

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2006-43276
(P2006-43276A)

(43) 公開日 平成18年2月16日(2006.2.16)

(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 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07	4 C 0 6 1
G 0 6 T 3/00 (2006.01)	G 0 6 T 3/00 3 0 0	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2004-231113 (P2004-231113)	(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22) 出願日 平成16年8月6日(2004.8.6)	(74) 代理人 100089118 弁理士 酒井 宏明
	(72) 発明者 本多 武道 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内
	(72) 発明者 鈴島 浩 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内
	(72) 発明者 藤森 紀幸 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内
	最終頁に続く

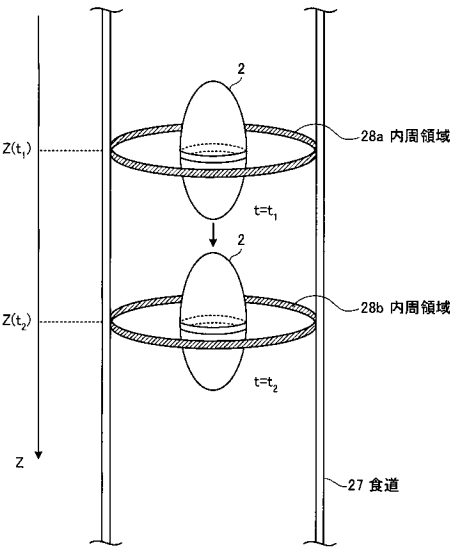
(54) 【発明の名称】 被検体内画像取得システムおよび被検体内導入装置

(57) 【要約】

【課題】データ量の増加を抑制しつつ、簡易な構成で被検体内部の所定の撮像対象の全体画像を取得することが可能な被検体内画像取得システムを実現する。

【解決手段】カプセル型内視鏡2は、長手方向（進行方向）の中心軸の周りに360°の視野を有する部分画像取得手段を備え、カプセル型内視鏡2の移動に伴い内周領域28a、28b等に関する部分画像データを複数取得する。一方で、カプセル型内視鏡2は、部分画像データ取得時における位置 $Z(t_1)$ 、 $Z(t_2)$ の導出を可能とする位置関連データを取得する構成を有し、受信装置等において部分画像データおよび位置関連データに基づき、全体画像データを構成することを可能としている。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内部の所定の撮像対象の画像を取得する被検体内画像取得システムであって、
被検体内の撮像対象中の異なる部分に対応した複数の部分画像データを取得する部分画像取得手段と、

前記部分画像データの撮像の際における前記部分画像取得手段の前記被検体内における位置の導出に用いられる位置関連データを取得する位置関連データ取得手段と、

前記位置関連データに基づき、複数の前記部分画像データを用いて撮像対象の全体像に対応した全体画像データを生成する全体画像生成手段と、

を備えたことを特徴とする被検体内画像取得システム。

10

【請求項 2】

前記部分画像取得手段および前記位置関連データ取得手段は、前記被検体内部に導入され、所定の無線信号を送信する被検体内導入装置に内蔵され、

前記全体画像生成手段は、使用時に前記被検体の外部に配置され、前記被検体内導入装置から送信される無線信号を受信する受信装置に内蔵されたことを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内画像取得システム。

【請求項 3】

前記被検体内導入装置は、

前記部分画像データおよび前記位置関連データに基づき生成された全体画像生成用データを生成するデータ合成手段と、

前記データ合成手段によって生成された全体画像生成用データを含む無線信号を送信する送信手段と、

をさらに備え、

前記受信装置は、前記送信手段によって送信された無線信号に対して所定の受信処理を行い、抽出した前記全体画像生成用データを前記全体画像生成手段に出力する受信回路をさらに備えたことを特徴とする請求項 2 に記載の被検体内画像取得システム。

20

【請求項 4】

前記部分画像取得手段は、被検体内部における進行方向と垂直な方向に配列された複数の光電変換機構を有するラインセンサを備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の被検体内画像取得システム。

30

【請求項 5】

前記位置関連データ手段は、前記位置関連データとして少なくとも前記部分画像取得手段の移動に関する加速度データを取得する加速度センサ手段を備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の被検体内画像取得システム。

【請求項 6】

前記部分画像取得手段は、前記被検体内導入装置の移動速度に応じて前記部分画像データの取得間隔を変化させることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の被検体内画像取得システム。

