略台形の分布形状となる。

10

【0035】

同じく図7に示すように、G画素用のCCD103gの分光感度特性のスペクトル S_g は、ピークを示す波長（または中心波長）がC光源（LED107a）およびY光源（LED107b）の発光スペクトル E_c および E_y の強度ピークを示す波長（または中心波長）の間に位置する形状となる。すなわち、G画素用のCCD103gの分光感度特性は、その補色が緑色（G）となるシアン（C）とイエロー（Y）との発光スペクトル E_c および E_y それぞれの強度ピークの間にピーク波長が位置する分布形状となる。このため、図8に示すように、全ての光源（LED107a～107d）を発光させた際に得られるCCD103gの感度特性、すなわち、CCD103gの分光感度特性のスペクトル S_g とLED107a～107dの発光スペクトル E_c 、 E_y 、 E_{ni} および E_{nu} との合成から得られるCCD103gの感度特性（以下、これをG画素合成感度特性という）のスペクトル C_g は、中心波長（例えばスペクトル S_g のピーク波長と対応する波長）近辺が略平坦で且つ両肩からの減衰がスペクトル S_g よりも急峻な略台形の分布形状となる。

20

【0036】

また、図7に示すように、B画素用のCCD103bの分光感度特性のスペクトル S_b は、ピークを示す波長（または中心波長）がC光源（LED107a）の発光スペクトル E_c の強度ピークを示す波長（または中心波長）よりも短い、すなわち紫外光側に位置した形状となる。したがって、図8に示すように、全ての光源（LED107a～107d）を発光させた際に得られるCCD103bの感度特性、すなわち、CCD103bの分光感度特性のスペクトル S_b とLED107a～107dの発光スペクトル E_c 、 E_y 、 E_{ni} および E_{nu} との合成から得られるCCD103bの感度特性（以下、これをG画素合成感度特性という）のスペクトル C_b は、略中心波長（例えばスペクトル S_b のピーク波長と対応する波長）から赤外光側にかけて略平坦で且つ赤外光側の肩からの減衰がスペクトル S_b よりも急峻な分布形状となる。

30

【0037】

以上のことから、図8に示すように、本実施の形態1では、LED107a（LED107dを含んでもよい）の発光スペクトル E_c （ E_{nu} ）とCCD103bの分光感度特性（スペクトル S_b ）とから得られる合成感度特性（スペクトル C_b ）のピーク近傍と、LED107aおよび107b（またはLED107bおよび107c）の発光スペクトル E_c および E_y （または発光スペクトル E_y および E_{ni} ）とCCD107g（またはLED107r）の分光感度特性（スペクトル S_g （またはスペクトル S_r ））とから得られる合成感度特性（スペクトル C_g （またはスペクトル C_b ））のピーク近傍と、がブロードな感度特性となっている。なお、感度特性がブロードであるとは、個々のCCDの分光感度特性のスペクトル形状や個々のLEDの発光スペクトルのスペクトル形状と比較して、その特性の波長依存性を無視できる又は誤差として許容できる程度に、十分に平坦なスペクトル形状を備えていることを意味する。

40

50

【0038】

また、シアン（C）光に対するCCD103bの合成感度特性（スペクトルCbの長波長側）と、シアン（C）光（またはイエロー（Y）光）とイエロー（Y）光（または近赤外光（NU））との合成光に対するCCD103g（またはCCD103r）の合成感度特性（スペクトルCg（またはスペクトルCr））とを重畳した感度特性（第1重畳感度特性）における合成感度特性（スペクトルCb）のピークから合成感度特性（スペクトルCg（またはスペクトルCr））のピークまでの高低差よりも、近紫外光（NU）に対するCCD103dの合成感度特性（スペクトルCbの短波長側）と合成感度特性（スペクトルCbの長波長側）とを重畳した感度特性（第2重畳感度特性）における合成感度特性（スペクトルCbの短波長側）のピークから合成感度特性（スペクトルCbの長波長側）のピークまでの高低差の方が大きい。

10

【0039】

なお、本実施の形態1では、スペクトルSbのピーク波長（または中心波長）がNU光源（LED107d）の発光スペクトルEnuの強度ピークを示す波長（または中心波長）よりも長く、さらに、発光スペクトルEnuの波長帯域が他の発光スペクトル（Ec, EyおよびEni）よりも十分に狭く且つ発光スペクトルEnuのピーク波長（または中心波長）とCCD103bの受光感度特性のスペクトルSbの強度ピークを示す波長（または中心波長）とが十分に離れている場合（例えば、発光スペクトルEcのピーク波長（または中心波長）とCCD103bの受光感度特性のスペクトルSbの強度ピークを示す波長（または中心波長）との波長差よりも、発光スペクトルEnuのピーク波長（または中心波長）とCCD103bの受光感度特性のスペクトルSbの強度ピークを示す波長（または中心波長）との波長差の方が大きい場合）を例に挙げることで、上述したように、LED107dからの特殊光を主とする波長帯域の光強度分布とLED107a～107cから放射された光の合成光を主とする波長帯域の光強度分布との間に光強度の窪み（低下部分）を設け、これにより、LED107dからの特殊光のスペクトルとLED107a～107cから放射された光の合成光のスペクトルとを実質的に分離させている。

20

【0040】

このため、図8に示すように、全ての光源（LED107a～107d）を発光させた際に得られるCCD103bの感度特性、すなわち、CCD103bの分光感度特性のスペクトルSbとLED107a～107dの発光スペクトルEc, Ey, EniおよびEnuとの合成から得られるG画素合成感度特性のスペクトルCbにおいて、略中心波長（例えばスペクトルSbのピーク波長と対応する波長）から紫外光側にかけての帯域では、LED107aの発光スペクトルEcのピーク波長近傍とLED107dの発光スペクトルEnuのピーク波長近傍との間に一時的な感度特性の低下が形成される。これにより、LED107dから放射された特殊光に対する撮像部103の分光感度特性と他の光源（LED107a～107c）から放射された光の合成光に対する撮像部103の分光感度特性とを実質的に分離することが可能となるため、結果、特殊光をターゲットとした特殊光画像をよりクリアな画像とすることができる。なお、B画素合成感度特性のスペクトルCbにおける紫外光側も、肩からの減衰がスペクトルSbよりも急峻な分布形状であることが好ましい。

30

40

【0041】

また、LED107dからの近紫外光（NU）に対するCCD103bの感度特性（以下、これを第1特殊光合成感度特性という）は、図9のスペクトルCb1に示すように、LED107dの発光スペクトルEnuとCCD103bの分光感度特性のスペクトルSbとを合成して得られる分布形状となる。同様に、LED107bからのイエロー（Y）光に対するCCD103gの感度特性（以下、これを第2特殊光合成感度特性という）は、図9のスペクトルCg1に示すように、LED107bの発光スペクトルEyとCCD103bの分光感度特性のスペクトルSbとを合成して得られる分布形状となる。

【0042】

そこで本実施の形態1では、LED107dと、このLED107dの発光スペクトル

50

E n u と十分に分離した発光スペクトル E y の光を放射する L E D 1 0 7 b とを駆動した状態で C C D アレイ 1 0 3 A における B 画素用の C C D 1 0 3 b と G 画素用の C C D 1 0 3 g とを駆動することで、2 種類の特殊光成分よりなる特殊光画像を取得する。なお、2 種類の特殊光成分のうち、1 つは、第 1 特殊光合成感度特性に従って光電変換される近紫外光（例えば波長が 4 1 5 n m 近辺の光：以下、第 1 特殊光という）であり、他の 1 つは、第 2 特殊光合成感度特性に従って光電変換される緑色（例えば波長が 5 4 0 n m 近辺の光：以下、第 2 特殊光という）である。

【 0 0 4 3 】

ここで、被検体 9 0 0 内部における光の透過率は、波長によって異なる。すなわち、波長の短い光ほど、被検体 9 0 0 内壁における深い部分で反射する。また、波長が 4 1 5 n m 付近の光および 5 4 0 n m 付近の光は、例えば血液による吸収率が高い。このため、第 1 特殊光と第 2 特殊光とを用いて被検体 9 0 0 内部を撮像することで、異なる深さの血管の形状が撮像された特殊光画像を取得することが可能となる。

10

【 0 0 4 4 】

なお、シアン（C）と近紫外光（NU）との補色は、B 画素用の C C D 1 0 3 b が受光可能な波長帯域の光、すなわち青色（B）であってもよい。また、C C D アレイ 1 0 3 A に代えて、C M O S（C o m p l e m e n t a r y M e t a l O x i d e S e m i c o n d u c t o r）センサレイなど、種々の撮像素子を用いることができる。さらに、L E D 1 0 7 a ~ 1 0 7 d に代えて種々の発光素子を用いることができる。

20

【 0 0 4 5 】

図 3 に戻り説明する。カプセル制御回路 1 0 1 は、各種動作を実行するためのプログラムおよびパラメータを記憶したメモリを含み、このメモリから適宜プログラムおよびパラメータを読み出して実行することで、カプセル内視鏡 1 0 内の各ユニットを制御する動作を実行する。例えばカプセル制御回路 1 0 1 は、読み出したプログラムを同じく読み出したパラメータに基づいて実行することで、照明部 1 0 7 の L E D 駆動回路 1 0 6 に L E D 1 0 7 a ~ 1 0 7 d における何れかの組合せを発光させると共に、撮像部 1 0 3 に定期的且つ交互に通常光画像の画像信号と特殊光画像の画像信号とを生成させる。また、カプセル制御回路 1 0 1 は、撮像部 1 0 3 において取得された画像信号を画像信号処理回路 1 0 4 に処理させた後、処理後の画像信号を無線送受信回路 1 0 5 に無線送信させる。

30

【 0 0 4 6 】

なお、画像信号処理回路 1 0 4 は、例えば入力された画像信号に対して A / D（A n a l o g t o D i g i t a l）変換などの信号処理を実行する。また、無線送受信回路 1 0 5 は、入力された処理後の画像信号を無線送信用の信号に変換し、これを送信アンテナ 1 0 5 t から無線信号として送信する。なお、無線送受信回路 1 0 5 が後述する受信装置 2 0 から無線送信された制御信号を受信アンテナ 1 0 5 r を介して受信してこれをカプセル制御回路 1 0 1 に入力し、カプセル制御回路 1 0 1 が入力された制御信号に基づいて各種動作を実行するように構成してもよい。

40

【 0 0 4 7 】

また、バッテリー 1 0 8 および電源回路 1 0 9 は、カプセル内視鏡 1 0 内の各ユニットに電力を供給する。このバッテリー 1 0 8 には、例えばボタン電池（B u t t o n B a t t e r y）などの 1 次電池（P r i m a r y b a t t e r y）または 2 次電池（S e c o n d a r y B a t t e r y）を用いることができる。

40

【 0 0 4 8 】

・受信装置

次に、本実施の形態 1 による受信装置 2 0 の概略構成を、図面を用いて詳細に説明する。図 1 0 は、本実施の形態 1 による受信装置 2 0 の概略構成を示すブロック図である。

【 0 0 4 9 】

図 1 0 に示すように、受信装置 2 0 は、被検体 9 0 0 の体表に取り付けられた受信アンテナ 2 1 が接続された無線受信回路 2 0 3 と、受信アンテナ 2 1 および無線受信回路 2 0 3 を介して受信された受信信号に所定の処理を実行する受信信号処理回路 2 0 4 と、無線

50

受信回路 203 における RSSI (Received Signal Strength Indication) 回路において検出された受信信号の電波強度からカプセル内視鏡 10 の被検体 900 内部での位置を検出する位置検出回路 205 と、カプセル内視鏡 10 へ送信する制御信号等に所定の処理を実行する送信信号処理回路 206 と、送信信号処理回路 206 で処理された送信信号を送信アンテナ 22 を介して無線送信する無線送信回路 207 と、受信装置 20 内の各回路を制御する受信装置制御回路 201 と、受信装置制御回路 201 が各回路を制御するために実行するプログラムおよびパラメータやカプセル内視鏡 10 から受信した画像の画像データ等を記憶するメモリ回路 202 と、カプセル内視鏡 10 から受信した画像や受信装置 20 への各種設定画面等をユーザへ表示する画像表示回路 208 と、ユーザが受信装置 20 またはカプセル内視鏡 10 への各種設定および指示を入力するユーザ I/F 回路 209 と、カプセル内視鏡 10 から受信した画像の画像データ等を着脱可能な携帯型記録媒体 30 へ出力するデータ出力 I/F 制御回路 210 と、受信装置 20 内の各回路へ電力を供給するバッテリー 211 および電源回路 212 と、を含む。