【請求項 7】

前記部分画像取得手段は、前記被検体内導入装置の移動方向が逆方向となる期間に駆動を停止することを特徴とする請求項 6 に記載の被検体内画像取得システム。

40

【請求項 8】

被検体内に導入され、該被検体内を移動する被検体内導入装置であって、

当該被検体内導入装置の被検体内における移動に伴い、前記被検体内の撮像対象中の異なる部分に対応した複数の部分画像データを取得する部分画像取得手段と、

前記部分画像データの撮像の際における前記部分画像取得手段の前記被検体内における位置の導出に必要な位置関連データを取得する位置関連データ取得手段と、

前記部分画像データおよび前記位置関連データに基づき、前記撮像対象の全体像に対応した全体画像データの生成に用いられる全体画像生成用データを生成するデータ合成手段と、

50

前記全体画像生成用データを含む無線信号を送信する送信手段と、
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、被検体内部の撮像対象の画像を取得する被検体内画像取得システムおよび被検体内部の撮像対象の画像の取得の際に使用される被検体内導入装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

10

近年、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提案されている。このカプセル型内視鏡には、撮像機構と無線通信機構とが設けられている。カプセル型内視鏡は、観察（検査）のために被検体の口から飲込まれた後、自然排出されるまでの間、体腔内、例えば胃、小腸などの臓器の内部をその蠕動運動に従って移動し、移動に伴い、例えば0.5秒間隔で被検体内画像の撮像を行う機能を有する。

【0003】

体腔内を移動する間、カプセル型内視鏡によって体内で撮像された画像データは、順次無線通信により外部に送信され、外部に設けられたメモリに蓄積される。無線通信機能とメモリ機能とを備えた受信機を携帯することにより、被検体は、カプセル型内視鏡を飲み込んだ後、排出されるまでの間に渡って、自由に行動できる。カプセル型内視鏡が排出された後、医者もしくは看護師においては、メモリに蓄積された画像データに基づいて臓器の画像をディスプレイに表示させて診断を行うことができる（例えば、特許文献1参照）。

20

【0004】

【特許文献1】特開2003-19111号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、従来のカプセル型内視鏡システムでは、食道等のようにカプセル型内視鏡が高速で移動する領域に関して、全体画像を撮像することが困難であるという課題を有する。例えば、被検体が直立した状態を維持する場合には、食道は鉛直方向に延伸した状態で口腔と胃とを接続しており、被検体に導入されたカプセル型内視鏡は、口腔を通過後に自由落下と同様の状態で胃まで到達することとなる。食道の全長が30cm程度であることに鑑みると、カプセル型内視鏡は1秒程度で食道を通過することとなり、0.5秒間隔程度の撮像レートでは、通常の撮像機構を使用したのでは食道のごくわずかな領域に関して撮像が可能であるに過ぎず、食道全体の画像データを取得することはきわめて困難である。

30

【0006】

このため、従来のカプセル型内視鏡システムでは、例えば食道全体に関して画像データを取得するためには、例えば広い撮像視野を有する撮像機構を内蔵することが必要となる。しかしながら、かかる構成を実現するためには複雑な光学系等を備える必要があり、カプセル型内視鏡が大型化する等の課題が新たに生じることとなり、妥当ではない。

40

【0007】

また、食道等の全体画像データを取得するために、撮像レートを高速化することも考えられる。しかしながら、撮像レートを高速化した場合には、取得される画像データの量が増加し、無線機構によって送信されるデータ量も増加する。従って、撮像レートを向上させた場合には、処理すべきデータ量が増加し、カプセル型内視鏡の消費電力が増加するという新たな課題が生じることとなり、かかる構成も妥当ではない。

【0008】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、データ量の増加を抑制しつつ、簡易な

50

構成で被検体内部の所定の撮像対象の全体画像を取得することが可能なカプセル型内視鏡等の被検体内導入装置および被検体内導入装置を用いた被検体内画像取得システムを実現することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、請求項1にかかる被検体内画像取得システムは、被検体内部の所定の撮像対象の画像を取得する被検体内画像取得システムであって、被検体内の撮像対象中の異なる部分に対応した複数の部分画像データを取得する部分画像取得手段と、前記部分画像データの撮像の際における前記部分画像取得手段の前記被検体内における位置の導出に用いられる位置関連データを取得する位置関連データ取得手段と、前記位置関連データに基づき、複数の前記部分画像データを用いて撮像対象の全体像に対応した全体画像データを生成する全体画像生成手段とを備えたことを特徴とする。

10

【0010】

この請求項1の発明によれば、部分画像データを取得する部分画像取得手段と、部分画像に対応した位置関連データを取得する位置関連データ取得手段とを備え、部分画像データおよび位置関連データに基づき撮像対象の全体画像を取得する全体画像生成手段を備えたこととしたため、部分画像取得手段を実現する撮像機構の画素数を低減することが可能であり、簡易な構成のシステムを構築することが可能であるという利点を有する。

【0011】

20

また、請求項2にかかる被検体内画像取得システムは、上記の発明において、前記部分画像取得手段および前記位置関連データ取得手段は、前記被検体内部に導入され、所定の無線信号を送信する被検体内導入装置に内蔵され、前記全体画像生成手段は、使用時に前記被検体の外部に配置され、前記被検体内導入装置から送信される無線信号を受信する受信装置に内蔵されたことを特徴とする。

【0012】

また、請求項3にかかる被検体内画像取得システムは、上記の発明において、前記被検体内導入装置は、前記部分画像データおよび前記位置関連データに基づき生成された全体画像生成用データを生成するデータ合成手段と、前記データ合成手段によって生成された全体画像生成用データを含む無線信号を送信する送信手段とをさらに備え、前記受信装置は、前記送信手段によって送信された無線信号に対して所定の受信処理を行い、抽出した前記全体画像生成用データを前記全体画像生成手段に出力する受信回路をさらに備えたことを特徴とする。

30

【0013】

また、請求項4にかかる被検体内画像取得システムは、上記の発明において、前記部分画像取得手段は、被検体内部における進行方向と垂直な方向に配列された複数の光電変換機構を有するラインセンサを備えたことを特徴とする。

【0014】

また、請求項5にかかる被検体内画像取得システムは、上記の発明において、前記位置関連データ手段は、前記位置関連データとして少なくとも前記部分画像取得手段の移動に関する加速度データを取得する加速度センサ手段を備えたことを特徴とする。

40

【0015】

また、請求項6にかかる被検体内画像取得システムは、上記の発明において、前記部分画像取得手段は、前記被検体内導入装置の移動速度に応じて前記部分画像データの取得間隔を変化させることを特徴とする。

【0016】

また、請求項7にかかる被検体内画像取得システムは、上記の発明において、前記部分画像取得手段は、前記被検体内導入装置の移動方向が逆方向となる期間に駆動を停止することを特徴とする。

【0017】

50

また、請求項 8 にかかる被検体内導入装置は、被検体内に導入され、該被検体内を移動する被検体内導入装置であって、当該被検体内導入装置の被検体内における移動に伴い、前記被検体内の撮像対象中の異なる部分に対応した複数の部分画像データを取得する部分画像取得手段と、前記部分画像データの撮像の際における前記部分画像取得手段の前記被検体内における位置の導出に必要な位置関連データを取得する位置関連データ取得手段と、前記部分画像データおよび前記位置関連データに基づき、前記撮像対象の全体像に対応した全体画像データの生成に用いられる全体画像生成用データを生成するデータ合成手段と、前記全体画像生成用データを含む無線信号を送信する送信手段とを備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

10

【0018】

本発明にかかる被検体内画像取得システムおよび被検体内導入装置は、部分画像データを取得する部分画像取得手段と、部分画像に対応した位置関連データを取得する位置関連データ取得手段とを備えたため、部分画像データおよび位置関連データに基づき撮像対象の全体画像データを生成することが可能であると共に、部分画像取得手段を実現する撮像機構の画素数を低減することが可能であり、簡易な構成のシステムを構築することが可能であるという効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、この発明を実施するための最良の形態（以下、単に「実施の形態」と称する）である被検体内導入装置および被検体内画像取得システムについて説明する。なお、図面は模式的なものであり、各部分の厚みと幅との関係、それぞれの部分の厚みの比率などは現実のものとは異なることに留意すべきであり、図面の相互間においても互いの寸法の関係や比率が異なる部分が含まれていることはもちろんである。

20

【0020】

図 1 は、本実施の形態にかかる被検体内画像取得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、本実施の形態にかかる被検体内画像取得システムは、被検体 1 の内部に導入されて通過経路に沿って移動するカプセル型内視鏡 2 と、カプセル型内視鏡 2 から送信された、全体画像生成用データ（後述）を含む無線信号を受信し、全体画像生成用データに基づき撮像対象全体の画像である全体画像データを生成する受信装置 3 と、受信装置 3 によって生成された全体画像データ等を表示する表示装置 4 と、受信装置 3 と表示装置 4 との間のデータの受け渡しを行うための携帯型記録媒体 5 とを備える。