10

【0050】

受信装置 20 において、無線受信回路 203 は、定期的送信される画像信号を受信アンテナ 21 を介して受信し、この受信した画像信号を受信信号処理回路 204 に入力する。受信信号処理回路 204 は、入力された画像信号に対して所定の処理を実行して画像データを生成した後、生成された画像データをメモリ回路 202 および画像表示回路 208 に入力する。メモリ回路 202 に入力された画像データは、一時メモリ回路 202 において保持される。また、画像表示回路 208 は、入力された画像データを再生することで、カプセル内視鏡 10 から送られた画像をユーザへ表示する。

20

【0051】

また、受信装置 20 における無線受信回路 203 は、実装する RSSI 回路において検出された各受信アンテナ 21 での受信信号の電波強度を位置検出回路 205 へ入力する。位置検出回路 205 は、受信装置制御回路 201 の制御の下、各受信アンテナ 21 の被検体 900 体表上での位置と各受信アンテナ 21 で受信された受信信号の電波強度とに基づき、例えば三次元測位等を用いて、被検体 900 内におけるカプセル内視鏡 10 の位置を検出する。また、位置検出回路 205 は、検出したカプセル内視鏡 10 の位置情報を受信装置制御回路 201 を介して受信信号処理回路 204 またはメモリ回路 202 に入力する。例えば受信信号処理回路 204 に位置情報が入力される場合、受信信号処理回路 204 は、位置検出に用いた受信信号に相当する画像データに位置情報を付加し、この位置情報が付加された画像データをメモリ回路 202 に入力する。一方、メモリ回路 202 に位置情報が入力される場合、受信装置制御回路 201 は、直前にメモリ回路 202 に保存された画像データに対して新たな位置情報が付加されるようにメモリ回路 202 を制御する。

30

【0052】

位置情報が付加された画像データは、受信装置制御回路 201 によってメモリ回路 202 から読み出され、データ出力 I/F 制御回路 210 を介して携帯型記録媒体 30 に入力する。これにより、位置情報が付加された画像データが携帯型記録媒体 30 に保存される。

40

【0053】

・表示装置

次に、本実施の形態 1 による表示装置 40 の概略構成を、図面を用いて詳細に説明する。図 11 は、本実施の形態 1 による表示装置 40 の概略構成を示すブロック図である。

【0054】

図 11 に示すように、表示装置 40 は、表示装置 40 内の各回路を制御する表示装置制御回路 401 と、表示装置制御回路 401 が実行する各種プログラムおよびパラメータや受信装置 20 から入力した画像データ等を記憶する記憶回路 402 と、携帯型記録媒体 30 からこれに保存された画像データを入力するデータ入力 I/F 制御回路 403 と、マウスやキーボードやジョイスティック等のユーザが操作入力に用いる入力装置 411 に対す

50

るインタフェースであるユーザI/F制御回路407と、表示装置制御回路401を介して入力された画像データを用いてユーザにカプセル内視鏡10が取得した画像を観察させる各種GUI(Graphical User Interface)画面を生成する画像処理回路404と、画像処理回路404で生成されたGUI画面をモニタ406に表示させるモニタ制御回路405と、液晶ディスプレイや有機/無機EL(Electro-luminescence)ディスプレイ等で構成されたモニタ406と、を含む。

【0055】

ユーザは、受信装置20において携帯型記録媒体30にカプセル内視鏡10からの画像データを蓄積すると、この携帯型記録媒体30を受信装置20から取り外し、表示装置40に差し込む。その後、表示装置40に接続された入力装置411を用いて表示装置40に各種指示を入力することで、携帯型記録媒体30に蓄積された画像のGUI画面をモニタ406に表示し、このGUI画面を用いて被検体900内部を観察しつつ、必要に応じて表示装置40に対する各種操作指示を入力する。

10

【0056】

(動作)

次に、本実施の形態1によるカプセル内視鏡システム1の動作について詳細に説明する。まず、本実施の形態1によるカプセル内視鏡10の動作について説明する。図12は、本実施の形態1によるカプセル内視鏡10の概略動作例を示すフローチャートである。なお、図12では、カプセル内視鏡10内の各回路を制御するカプセル制御回路101の動作に着目して説明する。

20

【0057】

図12に示すように、カプセル制御回路101は、起動後、第1所定時間が経過したか否かを判定し(ステップS101)、第1所定時間が経過後(ステップS101のYes)、まず、LED駆動回路106を制御することで、全てのLED107a~107dを第2所定時間発光させる(ステップS102)。続いてカプセル制御回路101は、CCD駆動回路102を駆動することで、CCDアレイ103Aの全てのCCD103r、103gおよび103bに蓄積された電荷を読み出し(ステップS103)、この読み出しにより得られた通常光画像の画像信号を画像信号処理回路104に入力し、画像信号処理回路104においてこの画像信号に対する所定の処理を実行する(ステップS104)。なお、処理後の画像信号は、無線送受信回路105に入力される。その後、カプセル制御回路101は、無線送受信回路105を制御することで、通常光画像の画像信号を第1画像データとして受信装置20へ無線送信する(ステップS105)。なお、第1所定時間が経過していない場合(ステップS101のNo)、カプセル制御回路101は、例えば待機する。また、受信装置20へ無線送信される第1画像データには、例えば撮像時もしくは信号処理時の時刻がタイムスタンプとして付加されていてもよい。また、ステップS101~S105までが、通常光画像を取得する第1撮像モードである。

30

【0058】

次に、カプセル制御回路101は、ステップS101から第3所定時間が経過したか否かを判定し(ステップS106)、第3所定時間が経過後(ステップS106のYes)、まず、LED駆動回路106を制御することで、近紫外光(NU)光源であるLED107dとY光源であるLED107bとを発光させる(ステップS107)。続いてカプセル制御回路101は、CCD駆動回路102を駆動することで、CCDアレイ103AにおけるCCD103bおよび103gに蓄積された電荷を読み出し(ステップS108)、この読み出しにより得られた特殊光画像の画像信号を画像信号処理回路104に入力し、画像信号処理回路104においてこの画像信号に対する所定の処理を実行する(ステップS109)。なお、処理後の画像信号は、無線送受信回路105に入力される。その後、カプセル制御回路101は、無線送受信回路105を制御することで、特殊光画像の画像信号を第2画像データとして受信装置20へ無線送信する(ステップS110)。なお、第2所定時間が経過していない場合(ステップS106のNo)、カプセル制御回路101は、例えば待機する。また、受信装置20へ無線送信される第2画像データには、

40

50

例えば撮像時もしくは信号処理時の時刻がタイムスタンプとして付加されていてもよい。また、ステップ S 1 0 6 ~ S 1 1 0 までが、特殊光画像を取得する第 2 撮像モードである。

【 0 0 5 9 】

以上により、カプセル内視鏡 1 0 から通常光画像の第 1 画像データと特殊光画像の第 2 画像データとが受信装置 2 0 へ定期的かつ交互に送信される。これに対し、受信装置 2 0 は、受信した第 1 および第 2 画像データに対して撮像時のカプセル内視鏡 1 0 の位置情報を付加すると共に受信信号処理回路 2 0 4 において所定の処理を実行し、その後、第 1 および第 2 画像データをデータ出力 I / F 制御回路 2 1 0 を介して携帯型記録媒体 3 0 に入力する。また、携帯型記録媒体 3 0 を介して第 1 および第 2 画像データが入力された表示装置 4 0 は、例えばユーザによる指示に従い、入力した第 1 および / または第 2 画像データを用いて G U I 画面を生成し、この G U I 画面をモニタ 4 0 6 に表示することで、被検体 9 0 0 内部の観察環境をユーザに提供する。

10

【 0 0 6 0 】

以上のように構成および動作することで、本実施の形態 1 では、通常光画像（第 1 画像）を取得するための光源（L E D 1 0 7 a ~ 1 0 7 c（L E D 1 0 7 d を含んでもよい）の他に、特殊光画像（第 2 画像）を取得するための光源（L E D 1 0 7 d）を別途搭載し、これらを組合せて駆動しつつ通常光画像と特殊光画像とを取得するため、画像処理に要する負担を増大させることなく、通常光画像と特殊光画像とを取得することが可能なカプセル内視鏡システム 1 およびカプセル内視鏡 1 0 を実現することが可能となる。

20

【 0 0 6 1 】

なお、本実施の形態 1 では、カプセル内視鏡 1 0 において自動的に駆動する光源（L E D 1 0 7 a ~ 1 0 7 d）の組合せを切り替えて、定期的に通常光画像と特殊光画像とを取得するように構成したが、本発明はこれに限定されず、例えば受信装置 2 0 からカプセル内視鏡 1 0 を操作することで、駆動する光源（L E D 1 0 7 a ~ 1 0 7 d）の組合せを選択できるように構成してもよい。

【 0 0 6 2 】

（変形例 1 - 1）

なお、上記した実施の形態 1 では、1 つの画素 1 0 3 e が色の三原色（R 画素，G 画素 および B 画素）それぞれの C C D 1 0 3 r，1 0 3 g および 1 0 3 b を備えた C C D アレイ 1 0 3 A を例に挙げたが、本発明はこれに限定されるものではない。以下、C C D アレイ 1 0 3 A の他の形態を、本実施の形態 1 の変形例 1 - 1 として、図面を用いて詳細に説明する。

30

【 0 0 6 3 】

図 1 3 は、本変形例 1 - 1 による C C D アレイ 1 0 3 A - 1 の概略構成例を示す図である。図 1 4 は、各 C C D 1 0 3 r，1 0 3 g，1 0 3 b および 1 0 3 n u の分光感度特性のスペクトル S_r ， S_g ， S_b および S_{nu} を示す図である。なお、図 1 4 には、参考として、図 4 に示す各 L E D 1 0 7 a ~ 1 0 7 d の発光スペクトル E_c ， E_y および E_{ni} を記す。

【 0 0 6 4 】

上記した実施の形態 1 では、特殊光画像を取得する際の特殊光として、波長が 4 1 5 n m 程度の第 1 特殊光と、波長が 5 4 0 n m 程度の第 2 特殊光と、を例示し、これらの色成分よりなる画像を特殊光画像（第 2 画像データ）として取得した。そこで本変形例 1 - 1 では、図 1 3 に示すように、R 画素用の C C D 1 0 3 r，G 画素用の C C D 1 0 3 g および B 画素用の C C D 1 0 3 b の他に、近紫外光（N U）画素用の C C D 1 0 3 n u を含む画素 1 0 3 f が 2 次元マトリクス状に配列した C C D アレイ 1 0 3 A - 1 を例に挙げる。

40

【 0 0 6 5 】

C C D 1 0 3 r，1 0 3 g および 1 0 3 b は、上記実施の形態 1 と同様である。一方、C C D 1 0 3 n u は、図 1 4 に示すように、その感度ピークを示す波長（または中心波長）が N U 光源である L E D 1 0 7 d の発光スペクトル E_{nu} と略同じであるスペクトル S

50

n u の分光感度特性を備える。

【 0 0 6 6 】

すなわち、本変形例 1 - 1 では、CCD アレイ 1 0 3 A - 1 の各画素 1 0 3 f が LED 1 0 7 d からの波長 4 1 5 n m 程度の近紫外光（第 1 特殊光）をターゲットとした CCD 1 0 3 n u を含むことで、より鮮明な特殊光画像を取得することを可能にしている。なお、他の構成、動作および効果は、上記実施の形態 1 と同様であるため、ここでは詳細な説明を省略する。

【 0 0 6 7 】

（変形例 1 - 2）

また、上記した CCD アレイ 1 0 3 A の他の形態を、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 - 2 として、図面を用いて詳細に説明する。図 1 5 は、本変形例 1 - 2 による CCD アレイ 1 0 3 A - 2 の概略構成例を示す図である。図 1 6 は、各 CCD 1 0 3 r , 1 0 3 g , 1 0 3 b , 1 0 3 n u および 1 0 3 n g の分光感度特性のスペクトル S r , S g , S b , S n u および S n g を示す図である。なお、図 1 6 には、参考として、図 4 に示す各 LED 1 0 7 a ~ 1 0 7 d の発光スペクトル E c , E y および E n i を記す。