30

【0021】

表示装置 4 は、受信装置 3 によって生成された、撮像対象全体の画像のデータである全体画像データを表示するためのものであり、携帯型記録媒体 5 を介して入力されたデータに基づいて画像表示を行うワークステーション等のような構成を有する。具体的には、表示装置 4 は、CRT ディスプレイ、液晶ディスプレイ等によって直接画像等を表示する構成としても良いし、プリンタ等のように、他の媒体に画像等を出力する構成としても良い。

【0022】

携帯型記録媒体 5 は、受信装置 3 および表示装置 4 に対して着脱可能であって、両者に対する装着時にデータの出力および記録が可能な構成を有する。具体的には、携帯型記録媒体 5 は、カプセル型内視鏡 2 が被検体 1 の体腔内を移動している間は受信装置 3 に装着されて被検体内画像を記憶する。そして、カプセル型内視鏡 2 が被検体 1 から排出された後に、受信装置 3 から取り出されて表示装置 4 に装着され、記録したデータが表示装置 4 によって読み出される構成を有する。受信装置 3 と表示装置 4 との間のデータの受け渡しをコンパクトフラッシュ（登録商標）メモリ等の携帯型記録媒体 5 によって行うことで、受信装置 3 と表示装置 4 との間が有線接続された場合と異なり、カプセル型内視鏡 2 が被検体 1 内部を移動中であっても、被検体 1 が自由に行動することが可能となる。

40

【0023】

50

受信アンテナ 6 a ~ 6 h は、例えばループアンテナを用いて形成される。かかるループアンテナは、被検体 1 の体表面上の所定の位置に固定されると共に受信装置 3 と電氣的に接続された構成を有し、受信装置 3 によるカプセル型内視鏡 2 から送信される無線信号の受信を可能としている。

【 0 0 2 4 】

次に、カプセル型内視鏡 2 について説明する。図 2 は、カプセル型内視鏡 2 に備わる構成要素間の関係を模式的に示すブロック図である。図 2 に示すように、カプセル型内視鏡 2 は、部分画像を取得するための部分画像取得部 8 と、被検体 1 内部を移動する際のカプセル型内視鏡 2 の加速度データ等によって構成される位置関連データを検出する加速度センサ部 9 と、部分画像取得部 8 によって取得された部分画像データと、加速度センサ部 9 によって検出された位置関連データとに基づき全体画像生成用データを生成するデータ合成部 10 とを備える。また、カプセル型内視鏡 2 は、データ合成部 10 によって合成された全体画像生成用データを含む無線信号を被検体 1 外部に送信する送信部 11 と、部分画像取得部 8、加速度センサ部 9、データ合成部 10 および送信部 11 の駆動状態を制御する制御部 12 と、カプセル型内視鏡 2 に備わる構成要素に対して駆動電力を供給する電力供給部 13 とを備える。

10

【 0 0 2 5 】

部分画像取得部 8 は、被検体 1 内部における所定の撮像対象の一部領域に関する画像である部分画像を取得するためのものである。具体的には、部分画像取得部 8 は、撮像手段として機能するラインセンサ部 14 と、ラインセンサ部 14 の駆動状態を制御するセンサ駆動回路 15 と、ラインセンサ部 14 による部分画像の撮像時に照明光を出力する LED 16 と、LED 16 の駆動状態を制御する LED 駆動回路 17 とを備える。なお、ラインセンサ部 14 および LED 16 の具体的構成については後に詳細に説明するため、ここでは省略する。

20

【 0 0 2 6 】

加速度センサ部 9 は、特許請求の範囲における位置関連データ取得手段の一例として機能するものであり、部分画像取得時におけるカプセル型内視鏡の位置を導出する際に必要となる位置関連データを検出するためのものである。本実施の形態では、位置関連データとしてカプセル型内視鏡 2 の加速度に関するデータである加速度データおよび加速度データが検出された時刻のデータである時刻データを位置関連データとして用いることとする。加速度センサ 9 の具体的な構成としては、例えば小型ジャイロ等の加速度検出機構および時刻検出機構を備え、検出した加速度データおよび時刻データを位置関連データとしてデータ合成部 10 および制御部 12 に対して出力する機能を有する。

30

【 0 0 2 7 】

データ合成部 10 は、全体画像生成用データを生成するためのものである。具体的には、データ合成部 10 は、部分画像取得部 8 から入力される部分画像データと、加速度センサ 9 から入力される位置関連データとに基づき、全体画像生成用データを生成し、送信部 11 に対して出力する機能を有する。