10

【 0 0 6 8 】

上記した変形例 1 - 1 では、波長 4 1 5 n m 程度の近紫外光（第 1 特殊光）をターゲットとした CCD 1 0 3 n u を各画素 1 0 3 f に含めた場合を例に挙げたが、本変形例 1 - 2 では、これに加え、波長 5 4 0 n m 程度の光（第 2 特殊光）をターゲットとした CCD 1 0 3 n g をさらに各画素 1 0 3 h に含める。そこで本変形例 1 - 2 による CCD アレイ 1 0 3 A - 2 は、図 1 5 に示すように、R 画素用の CCD 1 0 3 r , G 画素用の CCD 1 0 3 g , B 画素用の CCD 1 0 3 b および NU 画素用の CCD 1 0 3 n u の他に、第 2 特殊光を受光する画素（NG 画素）用の CCD 1 0 3 n g を含む画素 1 0 3 h が 2 次元マトリクス状に配列した構成を備える。CCD 1 0 3 r , 1 0 3 g , 1 0 3 b および 1 0 3 n u は、上記変形例 1 - 1 と同様である。一方、CCD 1 0 3 n g の分光感度特性のスペクトル S n g は、図 1 6 に示すように、その感度ピークを示す波長（または中心波長）が略 5 4 0 n m となる分布形状を備える。

20

【 0 0 6 9 】

このように、第 1 特殊光と第 2 特殊光とをそれぞれターゲットとした CCD 1 0 3 n u および 1 0 3 n g を 1 つの画素 1 0 3 h に含めることで、より鮮明な特殊光画像を取得することが可能となる。なお、他の構成、動作および効果は、上記実施の形態 1 と同様であるため、ここでは詳細な説明を省略する。

30

【 0 0 7 0 】

（変形例 1 - 3）

また、上記した実施の形態 1 またはその変形例では、カプセル内視鏡 1 0 が通常光画像（第 1 画像データ）および特殊光画像（第 2 画像データ）を取得後順次、受信装置 2 0 へ送信していた。ただし、本発明はこれに限定されず、例えば 1 つ以上の通常光画像（第 1 画像データ）と 1 つ以上の特殊光画像（第 2 画像データ）とをまとめて受信装置 2 0 へ送信するように構成してもよい。以下、この場合を上記実施の形態 1 の変形例 1 - 3 として、図面を用いて詳細に説明する。ただし、以下の説明において、上記実施の形態 1 またはその変形例と同様の構成については、同一の符号を付し、その詳細な説明を省略する。

40

【 0 0 7 1 】

図 1 7 は、本変形例 1 - 3 による撮像部 1 0 3 - 1 およびその周辺回路の概略構成例を示すブロック図である。図 1 7 に示すように、本変形例 1 - 3 による撮像部 1 0 3 - 1 は、CCD アレイ 1 0 3 A と CCD 駆動回路 1 0 2 - 1 とバッファ 1 0 3 C とを含む。

【 0 0 7 2 】

バッファ 1 0 3 C は、CCD アレイ 1 0 3 A が生成した画像信号を一時記憶するページメモリである。CCD 駆動回路 1 0 2 - 1 は、カプセル制御回路 1 0 1 からの制御の下、CCD アレイ 1 0 3 A が生成した通常光画像の画像信号を一時、バッファ 1 0 3 C に保存し、続けて特殊光画像の画像信号を CCD アレイ 1 0 3 A に生成させる。また、画像信号

50

処理回路 104 は、カプセル制御回路 101 からの制御の下、例えばバッファ 103C に格納されている通常光画像の画像信号を読み出し、これに所定の処理を実行して無線送受信回路 105 へ出力した後、続けて CCD アレイ 103A から特殊光画像の画像信号を読み出し、これに所定の処理を実行して無線送受信回路 105 へ出力する。無線送受信回路 105 は、入力された通常光画像の画像信号と特殊光画像の画像信号とを 1 度の送信処理により受信装置 20 へ送信する。

【0073】

次に、本変形例 1 - 3 によるカプセル制御回路 101 の動作について、図面を用いて詳細に説明する。図 18 は、本変形例 1 - 3 によるカプセル制御回路 101 の概略動作例を示すフローチャートである。

10

【0074】

図 12 に示すように、カプセル制御回路 101 は、図 12 のステップ S101 および S102 と同様の動作を実行することで、全ての LED 107a ~ 107d を第 2 所定時間発光させる (図 18 のステップ S101 および S102)。続いてカプセル制御回路 101 は、CCD 駆動回路 102 - 1 を駆動することで、CCD アレイ 103A の全ての CCD 103r、103g および 103b に蓄積された電荷を第 1 画像信号としてバッファ 103C に保存する (ステップ S203)。なお、CCD アレイ 103A のマトリクス構造とバッファ 103C のマトリクス構造とはミラーであることが好ましい。これにより、CCD アレイ 103A に生じた電荷をそのままバッファ 103C に移動することで、CCD アレイ 103A が生成した画像信号を容易にバッファ 103C に保存することが可能となる。

20

【0075】

次に、カプセル制御回路 101 は、図 12 のステップ S106 および S107 と同様の動作を実行することで、近紫外光 (NU) 光源である LED 107d と Y 光源である LED 107b とを発光させる (図 18 のステップ S106 および S107)。続いてカプセル制御回路 101 は、バッファ 103C に保存しておいた第 1 画像信号を読み出し (ステップ S202)、この第 1 画像信号を画像信号処理回路 104 に入力して、画像信号処理回路 104 においてこの画像信号に対する所定の処理を実行する (ステップ S203)。なお、処理後の第 1 画像信号は、無線送受信回路 105 に入力される。

30

【0076】

次に、カプセル制御回路 101 は、図 12 のステップ S108 および S109 と同様の動作を実行することで、CCD アレイ 103A における CCD 103b および 103g に蓄積された電荷を第 2 画像信号として読み出して、これに所定の処理を実行する (図 18 のステップ S108 および S109)。なお、処理後の第 2 画像信号は、無線送受信回路 105 に入力される。その後、カプセル制御回路 101 は、無線送受信回路 105 を制御することで、第 1 および第 2 画像信号を一度の送信処理により受信装置 20 へ無線送信する (ステップ S204)。

40

【0077】

以上のように動作することで、第 1 画像信号と第 2 画像信号とを一度の送信処理で受信装置 20 へ送信することが可能となるため、送信に要する処理および時間を低減することが可能となる。なお、他の構成、動作および効果は、上記した実施の形態 1 またはその変形例と同様であるため、ここでは詳細な説明を省略する。

【0078】

< 実施の形態 2 >

次に、本発明の実施の形態 2 による被検体内観察システムおよび被検体内導入装置を、図面を用いて詳細に説明する。なお、以下の説明において、上記実施の形態 1 またはその変形例と同様の構成については、同一の符号を付し、その詳細な説明を省略する。

【0079】

本実施の形態 2 では、上記実施の形態 1 によるカプセル内視鏡システム 1 と同様の構成の構成を適用することができる。ただし、本実施の形態 2 では、図 11 に示す表示装置 4

50

0における画像処理回路404が、図19に示す画像処理回路404Aに置き換えられる。なお、図19は、本実施の形態2による画像処理回路404Aおよびその周辺回路の概略構成を示すブロック図である。

【0080】

図19に示すように、画像処理回路404Aは、例えば記憶回路402から表示装置制御回路401を介して表示対象の1つ以上の画像データ(以下、画像データ群im1という)を取得するデータ取得部4041と、データ取得部4041が取得した画像データ群im1のうちの第1画像データに所定の処理を実行する第1画像処理部4042aと、同じくデータ取得部4041が取得した画像データ群im1のうちの第2画像データに所定の処理を実行する第2画像処理部4042bと、ユーザI/F制御回路407を介して入力装置411から入力された指示(表示画像選択情報)に基づいてモニタ406(図11参照)に表示する画像を処理後の第1画像データim01および第2画像データim02から選択すると共に選択した第1/第2画像データim01/im02を用いてGUI画面を生成する画像表示処理部4043と、ユーザI/F制御回路407を介して入力された指示(サムネイル登録情報)に基づいてデータ取得部4041が取得した画像データ群im1のうちサムネイル表示対象とされた第1/第2画像データからサムネイル画像を生成するサムネイル生成部4044と、を含む。

10

【0081】

なお、画像表示処理部4043で生成されたGUI画面は、モニタ制御回路405に入力され、モニタ制御回路405による制御の下、モニタ406に表示される。また、サムネイル生成部4044で生成された第1/第2サムネイル画像Sm01/Sm02は、モニタ制御回路405に入力される。モニタ制御回路405は、入力された第1/第2サムネイル画像Sm01/Sm02を適宜、GUI画面に組み込む。また、モニタ406へは、第1/第2サムネイル画像Sm01/Sm02が組み込まれたGUI画面が入力される。これにより、モニタ406には、図20~図25に示すようなGUI画面が表示される。

20

【0082】

ここで、本実施の形態2によりモニタ406に表示されるGUI画面の例を、図面を用いて詳細に説明する。図20は、通常光画像である第1画像(第1画像データim01による画像)IM01を表示するGUI画面A1と特殊光画像である第2画像(第2画像データim02による画像)IM02を表示するGUI画面A2との一例を示す図である。図21は、第1画像IM01と第2画像IM02とを並列に表示するGUI画面A3の一例を示す図である。図22は第1画像データim01から生成したサムネイル画像Sm01および第2画像データim02から生成したサムネイル画像Sm02をGUI画面A1におけるタイムバーA13が示す時間軸上の位置にリンクさせつつ表示した一例を示す図であり、図23はサムネイル画像Sm01およびサムネイル画像Sm02をGUI画面A2におけるタイムバーA13が示す時間軸上の位置にリンクさせつつ表示した一例を示す図である。

30

【0083】

まず、図20に示すように、通常光画像である第1画像IM01を表示するGUI画面A1は、第1画像IM01を表示する主画像表示領域A11と、モニタ406に表示するGUI画面を後述するGUI画面A1~A3の中で切り替える切り替え指示(GUI画面切替指示)や、主画像表示領域A11(または主画像表示領域A21/A31/A32)に表示中の第1画像IM01(または第2画像IM02)のサムネイル画像Sm01(またはサムネイル画像Sm02)を登録する指示(サムネイル登録指示)を入力するための操作ボタンA12と、カプセル内視鏡10による撮像期間(少なくとも第1/第2画像データim01/im02が存在する期間)の時間軸を示すタイムバーA13と、主画像表示領域A11(または主画像表示領域A21/A31/A32)に表示中である第1画像IM01の時間軸上の位置を示すと共に主画像表示領域A11に表示中の第1画像IM01(または第2画像IM02)を切り替える指示(表示画像選択指示)を入力するための

40

50

スライダ A 1 4 と、を実装する。また、特殊光画像である第 2 画像 I M 0 2 を表示する G U I 画面 A 2 は、主画像表示領域 A 1 1 が、第 2 画像 I M 0 2 を表示する主画像表示領域 A 2 1 に置き換えられた構成である。

【 0 0 8 4 】

さらに、図 2 1 に示す G U I 画面 A 3 は、G U I 画面 A 1 / A 2 に 2 つの主画像表示領域 A 1 1 および A 2 1 が組み込まれている。この 2 つの主画像表示領域 A 1 1 および A 2 1 には、例えば略同じ時刻に撮像された第 1 画像 I M 0 1 と第 2 画像 I M 0 2 とがそれぞれ表示される。

【 0 0 8 5 】

ユーザは、主画像表示領域 A 1 1 / A 2 1 に表示中の第 1 画像 I M 0 1 / 第 2 画像 I M 0 2 を観察しつつ、入力装置 4 1 1 から G U I 機能の 1 つであるポインタ P 1 を用いて操作ボタン A 1 2 やスライダ A 1 4 を操作することで、主画像表示領域 A 1 1 / A 2 1 に表示する画像を選択したり、モニタ 4 0 6 に表示する G U I 画面を切り替えたり、主画像表示領域 A 1 1 / A 2 1 に表示中の第 1 画像 I M 0 1 / 第 2 画像 I M 0 2 のサムネイル画像 S m 0 1 / S m 0 2 を登録したり、などの操作を入力装置 4 1 1 より入力する。また、ユーザによりサムネイル画像 S m 0 1 / S m 0 2 が選択されると、主画像表示領域 A 1 1 / A 2 1 には、選択されたサムネイル画像 S m 0 1 / S m 0 2 に対応する第 1 画像 I M 0 1 / 第 2 画像 I M 0 2 が表示される。

【 0 0 8 6 】

以上のような構成とすることで、本実施の形態 2 では、通常光画像と特殊光画像とのサムネイルを容易に登録および閲覧することが可能な G U I 画面をユーザに提供することが可能となる。なお、他の構成、動作および効果は、上記した実施の形態 1 またはその変形例と同様であるため、ここでは詳細な説明を省略する。

【 0 0 8 7 】

(変形例 2 - 1)

また、上記した実施の形態 2 では、主画像表示領域 A 1 1 に表示中である第 1 画像 I M 0 1 のサムネイル画像 S m 0 1、または、主画像表示領域 A 2 1 に表示中である第 2 画像 I M 0 2 のサムネイル画像 S m 0 2 を個別に登録する場合を例に挙げたが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、主画像表示領域 A 1 1 / A 2 1 に表示中である第 1 画像 I M 0 1 / 第 2 画像 I M 0 2 のサムネイル画像 S m 0 1 / S m 0 2 と、この第 1 画像 I m 0 1 / 第 2 画像 I M 0 2 と略同時に取得された第 2 画像 I m 0 2 / 第 1 画像 I M 0 1 のサムネイル画像 S m 0 2 / S m 0 1 とを、ユーザによる 1 回のサムネイル登録指示で自動的に登録するように構成してもよい。以下、この場合を本実施の形態 2 による変形例 2 - 1 として、図面を用いて詳細に説明する。

【 0 0 8 8 】

図 2 4 は本変形例 2 - 1 による G U I 画面 A 1 / A 2 の一例を示す図であり、図 2 5 は本変形例 2 - 1 による G U I 画面 A 3 の一例を示す図である。図 2 4 に示すように、本変形例 2 - 1 による G U I 画面 A 1 / A 2 では、タイムバー A 1 3 が示す時間軸上の点に対して、第 1 画像 I M 0 1 のサムネイル画像 S m 0 1 と第 2 画像 I M 0 2 のサムネイル画像 S m 0 2 とが共に登録されている。同様に、図 2 5 に示すように、本変形例 2 - 1 による G U I 画面 A 3 では、タイムバー A 1 3 が示す時間軸上の点に対して、第 1 画像 I M 0 1 のサムネイル画像 S m 0 1 と第 2 画像 I M 0 2 のサムネイル画像 S m 0 2 とが共に登録されている。

【 0 0 8 9 】

以上のような構成とすることで、本変形例 2 - 1 では、通常光画像および特殊光画像のうち何れか一方に対するサムネイル画像の登録指示により、両方の画像に自動的にサムネイル画像を登録し、さらに、これらを並列に表示することが可能となるため、複数の画像に対して容易にサムネイル画像を登録し、さらに、容易に閲覧することが可能な G U I 画面をユーザに提供することが可能となる。なお、他の構成、動作および効果は、上記した実施の形態 1 またはその変形例と同様であるため、ここでは詳細な説明を省略する。

【 0 0 9 0 】

< 実施の形態 3 >

次に、本発明の実施の形態 3 による被検体内観察システムおよび被検体内導入装置を、図面を用いて詳細に説明する。なお、以下の説明において、上記実施の形態 1、2 またはそれらの変形例と同様の構成については、同一の符号を付し、その詳細な説明を省略する。

【 0 0 9 1 】

本実施の形態 3 では、上記実施の形態 1 におけるカプセル内視鏡 10 が取得した第 1 画像 IM01 / 第 2 画像 IM02 に対してユーザがコメントを付加でき、さらに、コメント付きの第 1 画像 IM01 および / または第 2 画像 IM02 をレポート形式で電子ファイルまたは紙に出力できるように構成される。そこで本実施の形態 3 では、上記実施の形態 1 によるカプセル内視鏡システム 1 と同様の構成の構成を適用することができる。ただし、本実施の形態 3 では、図 11 に示す表示装置 40 が、図 26 に示す表示装置 40A に置き換えられる。なお、図 26 は、本実施の形態 3 による表示装置 40A の概略構成を示すブロック図である。

10

【 0 0 9 2 】

図 26 に示すように、表示装置 40A は、図 11 に示す表示装置 40 と同様の構成において、表示装置制御回路 401 が表示装置制御回路 401A に置き換えられると共に、外部のプリンタ 413 と接続されたプリンタ駆動回路 408A が設けられている。また、記憶回路 402 内には、検査フォルダ 4021 と、管理フォルダ 4022 と、入出力フォルダ 4023 と、が格納されている。

20

【 0 0 9 3 】

表示装置制御回路 401A は、例えばモニタ 406 に表示する GUI 画面を切り替えるなどの制御を実行する表示制御部 4011 と、入力装置 411 より入力された各種指示に基づいてカプセル内視鏡 10 より受信した第 1 画像データ im01 / 第 2 画像データ im02 に構造強調処理や狭帯域成分の抽出処理等の加工処理を実行する画像加工部 4012 と、画像加工部 4012 により加工処理された第 1 画像データ im01 / 第 2 画像データ im02 の画像ファイルを生成する画像ファイル生成部 4013 と、画像ファイル生成部 4013 により生成された画像ファイルに対して入力装置 411 より入力されたコメント（テキスト）等を付加してレポートを作成するレポート作成部 4014 と、作成したレポートを PDF（Portable Document Format）ファイルなどの電子ファイルまたは紙にエクスポートする出力処理部 4015 と、電子ファイルとして出力しておいたレポートを例えば記憶回路 402 や外部記憶装置等からインポートする入力処理部 4016 と、を備える。

30

【 0 0 9 4 】

また、記憶回路 402 において、検査フォルダ 4021 には、一度の検査によりカプセル内視鏡 10 から受信した第 1 画像データ im01 および第 2 画像データ im02 の画像データ群 im1 が 1 つの検査ファイルとして保存される。管理フォルダ 4021 には、例えば被検体 900 の情報や検査実行日などの各種情報を格納するファイルが管理ファイルとして格納される。入出力フォルダ 4023 には、ユーザにより作成され、エクスポートされたレポートの電子ファイルが格納される。なお、各管理ファイルと検査ファイルとは関連付けられていてもよい。

40

【 0 0 9 5 】

次に、本実施の形態 3 によるレポート作成用の GUI 画面およびこの GUI 画面を用いて作成されるレポートについて、図面を用いて詳細に説明する。図 27 は、本実施の形態 3 によるレポートの作成対象とする検査ファイルをユーザが確認および選択するための GUI 画面 B1 を示す図である。図 28 は、図 27 に示す GUI 画面 B1 によって選択した検査ファイルに含まれる第 1 画像 IM01 / 第 2 画像 IM02 に対してコメント等を入力するための GUI 画面 B2 を示す図である。図 29 は、図 28 に示す GUI 画面 B2 を用いて構造強調処理や狭帯域成分の抽出処理等の画像の加工処理をユーザが指示する際の作

50

業を説明するための図である。図30は、構造強調処理や狭帯域成分の抽出処理等の加工処理がなされた画像が存在する第1画像IM01/第2画像IM02についてのサムネイル画像の表示例を示す図である。

【0096】

図27に示すように、GUI画面B1には、レポート作成対象として選択可能な検査ファイルF1～F4の一覧を表示する対象検査ファイル一覧表示欄B11と、選択中の検査ファイルに含まれる第1画像IM01/第2画像IM02の何れかおよび被検体900の情報等を表示する主表示領域B12と、主表示領域B12に表示する静止画像の第1画像IM01/第2画像IM02を切り替える、もしくは、主表示領域B12に再生する動画の第1画像IM01/第2画像IM02を順再生、逆再生、早送り、巻き戻しおよび頭出し等の操作を入力するための操作ボタンB13と、一度に主表示領域B12に表示する第1画像IM01/第2画像IM02の枚数を例えば1枚、2枚、4枚の中から切り替える切替ボタンB14a～B14cと、主表示領域B12に表示中の第1画像IM01/第2画像IM02に対してレポートを作成する指示を入力するレポート作成ボタンB14dと、第1画像IM01/第2画像IM02の印刷指示を入力する画像出力ボタンB14eと、主表示領域B12に表示する画像を第1画像IM01と第2画像IM02との何れかに切り替える表示画像切替ボタンB14fと、カプセル内視鏡10による撮像期間(少なくとも第1/第2画像データim01/im02が存在する期間)の時間軸を示すタイムバーB15と、主表示領域B12に表示中である第1画像IM01/第2画像IM02の時間軸上の位置を示すと共に主表示領域B12に表示中の第1画像IM01/第2画像IM02を切り替える指示(表示画像選択指示)を入力するためのスライダB15aと、登録されたサムネイル画像Sm11～Sm15, ...を時系列に沿って表示する副表示領域B16と、を実装する。また、副表示領域B16に表示された各サムネイル画像Sm11～Sm15, ...には、それぞれのサムネイル画像が対応する第1画像データim01/第2画像データim02に対してコメント等が付加されているか否か等を表示するコメントフラグRm11～Rm15, ...が近接して表示される。

10

20

【0097】

ユーザは、モニタ406に表示されたGUI画面B1に対し、入力装置411よりポインタP1を用いてレポート作成対象とする検査ファイルF1～F4の何れかを選択する。なお、検査ファイル内の画像は、主表示領域B12に表示された第1画像IM01/第2画像IM02や副表示領域B16に表示されたサムネイル画像Sm11～Sm15, ...を参照することで確認することができる。何れかの検査ファイルを選択した状態で、ユーザがレポート作成ボタンB14dをクリックすると、モニタ406には、図28に示すGUI画面B2が表示される。

30

【0098】

図28に示すように、GUI画面B2には、レポート作成対象とされた検査ファイル(ここでは検査ファイルF1とする)に含まれる第1画像IM01/第2画像IM02のうちコメントの入力対象とする画像を表示する対象画像表示領域B21と、対象画像表示領域B21に表示中の第1画像IM01/第2画像IM02に対して付加するコメントを入力するコメント入力欄B23と、コメント入力欄B23に入力したコメントを対象の第1画像IM01/第2画像IM02に付加したり対象の第1画像IM01/第2画像IM02に付加されたコメントを削除したりするための編集ボタンB21aと、対象画像表示領域B21に表示中の第1画像IM01/第2画像IM02と関連する一般情報等を表示する辞書欄B24と、辞書欄に登録する一般情報等を入力する辞書登録欄B25と、検査ファイルF1中の各第1画像IM01/第2画像IM02について登録されたサムネイル画像Sm11～Sm15, ...を一覧表示するサムネイル一覧表示領域B22と、コメント等が付加された第1画像IM01/第2画像IM02についてのレポートを印刷またはエクスポートするレポート生成ボタンB26と、を実装する。なお、サムネイル一覧表示領域B22に表示された各サムネイル画像Sm3には、これと対応する第1画像データim01/第2画像データim02の撮像時刻を示す時刻情報Tm3が近接して表示されてもよ

40

50

い。

【0099】

ユーザは、モニタ406に表示されたGUI画面B2に対し、入力装置411よりポインタP1を用いてサムネイル一覧表示領域B22に表示されたサムネイル画像Sm3の何れかを選択する。これにより、対象画像表示領域B21には選択されたサムネイル画像Sm3と対応する第1画像IM01/第2画像IM02が表示される。この状態で、ユーザが入力装置411の例えばキーボード等を用いてコメント入力欄B23にコメントを入力し、編集ボタンB21aにおける登録ボタンをクリックすることで、選択中の第1画像IM01/第2画像IM02に入力したコメントが付加される。また、ユーザが入力装置411よりポインタP1を用いてレポート生成ボタンB26をクリックすることで、後述する図31Aまたは図31Bに示すようなレポートR1またはR2が作成される。

10

【0100】

また、ユーザが、対象画像表示領域B21に表示された第1画像IM01/第2画像IM02に対して例えば入力装置411におけるマウスを右クリックすると、GUI画面B2には図29に示すような加工メニュー欄B27がポップアップ表示される。ユーザは、入力装置411よりポインタP1を用いて加工メニュー欄B27に一覧表示された加工処理の選択肢のうち何れかを選択することで、対象の第1画像データim01/第2画像データim02に対する加工処理が実行される。

【0101】

また、上記のように選択中の第1画像データim01/第2画像データim02に対する加工処理後の画像データを生成すると、GUI画面B2におけるサムネイル一覧表示領域B22における対応するサムネイル画像(これをサムネイル画像Sm41とする)には、図30に示すように、加工処理後の画像データのサムネイル画像が重畳されて表示される。これにより、ユーザは何れの第1画像IM01/第2画像IM02に加工処理された画像データが存在するかを容易に特定することが可能となる。なお、サムネイル一覧表示領域B22では、同時期に取得された第1画像データim01と第2画像データim02とのサムネイル画像を重畳して表示してもよい。これにより、ユーザは、通常光画像と特殊光画像との両方が存在する画像を容易に特定することが可能となる。

20

【0102】

次に、上記のGUI画面B1およびB2を用いて作成およびエクスポートされたレポートの例を、図面を用いて詳細に説明する。図31Aおよび図31Bは、それぞれ、図27~図30に示すGUI画面B1およびB2を用いて作成およびエクスポートされたレポートの一例を示す図である。