【 0 0 2 8 】

送信部 11 は、データ合成部 10 によって生成された全体画像生成用データを、必要な処理を施した上で無線送信するためのものである。具体的には、送信部 11 は、入力データに対して変調処理等を施す送信回路 18 と、送信回路 18 から出力された無線信号を送信するための送信アンテナ 19 とを備える。

40

【 0 0 2 9 】

制御部 12 は、カプセル型内視鏡 2 に備わる部分画像取得部 8 等の駆動状態等を制御するためのものである。具体的には、制御部 12 は、これらの構成要素に対して一般的な制御を行う機能を有する他に、部分画像取得部 8、加速度センサ部 9 およびデータ合成部 10 を互いに同期した状態で駆動させる機能を有する。

【 0 0 3 0 】

また、制御部 12 は、加速度センサ 9 から入力される位置関連情報に基づきカプセル型

50

内視鏡 2 の移動速度を導出する機能を有し、導出した移動速度に基づき部分画像取得部 8 の駆動状態を制御する機能を有する。かかる機能の具体的な内容については、後に詳細に説明する。

【0031】

次に、部分画像取得部 8 を構成するラインセンサ部 14 および LED 16 の具体的な構成について説明する。図 3 は、カプセル型内視鏡 2 の外観を示す模式図であり、図 4 は、図 3 における A - A 線に沿った断面図であり、図 5 は、図 4 における B - B 線に沿った断面図である。以下、これらの図面を用いてラインセンサ部 14 等について説明する。

【0032】

図 3 に示すように、カプセル型内視鏡 2 の外形は、図 2 に示した各構成要素を内蔵するための外装ケース部材 21 によって形成されている。外装ケース部材 21 は生体適合性材料等によって形成されているが、その一部において、光透過性を有する部材によって形成された撮像素 21a を備えた構造を有する。撮像素 21a は、ラインセンサ部 14 に対して外部からの光を入力するためのものであり、具体的には、外装ケース部材 21 の長手方向中心軸 21b に関して、軸周りに 360° の視野を有するよう形成されている。

【0033】

そして、上述したラインセンサ部 14 は、外装ケース部材 21 の内部であって、かかる撮像素 21a を介して入力された光が到達可能な位置に配置されている。具体的には、図 3 の A - A 線断面図である図 4 に示すように、A - A 線を含み、かつ長手方向中心軸 21b と直交する面上に、ラインセンサ部 14a、14b が配置されている。また、ラインセンサ部 14a、14b の受光面に対して撮像素 21a を介して入力される光を結像するために、カプセル型内視鏡 2 は、ラインセンサ部 14a、14b と撮像素 21a との間の領域にそれぞれプリズム 22a、22b を配置した構成を有する。

【0034】

ラインセンサ部 14a、14b は、それぞれフォトダイオード等の複数の光電変換機構が 1 次元アレイ状に配列された構成を有し、必要に応じて光電変換機構によって得られた電気信号を出力する機構等を備える。ラインセンサ部 14a、14b は、互いに向き合う面と反対側に受光面を有し、かかる受光面において外部から入力された光を電気信号に変換する機能を有する。ラインセンサ部 14a、14b における光電変換処理によって取得されたデータは、所定の回路（図示省略）によって合成され、撮像素 21a によって規定される視野に対応した、長手方向中心軸 21b の軸周りの 360° の範囲に対応した部分画像データとしてデータ合成部 10 に出力されることとなる。

【0035】

プリズム 22a、22b は、撮像素 21a を介して入力された光をそれぞれラインセンサ部 14a、14b の受光面上に結像するためのものである。具体的には、プリズム 22a、22b は、撮像素 21a を通過した入力光に対して屈折および結像作用を施すことによって、被検体 1 内部の組織のうち、撮像素 21a に対して長手方向中心軸 21b と垂直な方向の延長上に位置する領域の像を、ラインセンサ部 14a、14b の受光面上に結像する機能を有する。

【0036】

さらに、図 4 の B - B 線に沿った断面構造について説明する。図 5 に示すように、プリズム 22a、22b は、LED 16 から出力される照明光の導光路としても機能する。具体的には、ラインセンサ部 14a、14b 上にそれぞれ配置された LED 16a、16b から出力される光は、近傍に配置された入射ミラー 24a、24b にて反射されることによってプリズム 22a、22b にそれぞれ入射する。また、プリズム 22a、22b の上面上および下面上には導光ミラー 25a ~ 25d がそれぞれ配置されており、プリズム 22a、22b に入射した照明光は、導光ミラー 25a ~ 25d にて反射されることによって、プリズム 22a、22b 中を伝搬し、最終的には撮像素 21a を介して外部に出力される。