30

【0103】

まず、図31Aに示すように、レポートR1には、被検体900の情報(患者情報R41a)や検査情報R41bや診断結果や治療内容等の情報(診断情報R41c)などの各種情報を表示するヘッダ領域R41と、コメントCm41/Cm42が付された画像IM41/IM42、この画像IM41/IM42の撮像時刻Tm41/Tm42、画像IM41/IM42の被検体900内部における撮像箇所を示すイメージSi41/Si42、および、画像IM41/IM42に付加されたコメントCm41/Cm42を表示するボディ領域R42A/R42Bとを含む。なお、ボディ領域は、2つに限らず、1つであっても3つ以上の複数であってもよい。

40

【0104】

また、図31Bに示すように、レポートR2では、加工処理した画像IM51についてコメントを表示したり(ボディ領域R52A参照)、複数の画像IM42およびIM52に対して1つのコメントを表示したり(ボディ領域R52B参照)するように構成してもよい。

【0105】

また、図32に示すように、第1画像データim01/第2画像データim02に静止画像(静止画像ファイルPF1, PF2, ...)や動画像(動画像ファイルMF1, MF2

50

、...) など、複数のファイルが存在する場合、何れか 1 つ以上のファイルを単一ファイルとして出力できるように構成してもよい。なお、図 3 2 は、検査ファイル F 1 ~ F 4 , ... が複数の画像ファイルよりなる場合に何れか 1 つ以上の画像ファイルを単一ファイルとして出力するための G U I 画面 B 3 の一例を示す図である。

【 0 1 0 6 】

例えば、図 3 2 に示す G U I 画面 B 3 において、静止画像ファイル P F 1 または P F 2 を単一ファイルとして出力する場合、もしくは、動画像ファイル M F 1 または M F 2 を単一ファイルとして出力する場合、ユーザは、入力装置 4 1 1 よりポインタ P 1 を用いて静止画像一覧 B 3 1 または動画像一覧 B 3 2 から目的のファイル（図 3 2 の例では動画像ファイル M F 2 ）を選択し、登録ボタン B 3 4 をクリックする。これにより、単一ファイルとして出力するファイルの一覧 B 3 5 に、選択中のファイル（動画ファイル M F 2 ）が登録される。なお、選択中のファイルは、例えば再生欄 B 3 3 において再生される。また、再生欄 B 3 3 における再生は、操作ボタン B 3 3 a を操作することで、停止、順再生、逆再生等が可能である。なお、G U I 画面 B 3 において一覧 B 3 5 に列挙されたファイルのうち何れかを選択した状態で除外ボタン B 3 6 をクリックすると、この選択中のファイルが出力対象のファイルから除外される。さらに、O K ボタン B 3 8 をクリックすると、一覧 B 3 5 に登録されている 1 つ以上のファイルが単一ファイルとして出力される。なお、出力ファイルの名称は、例えばユーザが入力装置 4 1 1 を用いて名称入力欄 B 3 7 に入力した名称とすることができる。

10

【 0 1 0 7 】

また、図 3 3 は、図 3 2 に示す G U I 画面 B 3 の再生欄 B 3 3 に表示中の画像の画像データに対して構造強調処理や狭帯域成分の抽出処理等の加工処理をユーザが指示する際の作業を説明するための図である。

20

【 0 1 0 8 】

ユーザが、再生欄 B 3 3 に表示された画像に対して例えば入力装置 4 1 1 におけるマウスを右クリックすると、G U I 画面 B 3 には図 3 3 に示すような加工メニュー欄 B 3 9 がポップアップ表示される。ユーザは、入力装置 4 1 1 よりポインタ P 1 を用いて加工メニュー欄 B 3 9 に一覧表示された加工処理の選択肢のうち何れかを選択することで、表示中の画像の画像データに対する加工処理が実行され、これにより得られた加工処理後の画像データが静止画像ファイルまたは動画像ファイルとして新たに静止画像一覧 B 3 1 または動画像一覧 B 3 2 に登録される。

30

【 0 1 0 9 】

以上のような構成とすることで、本実施の形態 3 では、目的の画像や画像群（検査ファイル）に対して容易かつ明確にコメントを付加し、これをレポートとして出力することが可能となる。なお、他の構成、動作および効果は、上記した実施の形態 1 またはその変形例と同様であるため、ここでは詳細な説明を省略する。

【 0 1 1 0 】

また、上記実施の形態は本発明を実施するための例にすぎず、本発明はこれらに限定されるものではなく、仕様等に応じて種々変形することは本発明の範囲内であり、更に本発明の範囲内において、他の様々な実施の形態が可能であることは上記記載から自明である。

40

【 符号の説明 】

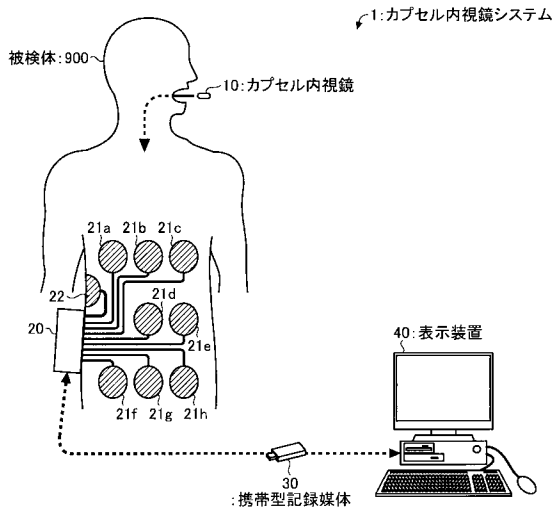
【 0 1 1 1 】

- 1 カプセル内視鏡システム
- 1 0 カプセル内視鏡
- 2 0 受信装置
- 2 1 a ~ 2 1 h 受信アンテナ
- 2 2 送信アンテナ
- 3 0 携帯型記録媒体
- 4 0 表示装置

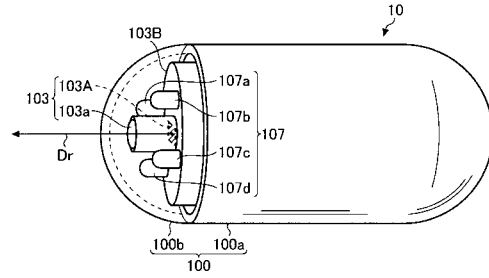
50

1 0 0	筐体	
1 0 0 a	円筒部	
1 0 0 b	透明キャップ	
1 0 1	カプセル制御回路	
1 0 2、1 0 2 - 1	CCD 駆動回路	
1 0 3、1 0 3 - 1	撮像部	
1 0 3 A、1 0 3 A - 1、1 0 3 A - 2	CCDアレイ	
1 0 3 B	基板	
1 0 3 C	バッファ	
1 0 3 a	対物レンズ	10
1 0 3 b、1 0 3 e、1 0 3 f、1 0 3 g、1 0 3 n g、1 0 3 n u	CCD	
1 0 3 e、1 0 3 h	画素	
1 0 4	画像信号処理回路	
1 0 5	無線送受信回路	
1 0 5 r	受信アンテナ	
1 0 5 t	送信アンテナ	
1 0 6	LED 駆動回路	
1 0 7	照明部	
1 0 7 a、1 0 7 b、1 0 7 c、1 0 7 d	LED	
1 0 7 e、1 0 7 f	波長シフタ	20
1 0 8	バッテリー	
1 0 9	電源回路	
2 0 1	受信装置制御回路	
2 0 2	メモリ回路	
2 0 3	無線受信回路	
2 0 4	受信信号処理回路	
2 0 5	位置検出回路	
2 0 6	送信信号処理回路	
2 0 7	無線送信回路	
2 0 8	画像表示回路	30
2 0 9	ユーザ I / F 回路	
2 1 0	データ出力 I / F 制御回路	
2 1 1	バッテリー	
2 1 2	電源回路	
4 0 1	表示装置制御回路	
4 0 2	記憶回路	
4 0 3	データ入力 I / F 制御回路	
4 0 4	画像処理回路	
4 0 5	モニタ制御回路	
4 0 6	モニタ	40
4 0 7	ユーザ I / F 制御回路	
4 1 1	入力装置	
C b、C b 1、C g、C g 1、C r、S b、S g、S n g、S n u、S r	スペクトル	
E c、E n i、E n u、E y	発光スペクトル	

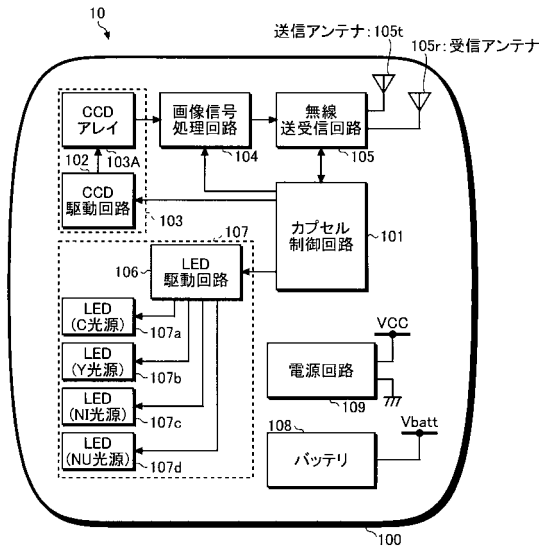
【 図 1 】



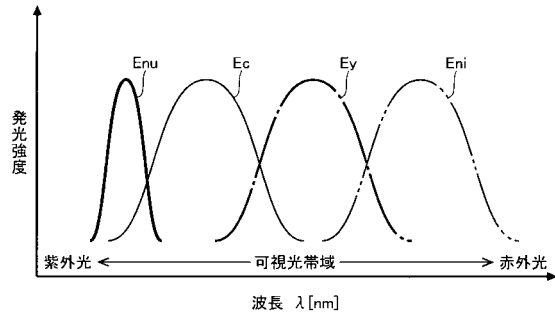
【 図 2 】



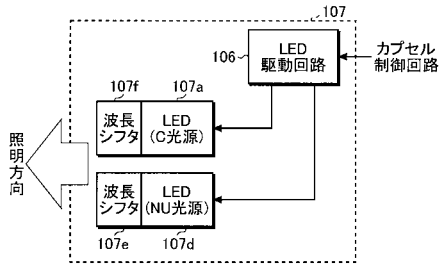
【 図 3 】



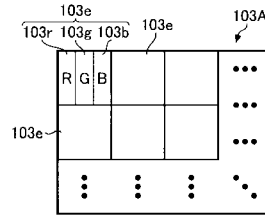
【 図 4 】



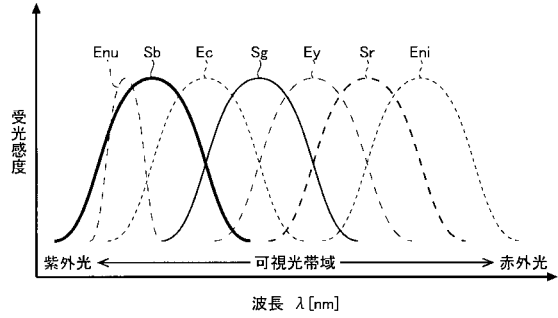
【 図 5 】



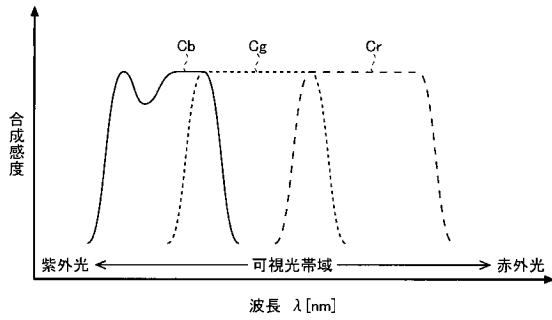
【 図 6 】



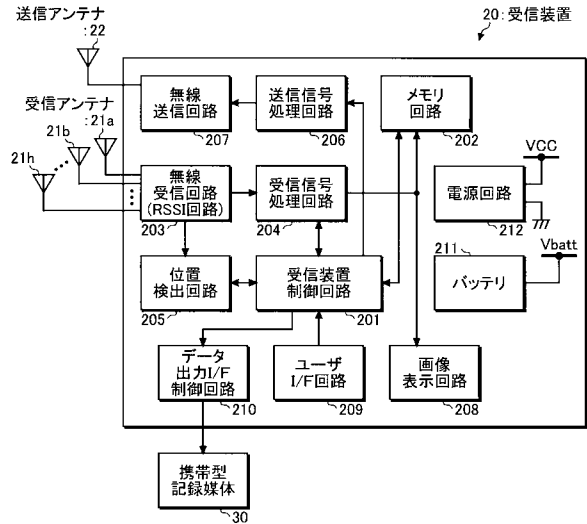
【 図 7 】



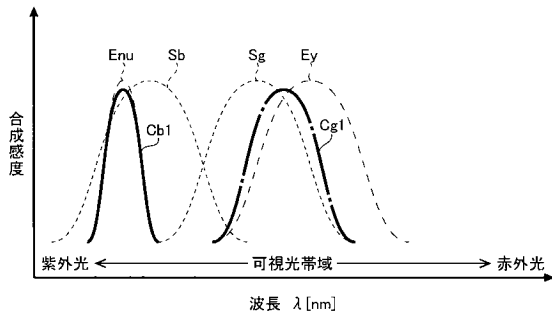
【 図 8 】



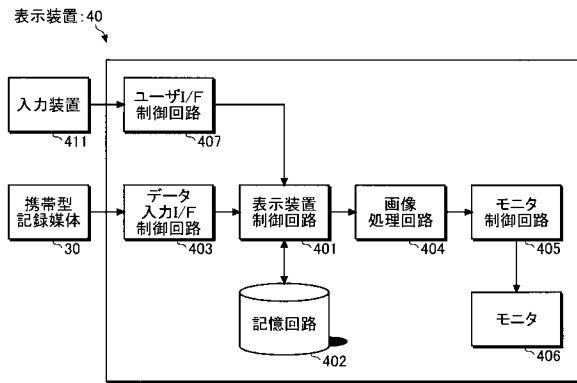
【 図 10 】



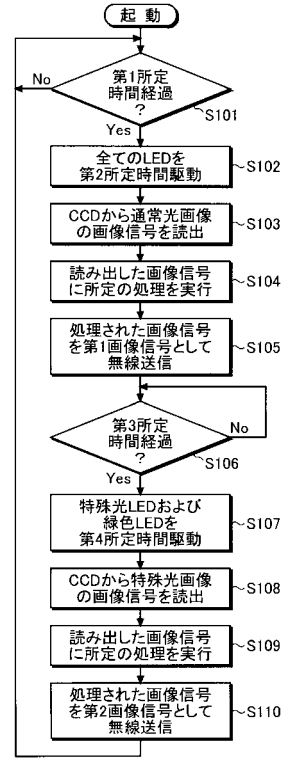
【 図 9 】



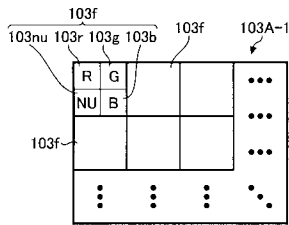
【図 1 1】



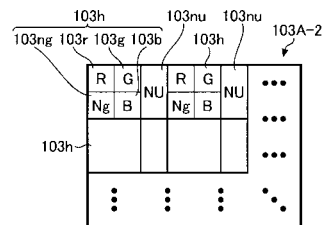
【図 1 2】



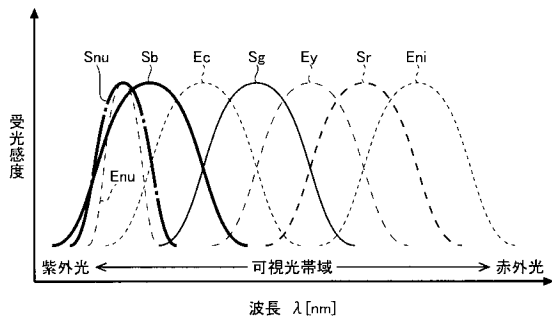
【図 1 3】



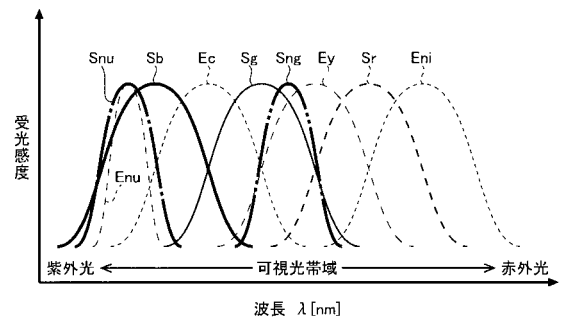
【図 1 5】



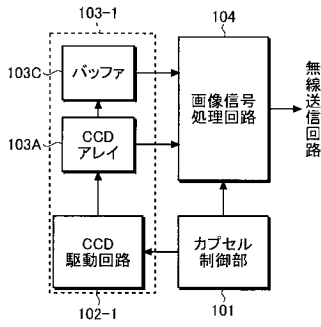
【図 1 4】



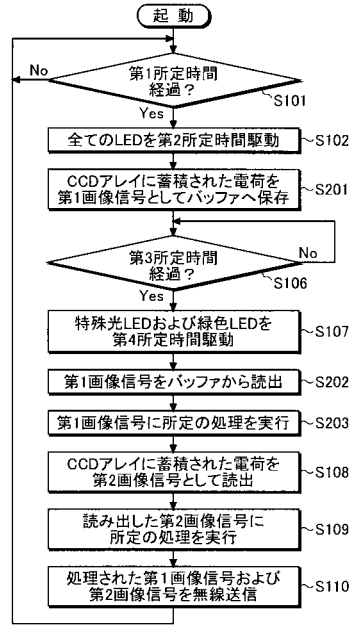
【図 1 6】



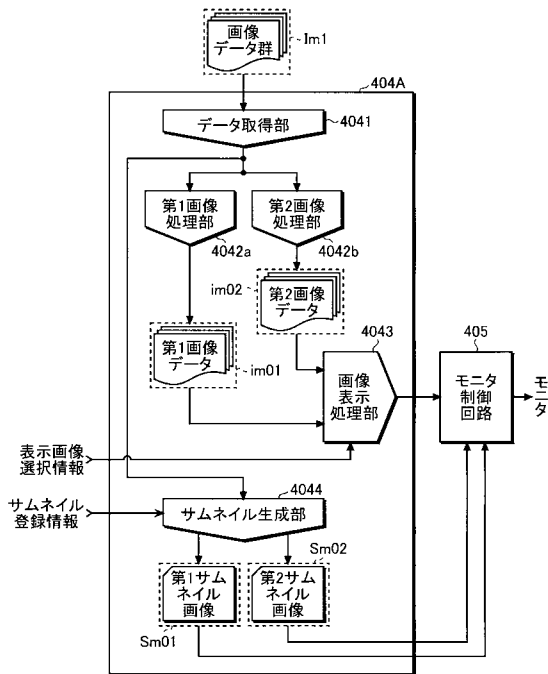
【 図 1 7 】



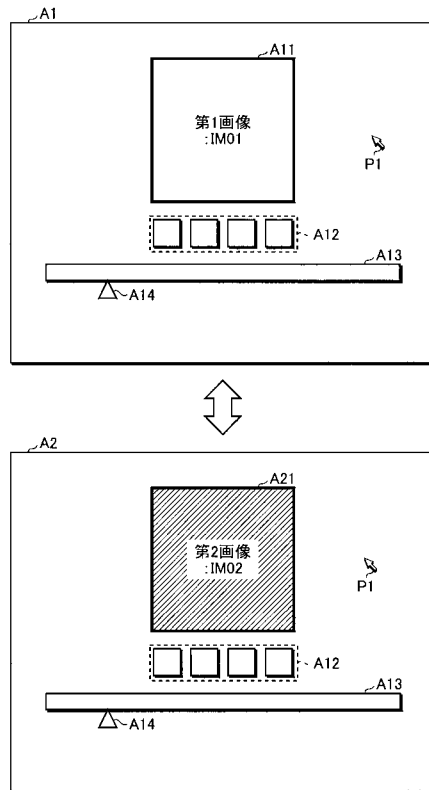
【 図 1 8 】



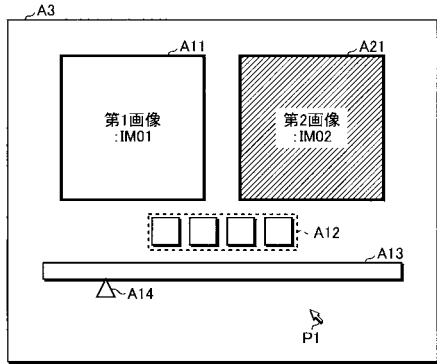
【 図 1 9 】



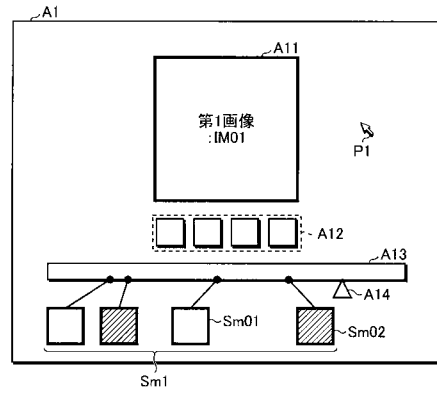
【 図 2 0 】



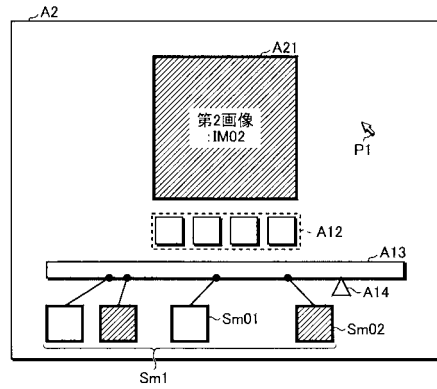
【図 2 1】



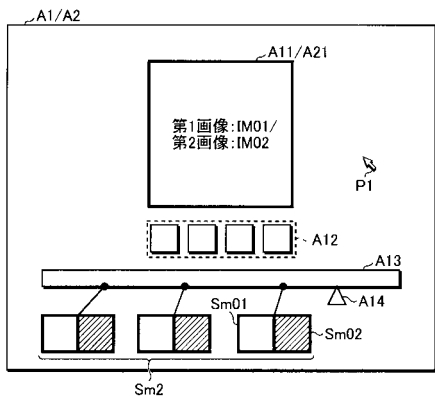
【図 2 2】



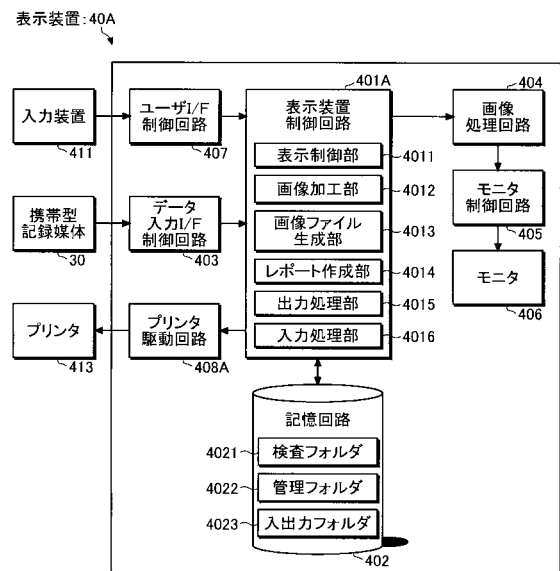
【図 2 3】



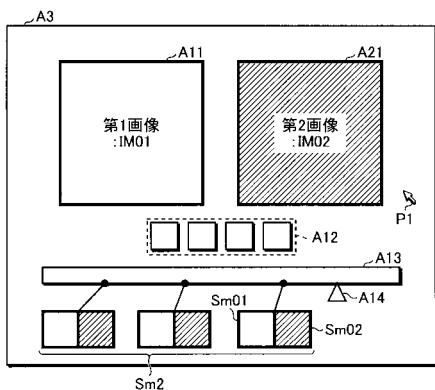
【図 2 4】



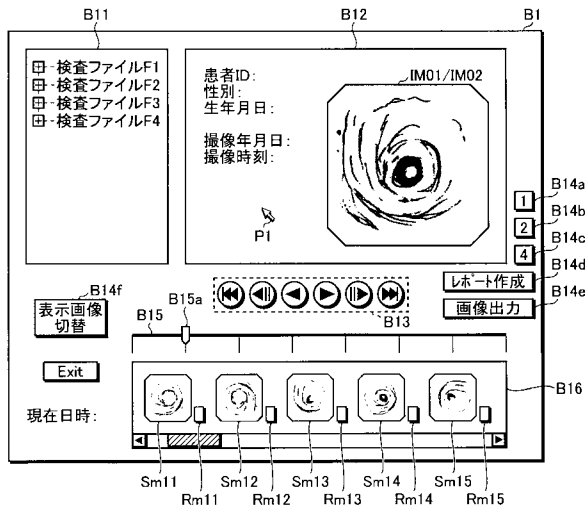
【図 2 6】



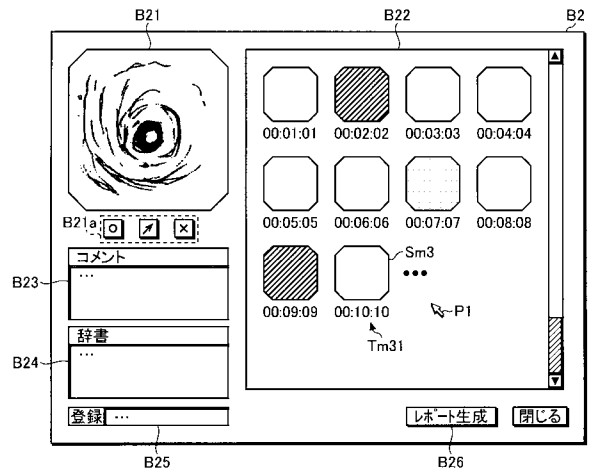
【図 2 5】



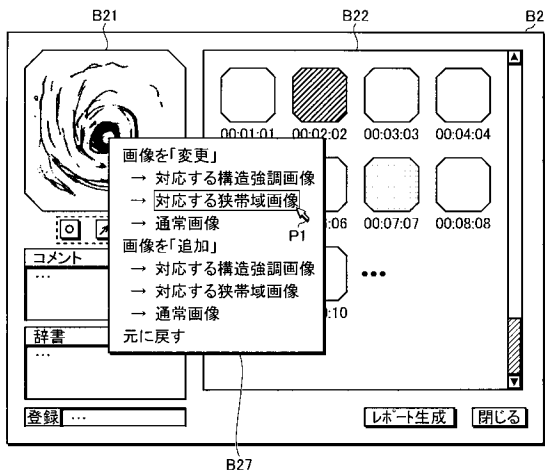
【図 27】



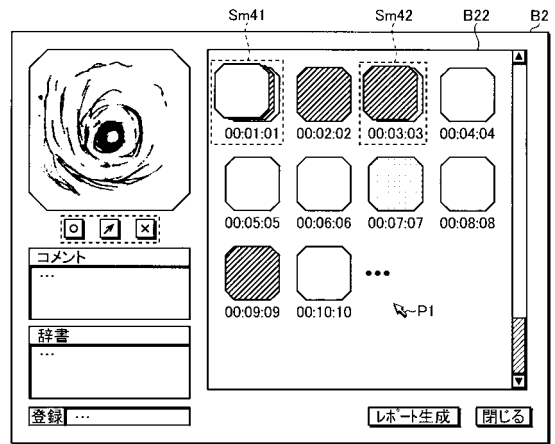
【図 28】



【図 29】



【図 30】



【 図 3 1 A 】

R1

R41a Patient Information: Patient ID, Patient name, Sex, Birthday, Age
 R41b Examination Information: Examination ID, Examinatin data
 Reason for Referral:
 Referral physician: xxxxxxxx, xxxxxxxx, xxxxxxxx, xxxxxxxx
 R41c Findings & Procedure:
 Summary:
 Signature:

IM41 01:01:01 ← Tm41
 Si41
 Cm41
 コメント

IM42 02:02:02 ← Tm42
 Si42
 Cm42
 コメント

R42A
 R42B

【 図 3 1 B 】

R2

Patient Information: Patient ID, Patient name, Sex, Birthday, Age
 Examination Information: Examination ID, Examinatin data
 Reason for Referral:
 Referral physician: xxxxxxxx, xxxxxxxx, xxxxxxxx, xxxxxxxx
 Findings & Procedure:
 Summary:
 Signature:

IM51 01:01:01
 Si41
 コメント

IM42 02:02:02
 IM52
 Si42
 コメント

R52A
 R52B

【 図 3 2 】

B3

静止画像 B31
 静止画像ファイルPF1
 静止画像ファイルPF2

出力ファイル B35
 動画ファイルMF2

動画 B32
 動画ファイルMF1
 動画ファイルMF2

B33
 B33a
 P1

除外 B36

B37

OK B38

【 図 3 3 】

B3

静止画像 B31
 静止画像ファイルPF1
 静止画像ファイルPF2

出力ファイル B35
 動画ファイルMF2

動画 B32
 動画ファイルMF1
 動画ファイルMF2

B33
 P1

画像を「変更」
 → 対応する構造強調画像
 → 対応する狭帯域画像
 → 通常画像
 画像を「追加」
 → 対応する構造強調画像
 → 対応する狭帯域画像
 → 通常画像
 元に戻す

OK

B39

【手続補正書】

【提出日】平成22年10月12日(2010.10.12)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内に導入される被検体内導入装置と、該被検体内導入装置から送信された無線信号を受信する受信装置と、を含む被検体内撮像システムであって、

前記被検体内導入装置は、

受光波長スペクトルを備えた受光素子を複数備えた受光部と、

前記受光波長スペクトルに対応する発光波長スペクトルから所定波長だけ乖離する近紫外光に発光強度ピークを有する近紫外光光源とイエローに発光強度ピークを有するイエロー光源とを含む発光波長スペクトルを複数備えた発光部と、

前記複数の発光部のなかから前記近紫外光光源と前記イエロー光源とに該当する発光部を選択可能な選択部と、

前記受光部で合成されたフラットな合成波長スペクトルを基に通常光画像を生成する、もしくは、前記選択部で前記近紫外光光源と前記イエロー光源とを選択して発光を行った際の前記受光部の青色成分光を受光する画素と緑色成分光を受光する画素とにおいて合成された鋭利な合成波長スペクトルを基に特殊光画像を生成する画像生成部と、

前記画像生成部で生成された通常光画像もしくは特殊光画像を送信する送信部と、

前記選択部の選択に基づいて前記受光素子の駆動を制御する制御部と、

を備えることを特徴とする被検体内撮像システム。

【請求項2】

前記フラットな合成波長スペクトルは、紫外光領域の付近でくぼみを有することを特徴とする請求項1に記載の被検体内撮像システム。

【請求項3】

前記受光素子の受光波長スペクトルの中心波長は、前記複数の発光波長スペクトルのうち隣接する2つの発光波長スペクトルの中心波長間の中央付近に位置することを特徴とする請求項1に記載の被検体内撮像システム。