【0037】

10

20

30

40

50

次に、カプセル型内視鏡 2 による部分画像の撮像動作について説明する。カプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 内部における移動に伴って、異なる部分に対応した部分画像データを順次取得する機能を有する。図 6 は、撮像動作の一例として、食道を通過する際におけるカプセル型内視鏡 2 の撮像動作を模式的に示すものであって、以下、図 6 を参照しつつカプセル型内視鏡 2 の動作について説明する。

【 0 0 3 8 】

既に説明したように、カプセル型内視鏡 2 に備わるラインセンサ部 1 4 a、1 4 b は、撮像窓 2 1 a およびプリズム 2 2 a、2 2 b の作用により、カプセル型内視鏡 2 の進行方向（長手方向中心軸 2 1 b の延伸方向）に対して垂直な方向に位置する被検体内組織の像を撮像する機能を有する。従って、時刻 t_1 において、カプセル型内視鏡 2 は、食道 2 7 10 の内壁のうち撮像窓 2 1 a に対して進行方向と垂直な方向に位置し、進行方向に対して撮像窓 2 1 a と同等の幅を有する内周領域 2 8 a の像を部分画像データとして取得する。

【 0 0 3 9 】

その後、カプセル型内視鏡 2 は、重力の作用等によって食道 2 7 内を移動し、具体的には時刻 t_2 において、時刻 t_1 における位置 $Z(t_1)$ と異なる位置 $Z(t_2)$ に移動する。従って、撮像窓 2 1 a に対してカプセル型内視鏡 2 の進行方向と垂直な方向に位置する領域は、内周領域 2 8 a と異なる内周領域 2 8 b となり、ラインセンサ部 1 4 a、1 4 b は、内周領域 2 8 b の像たる部分画像データを新たに取得する。以下、同様にカプセル型内視鏡 2 の移動に伴い、異なる内周領域に対応した部分画像データが順次取得される。

【 0 0 4 0 】

一方、カプセル型内視鏡 2 は、部分画像の取得動作に伴い、異なる内周領域間の位置関係に関連した位置関連データを取得する。具体的には、カプセル型内視鏡 2 に備わる加速度センサ部 9 は、部分画像が取得される時刻におけるカプセル型内視鏡 2 の加速度を加速度データとして検出する。同様に、加速度センサ 9 は、加速度データを検出した時刻（＝部分画像データの取得時刻） t_1 、 t_2 、・・・を時刻データとして検出し、加速度データと時刻データとに基づく位置関連データをデータ合成部 1 0 および制御部 1 2 に対して出力する。

【 0 0 4 1 】

以上のように、カプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 内部、例えば食道 2 7 を通過する際に、撮像対象（図 6 の場合では食道 2 7 ）の一部領域（内周領域 2 8 a、2 8 b 等）を撮像 30 することによって複数の部分画像を取得すると共に、部分画像間の位置関係を導出するための位置関連データ（本実施の形態では、部分画像の撮像時における加速度および時刻に関する情報）を取得する。そして、これらのデータに基づきデータ合成部 1 0 は、全体画像生成用データを生成し、全体画像生成用データを含む無線信号が送信部 1 1 によって受信装置 3 に対して送信されることとなる。

【 0 0 4 2 】

図 7 は、データ合成部 1 0 によって生成される全体画像生成用データの構成を示す模式図である。図 7 において、横軸を時刻 t 、縦軸を速度 v としたグラフは、カプセル型内視鏡 2 の移動速度の時間変動の一例を示す模式的なグラフであり、かかるグラフに示す速度変化に対応して、データ合成部 1 0 は異なる態様の全体画像生成用データを生成すること 40 としている。なお、グラフの縦軸に示す速度 v は、カプセル型内視鏡 2 の通常時における移動方向を正としている。具体的には、口腔から食道、胃、小腸、大腸へと順次向かう方向の速度を正とし、かかる方向と逆方向の速度を負としている。このことは、以下の説明においても同様である。

【 0 0 4 3 】

具体的には、データ合成部 1 0 は、カプセル型内視鏡 2 の速度 v が正の値の場合、すなわち t_3 または t_4 t の際には全体画像生成用データ 3 0 a を生成し、速度 v が負の値の場合、すなわち $t_3 < t < t_4$ の際には全体画像生成用データ 3 0 a と異なる構成を有する全体画像生成用データ 3 0 b を生成する。

【 0 0 4 4 】

10

20

30

40

50

全体画像生成用データ30aは、部分画像データ31および部分画像データ31に対応した位置関連データ32とによって構成される。部分画像データ31は、上述した内周領域28a、28b等のそれぞれに対応した画像データであって、位置関連データ32は、部分画像データ31に対応した被撮像領域の位置を特定する際に使用されるデータである。具体的には、位置関連データ32は、対応する部分画像データ31が撮像された時刻を示す時刻データ32aと、かかる時刻におけるカプセル型内視鏡2の加速度の値を示す加速度データ32bとによって構成されている。

【0045】

一方、全体画像生成用データ30bは、位置関連データ33のみによって形成されている。 $t_3 < t < t_4$ においてはカプセル型内視鏡2の速度が負の値となっていることから、かかる時間帯では部分画像取得部8は部分画像を撮像することがないため、データ合成部10によって生成される全体画像生成用データ30bに関しても、部分画像データが含まれることはない。なお、位置関連データ33は、位置関連データ32と同様に、時刻データ33aおよび加速度データ33bによって構成されている。

10

【0046】

次に、全体画像生成用データ30a、30bを含む無線信号を受信し、全体画像データを生成する受信装置3について説明する。図8は、受信装置3の構成を示す模式的なブロック図である。

【0047】

図8に示すように、受信装置3は、複数存在する受信アンテナ6a~6hの中から無線信号の受信に適したものを選択するアンテナ選択部35と、アンテナ選択部35によって選択された受信アンテナ6を介して受信された無線信号に対して、復調等の処理を行う受信回路36と、受信回路36から出力された信号から全体画像生成用データを抽出するための信号処理部37とを備える。また、受信装置3は、信号処理部37から入力された全体画像生成用データに含まれる部分画像データと位置関連データとを分離して出力するデータ分離部38と、データ分離部38から出力された位置関連データに基づき位置データを生成する位置データ生成部39と、信号処理部37から出力された部分画像データおよび位置データ生成部39から出力された位置データとに基づき撮像対象の全体画像を生成する全体画像生成部40とを備える。さらに、受信装置3は、内部に備わる各構成要素の駆動状態等を制御する制御部41と、受信回路36から出力される受信強度信号をA/D変換して制御部41に出力するA/D変換部42と、全体画像生成部40によって生成された全体画像データを記憶するための記憶部43と、各構成要素の駆動電力を供給する電力供給部44とを備える。

20

30

【0048】

アンテナ選択部35は、複数備わる受信アンテナ6a~6hの中から無線信号の受信に適したアンテナを選択するためのものである。具体的には、アンテナ選択部35は、制御部41の制御に基づいて所定の受信アンテナ6を選択し、選択した受信アンテナ6を介して受信された無線信号を受信回路36に対して出力する機能を有する。

【0049】

受信回路36は、選択された受信アンテナ6を介して受信された無線信号に対して、復調等の所定の処理を行う機能を有する。また、受信回路36は、受信した無線信号の強度に対応したアナログ信号をA/D変換部42に対して出力する機能を有する。

40

【0050】

信号処理部37は、受信回路36によって所定の処理が施された信号の中から所定のデータを抽出する機能を有する。具体的には、信号処理部37は、受信回路36から出力された信号の中から、カプセル型内視鏡2に備わるデータ合成部10によって生成された全体画像生成用データを抽出する機能を有する。

【0051】

データ分離部38は、信号処理部37から出力された全体画像生成用データに含まれる部分画像データと位置関連データとを分離する機能を有する。データ分離部38によって

50

分離された部分画像データは全体画像生成部 40 に出力され、位置関連データは位置データ生成部 39 に出力される。

【0052】

位置データ生成部 39 は、位置関連データに基づき対応する部分画像データの撮像が行われた際のカプセル型内視鏡 2 の位置、より正確にはカプセル型内視鏡 2 に備わる部分画像取得部 8 の位置を示す情報として位置データを生成する機能を有する。本実施の形態の場合には位置関連データとして加速度データおよび時刻データが与えられるため、位置データ生成部 39 は、例えば加速度データに関して時間積分処理を 2 回行うことによって部分画像データ取得時における部分画像取得部 8 の位置を導出し、位置データとして全体画像生成部 40 に対して出力する。なお、加速度データの時間積分を行う場合には、部分画像取得部 8 によって部分画像が取得されなかった時刻に関する加速度データも使用することによって、より正確な位置データを生成することとしている。