【請求項4】

前記送信部は、前記通常光画像と前記特殊光画像とを個別に送信することを特徴とする請求項1に記載の被検体内撮像システム。

【請求項5】

前記制御部は、前記照明部と前記受光部とを駆動することで前記通常光画像と前記特殊光画像とを交互に生成させ、

前記受光部は、前記通常光画像または前記特殊光画像を一時保持するバッファメモリを含み、

前記送信部は、前記受光部が生成した特殊光画像または通常光画像と前記バッファメモリに記憶された前記通常光画像または特殊光画像とを連続して送信することを特徴とする請求項1に記載の被検体内撮像システム。

【請求項6】

前記紫外光領域付近の発光波長スペクトルの光は、該紫外光領域付近の発光波長スペクトルの光以外の光の波長をシフトすることで生成されることを特徴とする請求項1に記載の被検体内撮像システム。

【請求項7】

前記複数の発光波長スペクトルは、青色波長帯域の発光波長スペクトルと、緑色波長帯域の発光波長スペクトルと、赤色波長帯域の発光波長スペクトルと、を含むことを特徴と

する請求項 1 に記載の被検体内撮像システム。

【請求項 8】

前記紫外光領域付近の発光波長スペクトルは、該紫外光領域付近の発光波長スペクトル以外の発光波長スペクトルよりも鋭利であることを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内撮像システム。

【請求項 9】

受光波長スペクトルを備えた受光素子を複数備えた受光部と、

前記受光波長スペクトルに対応する受光波長スペクトルから所定波長だけ乖離する近紫外光に発光強度ピークを有する近紫外光光源とイエローに発光強度ピークを有するイエロー光源とを含む発光波長スペクトルを複数備えた発光部と、

前記複数の発光部のなかから前記近紫外光光源と前記イエロー光源とに該当する発光部を選択可能な選択部と、

前記受光部で合成されたフラットな合成波長スペクトルを基に通常光画像を生成する、もしくは、前記選択部で前記近紫外光光源と前記イエロー光源とを選択して発光を行った際の前記受光部の青色成分光を受光する画素と緑色成分光を受光する画素とにおいて合成された鋭利な合成波長スペクトルを基に特殊光画像を生成する画像生成部と、

前記画像生成部で生成された通常光画像もしくは特殊光画像を送信する送信部と、

前記選択部の選択に基づいて前記受光素子の駆動を制御する制御部と、

を備えたことを特徴とする被検体内導入装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0012

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0012】

かかる目的を達成するために、本発明の一態様による被検体内撮像システムは、被検体内に導入される被検体内導入装置と、該被検体内導入装置から送信された無線信号を受信する受信装置と、を含む被検体内撮像システムであって、前記被検体内導入装置が、受光波長スペクトルを備えた受光素子を複数備えた受光部と、前記受光波長スペクトルに対応する発光波長スペクトルから所定波長だけ乖離する近紫外光に発光強度ピークを有する近紫外光光源とイエローに発光強度ピークを有するイエロー光源とを含む発光波長スペクトルを複数備えた発光部と、前記複数の発光部のなかから前記近紫外光光源と前記イエロー光源とに該当する発光部を選択可能な選択部と、前記受光部で合成されたフラットな合成波長スペクトルを基に通常光画像を生成する、もしくは、前記選択部で前記近紫外光光源と前記イエロー光源とを選択して発光を行った際の前記受光部の青色成分光を受光する画素と緑色成分光を受光する画素とにおいて合成された鋭利な合成波長スペクトルを基に特殊光画像を生成する画像生成部と、前記画像生成部で生成された通常光画像もしくは特殊光画像を送信する送信部と、前記選択部の選択に基づいて前記受光素子の駆動を制御する制御部と、を備えることを特徴とする。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0013

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0013】

また、本発明の他の態様による被検体内導入装置は、受光波長スペクトルを備えた受光素子を複数備えた受光部と、前記受光波長スペクトルに対応する受光波長スペクトルから所定波長だけ乖離する近紫外光に発光強度ピークを有する近紫外光光源とイエローに発光強度ピークを有するイエロー光源とを含む発光波長スペクトルを複数備えた発光部と、前記複数の発光部のなかから前記近紫外光光源と前記イエロー光源とに該当する発光部を選

択可能な選択部と、前記受光部で合成されたフラットな合成波長スペクトルを基に通常光画像を生成する、もしくは、前記選択部で前記近紫外光光源と前記イエロー光源とを選択して発光を行った際の前記受光部の青色成分光を受光する画素と緑色成分光を受光する画素とにおいて合成された鋭利な合成波長スペクトルを基に特殊光画像を生成する画像生成部と、前記画像生成部で生成された通常光画像もしくは特殊光画像を送信する送信部と、前記選択部の選択に基づいて前記受光素子の駆動を制御する制御部と、を備えたことを特徴とする。

【手続補正書】

【提出日】平成23年2月2日(2011.2.2)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内に導入される被検体内導入装置と、該被検体内導入装置から送信された無線信号を受信する受信装置と、を含む被検体内撮像システムであって、

前記被検体内導入装置は、

赤色、青色および緑色の光を受光する受光波長スペクトルを備えた受光素子を複数備えた受光部と、

前記受光波長スペクトルの中心波長からそれぞれ所定波長だけ乖離する、近紫外光に発光強度ピークを有する近紫外光光源と、イエローに発光強度ピークを有するイエロー光源と、シアンに発光強度ピークを有するシアン光源と、近赤外光に発光強度ピークを有する近赤外光源と、を含む発光波長スペクトルを有する複数の発光部と、

前記複数の発光部のなかから前記近紫外光光源と前記イエロー光源とに該当する発光部を選択可能な選択部と、

を備え、

前記受光部のうち青色成分光を受光するB画素の受光強度ピークを示す波長は、前記シアン光源の発光強度ピークを示す波長より紫外光側に位置しており、

前記B画素は、前記近紫外光に対する分光感度特性を有しており、

前記被検体内導入装置は、さらに、

前記全ての発光部を発光させた際に、赤色、青色および緑色の光を受光する全ての前記受光素子で受光された合成波長スペクトルを基に通常光画像を生成する、もしくは、前記選択部で前記近紫外光光源と前記イエロー光源とを選択して発光を行った際の前記受光部の青色成分光を受光する画素と緑色成分光を受光する画素とにおいて合成された鋭利な合成波長スペクトルを基に特殊光画像を生成する画像生成部と、

前記画像生成部で生成された通常光画像もしくは特殊光画像を送信する送信部と、

前記選択部の選択に基づいて前記受光素子の駆動を制御する制御部と、

を備えることを特徴とする被検体内撮像システム。

【請求項2】

前記フラットな合成波長スペクトルは、紫外光領域の付近でくぼみを有することを特徴とする請求項1に記載の被検体内撮像システム。

【請求項3】

前記受光素子の受光波長スペクトルの中心波長は、前記複数の発光波長スペクトルのうち隣接する2つの発光波長スペクトルの中心波長間の中央付近に位置することを特徴とする請求項1に記載の被検体内撮像システム。

【請求項4】

前記送信部は、前記通常光画像と前記特殊光画像とを個別に送信することを特徴とする請求項1に記載の被検体内撮像システム。

【請求項 5】

前記制御部は、前記照明部と前記受光部とを駆動することで前記通常光画像と前記特殊光画像とを交互に生成させ、

前記受光部は、前記通常光画像または前記特殊光画像を一時保持するバッファメモリを含み、

前記送信部は、前記受光部が生成した特殊光画像または通常光画像と前記バッファメモリに記憶された前記通常光画像または特殊光画像とを連続して送信することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内撮像システム。

【請求項 6】

前記近紫外光領域付近の発光波長スペクトルの光以外の光は、該近紫外光領域付近の発光波長スペクトルの光の波長をシフトすることで生成されることを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内撮像システム。

【請求項 7】

前記複数の発光波長スペクトルは、青色波長帯域の発光波長スペクトルと、緑色波長帯域の発光波長スペクトルと、赤色波長帯域の発光波長スペクトルと、を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内撮像システム。

【請求項 8】

前記近紫外光領域付近の発光波長スペクトルは、該近紫外光領域付近の発光波長スペクトル以外の発光波長スペクトルよりも鋭利であることを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内撮像システム。

【請求項 9】

赤色、青色および緑色の光を受光する受光波長スペクトルを備えた受光素子を複数備えた受光部と、

前記受光波長スペクトルの中心波長からそれぞれ所定波長だけ乖離する、近紫外光に発光強度ピークを有する近紫外光光源と、イエローに発光強度ピークを有するイエロー光源と、シアンに発光強度ピークを有するシアン光源と、近赤外光に発光強度ピークを有する近赤外光源と、を含む発光波長スペクトルを有する複数の発光部と、

前記複数の発光部のなかから前記近紫外光光源と前記イエロー光源とに該当する発光部を選択可能な選択部と、

を備え、

前記受光部のうち青色成分光を受光する B 画素の受光強度ピークを示す波長は、前記シアン光源の発光強度ピークを示す波長より紫外光側に位置しており、

前記 B 画素は、前記近紫外光に対する分光感度特性を有しており、

前記全ての発光部を発光させた際に、赤色、青色および緑色の光を受光する全ての前記受光素子で受光された合成波長スペクトルを基に通常光画像を生成する、もしくは、前記選択部で前記近紫外光光源と前記イエロー光源とを選択して発光を行った際の前記受光部の青色成分光を受光する画素と緑色成分光を受光する画素とにおいて合成された鋭利な合成波長スペクトルを基に特殊光画像を生成する画像生成部と、

前記画像生成部で生成された通常光画像もしくは特殊光画像を送信する送信部と、

前記選択部の選択に基づいて前記受光素子の駆動を制御する制御部と、

をさらに備えたことを特徴とする被検体内導入装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0012

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0012】

かかる目的を達成するために、本発明の一態様による被検体内撮像システムは、被検体内に導入される被検体内導入装置と、該被検体内導入装置から送信された無線信号を受信する受信装置と、を含む被検体内撮像システムであって、前記被検体内導入装置が、赤色

青色および緑色の光を受光する受光波長スペクトルを備えた受光素子を複数備えた受光部と、前記受光波長スペクトルの中心波長からそれぞれ所定波長だけ乖離する、近紫外光に発光強度ピークを有する近紫外光光源と、イエローに発光強度ピークを有するイエロー光源と、シアンに発光強度ピークを有するシアン光源と、近赤外光に発光強度ピークを有する近赤外光源と、を含む発光波長スペクトルを有する複数の発光部と、前記複数の発光部のなかから前記近紫外光光源と前記イエロー光源とに該当する発光部を選択可能な選択部と、を備え、前記受光部のうち青色成分光を受光するB画素の受光強度ピークを示す波長が、前記シアン光源の発光強度ピークを示す波長より紫外光側に位置しており、前記B画素は、前記近紫外光に対する分光感度特性を有しており、前記被検体内導入装置が、さらに、前記全ての発光部を発光させた際に、赤色、青色および緑色の光を受光する全ての前記受光素子で受光された合成波長スペクトルを基に通常光画像を生成する、もしくは、前記選択部で前記近紫外光光源と前記イエロー光源とを選択して発光を行った際の前記受光部の青色成分光を受光する画素と緑色成分光を受光する画素とにおいて合成された鋭利な合成波長スペクトルを基に特殊光画像を生成する画像生成部と、前記画像生成部で生成された通常光画像もしくは特殊光画像を送信する送信部と、前記選択部の選択に基づいて前記受光素子の駆動を制御する制御部と、を備えることを特徴とする。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0013

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0013】

また、本発明の他の態様による被検体内導入装置は、赤色、青色および緑色の光を受光する受光波長スペクトルを備えた受光素子を複数備えた受光部と、前記受光波長スペクトルの中心波長からそれぞれ所定波長だけ乖離する、近紫外光に発光強度ピークを有する近紫外光光源と、イエローに発光強度ピークを有するイエロー光源と、シアンに発光強度ピークを有するシアン光源と、近赤外光に発光強度ピークを有する近赤外光源と、を含む発光波長スペクトルを有する複数の発光部と、前記複数の発光部のなかから前記近紫外光光源と前記イエロー光源とに該当する発光部を選択可能な選択部と、を備え、前記受光部のうち青色成分光を受光するB画素の受光強度ピークを示す波長が、前記シアン光源の発光強度ピークを示す波長より紫外光側に位置しており、前記B画素は、前記近紫外光に対する分光感度特性を有しており、前記全ての発光部を発光させた際に、赤色、青色および緑色の光を受光する全ての前記受光素子で受光された合成波長スペクトルを基に通常光画像を生成する、もしくは、前記選択部で前記近紫外光光源と前記イエロー光源とを選択して発光を行った際の前記受光部の青色成分光を受光する画素と緑色成分光を受光する画素とにおいて合成された鋭利な合成波長スペクトルを基に特殊光画像を生成する画像生成部と、前記画像生成部で生成された通常光画像もしくは特殊光画像を送信する送信部と、前記選択部の選択に基づいて前記受光素子の駆動を制御する制御部と、をさらに備えたことを特徴とする。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2010/058065
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, A61B5/07(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, A61B1/06, A61B5/07		
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 1996-2010 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2010 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2010		
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.
Y	JP 2007-525261 A (The City University of the City University of New York), 06 September 2007 (06.09.2007), & US 2005/215911 A1 & WO 2005/69887 A2	1-12
Y	JP 2006-136453 A (Fujinon Corp.), 01 June 2006 (01.06.2006), fig. 3 (Family: none)	1-12
Y	JP 2005-198794 A (Pentax Corp.), 28 July 2005 (28.07.2005), fig. 1 (Family: none)	1-12
<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 03 June, 2010 (03.06.10)		Date of mailing of the international search report 15 June, 2010 (15.06.10)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/058065

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2008-118635 A (Olympus Corp.), 22 May 2008 (22.05.2008), fig. 3, 23, 30; paragraph [0053] & US 2006/251408 A1 & EP 1707928 A1	3
Y	WO 2008/11255 A1 (GSI GROUP CORP.), 24 January 2008 (24.01.2008), fig. 7 & JP 2009-544470 A & US 2008/29491 A1	9
A	JP 63-167577 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 11 July 1988 (11.07.1988), fig. 7 (Family: none)	1-12
A	JP 2006-166940 A (Olympus Corp.), 29 June 2006 (29.06.2006), (Family: none)	1-12
A	JP 2008-86759 A (Given Imaging Ltd.), 17 April 2008 (17.04.2008), & US 2008/68664 A1 & EP 1900322 A1	1-12
A	JP 2006-314629 A (Olympus Medical Systems Corp.), 24 November 2006 (24.11.2006), fig. 7, 43 & US 2009/91614 A1 & EP 1880659 A1	1-12
A	JP 2005-319115 A (Pentax Corp.), 17 November 2005 (17.11.2005), (Family: none)	1-12
A	JP 2008-96413 A (Olympus Corp.), 24 April 2008 (24.04.2008), (Family: none)	1-12
A	JP 2007-212376 A (Fujifilm Corp.), 23 August 2007 (23.08.2007), fig. 3, 7 (Family: none)	1-12

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/058065									
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, A61B1/06(2006.01)i, A61B5/07(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, A61B1/06, A61B5/07											
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>1971-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2010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	1971-2010年	日本国実用新案登録公報	1996-2010年	日本国登録実用新案公報	1994-2010年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2010年										
日本国実用新案登録公報	1996-2010年										
日本国登録実用新案公報	1994-2010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 請求項の番号									
Y	JP 2007-525261 A (ザ シティ カレッジ オブ ザ シティ ユ ニバーシティ オブ ニューヨーク) 2007.09.06, & US 2005/215911 A1 & WO 2005/69887 A2	1-12									
Y	JP 2006-136453 A (フジノン株式会社) 2006.06.01, 【図3】 (ファミリーなし)	1-12									
Y	JP 2005-198794 A (ペンタックス株式会社) 2005.07.28, 【図1】 (ファミリーなし)	1-12									
<input checked="" 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		の日の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 03.06.2010		国際調査報告の発送日 15.06.2010									
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) 小田倉 直人	2Q 9163								
		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 1 0 / 0 5 8 0 6 5
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 請求項の番号
Y	JP 2008-118635 A (オリンパス株式会社) 2008.05.22, 【図3】、【図23】、【図30】、段落【0053】 & US 2006/251408 A1 & EP 1707928 A1	3
Y	WO 2008/11255 A1 (GSI GROUP CORPORATION) 2008.01.24, FIG. 7 & JP 2009-544470 A & US 2008/29491 A1	9
A	JP 63-167577 A (オリンパス光学工業株式会社) 1988.07.11, 第7図 (ファミリーなし)	1-12
A	JP 2006-166940 A (オリンパス株式会社) 2006.06.29, (ファミリーなし)	1-12
A	JP 2008-86759 A (ギブン・イメージング・リミテッド) 2008.04.17, & US 2008/68664 A1 & EP 1900322 A1	1-12
A	JP 2006-314629 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006.11.24, 【図7】、【図43】 & US 2009/91614 A1 & EP 1880659 A1	1-12
A	JP 2005-319115 A (ペンタックス株式会社) 2005.11.17, (ファミリーなし)	1-12
A	JP 2008-96413 A (オリンパス株式会社) 2008.04.24, (ファミリーなし)	1-12
A	JP 2007-212376 A (富士フイルム株式会社) 2007.08.23, 【図3】、【図7】 (ファミリーなし)	1-12

 フロントページの続き

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, 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, CL, 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, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 4C061 BB08 CC06 DD10 JJ20 LL02 LL08 MM03 NN01 PP12 QQ02
 QQ04 QQ06 QQ07 QQ09 RR03 RR04 UU06 UU08 WW17
 4C161 BB08 CC06 DD10 JJ20 LL02 LL08 MM03 NN01 PP12 QQ02
 QQ04 QQ06 QQ07 QQ09 RR03 RR04 UU06 UU08 WW17

(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)	体内成像系统和受试者内引入装置		
公开(公告)号	JPWO2010131687A1	公开(公告)日	2012-11-01
申请号	JP2010540975	申请日	2010-05-12
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
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		
[标]发明人	薬袋 哲夫 田中 慎介 内山 昭夫		
发明人	薬袋 哲夫 田中 慎介 内山 昭夫		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/0638 A61B1/0684		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.320.B A61B1/06.A		
F-TERM分类号	4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/JJ20 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR03 4C061/RR04 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/WW17 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD10 4C161/JJ20 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/UU06 4C161/UU08 4C161/WW17		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2009115576 2009-05-12 JP		
其他公开文献	JP4741033B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

胶囊型内窥镜 (10) 包括照明单元, 该照明单元包括: 第一光源, 该第一光源发射在第一波长具有强度峰值的第一光; 第二光源, 该第二光源在第二波长发射具有强度峰值的第二光, 该第二波长比该波长更长。在可见波长区域中的第一波长; 以及第三光源, 该第三光源发射具有在第三波长处的波长峰值的第三光, 该第三波长比在可见波长区域中的第二波长长; 成像单元, 其包括: 第一发光元件, 其接收第一光和第二光中的至少一个并累积电荷; 第二发光元件, 其接收第二光和第三光中的至少一个; 以及 累积电荷, 并且图像信号产生单元基于累积在第一发光元件和第二发光元件中的至少一个中的电荷来产生图像信号。

[图1]