10

【0053】

制御部 41 は、各構成要素に対する一般的な制御を行う他、アンテナ選択部 35 によるアンテナ選択動作を含む全体的な制御を行うためのものである。具体的には、制御部 41 は、全体画像生成部 40 によって取得された全体画像データを記憶部 43 に転送して記憶させると共に、A/D 変換部 42 から出力された、受信強度に対応したデジタル信号（例えば、RSSI (Received Signal Strength Indicator : 受信信号強度表示信号)）に基づいて、使用する受信アンテナ 6 を決定し、アンテナ選択部 35 に対して指示する機能を有する。

20

【0054】

記憶部 43 は、全体画像生成部 40 によって生成された全体画像データを記憶するためのものである。記憶部 43 の具体的構成としては、メモリ等を備えることによって記憶部 43 自体がデータを記憶することとしても良いが、本実施の形態では、記憶部 43 は、携帯型記録媒体 5 に対してデータを書き込む機能を有することとする。

【0055】

次に、全体画像生成部 40 および全体画像生成部 40 によって生成される全体画像データについて説明する。全体画像生成部 40 は、部分画像データと、部分画像データに対応した位置関連データ（正確には、位置関連データに基づき生成された位置データ）とに基づき、撮像対象の全体画像を生成するためのものである。具体的には、全体画像生成部 40 は、所定の画像空間上に位置データに記述された撮像位置に対応して複数の部分画像データを配列することによって、全体画像データを生成する機能を有する。

30

【0056】

ここで、生成される全体画像データの内容としては、単に複数の部分画像を位置関係に応じて配列したものとしても良い。しかしながら、本実施の形態では、所定の画像処理を施すことによって、医師等の診断を簡易に行えるよう工夫がなされている。

【0057】

図 9 は、全体画像データの生成に先立って全体画像生成部 40 によって画像処理が施された部分画像データ 46 について示す模式図である。図 9 に示すように、部分画像データ 46 は、対応する内周領域 28 の各部分における明度を示すデータ構成を有する。すなわち、部分画像データ 46 は、所定の基準軸 X に対する角度 θ によって内周領域 28 の各部分の位置を表現し、原点 O からの距離 r に応じて各部分の明度を表現した内容によって構成されている。なお、距離 r は、例えば各部分の明度の逆数によって定義されており、距離 r の値が大きくなることは明度が低下することを意味する。

40

【0058】

このように、全体画像生成部 40 は、全体画像データを生成する前に、所定の画像処理を行うことによって部分画像データ 46 を生成している。そして、全体画像生成部 40 は、対応する位置データに応じて複数の部分画像データ 46 を所定の画像空間上に配列することによって全体画像データを生成する。

【0059】

50

図10は、全体画像生成部40によって生成された全体画像データ47の構成を示す模式図である。図10に示すように、全体画像データ47は、カプセル型内視鏡2の進行方向に対応したz軸を基準として、複数の部分画像データ46が配列された構成を有する。より具体的には、配列される部分画像データ46は、それぞれz軸上の所定の点を原点とした状態で配置され、複数の部分画像データ46の配列順は、撮像時におけるラインセンサ部14の被検体1内部における位置に対応して定められている。なお、図10の例では、位置データを部分画像データ46の配列順の決定にのみ用いることとし、部分画像データ46を連続的に配列しているが、例えば、位置データによって導出される隣接部分画像データ間の距離に応じた間隔をあけた状態で部分画像データ46を配列することとしても良い。

10

【0060】

全体画像データ47を図10に示すように構成することによって、撮像対象（例えば、食道27）の全体像が生成されることとなる。そして、かかる全体画像データ47は、記憶部43を介して携帯型記録媒体5に出力され、携帯型記録媒体5を介して表示装置4に出力され、表示装置4の画面上に図10に示す態様で表示されることによって、医師の診断等に用いられる。

【0061】

次に、本実施の形態にかかる被検体内画像取得システムの利点について説明する。まず、本実施の形態にかかる被検体内画像取得システムは、部分画像取得部8によって取得した部分画像と、部分画像に対応した位置関連データとに基づいて全体画像を生成する構成を有する。従って、広い範囲に渡って存在する撮像対象全体の画像であっても、狭い撮像視野を有する撮像手段を用いた画像データを取得することが可能であるという利点を有する。すなわち、本実施の形態では、部分画像データのみならず対応する位置関連データを取得する構成を採用したため、複数の部分画像データ間の位置関係を把握することが可能となり、複数の部分画像データを用いて全体画像データを生成することが可能である。従って、広い範囲を撮像する場合であっても、広い撮像視野を有する撮像手段を備える必要が無く、低コストの被検体内画像取得システムを実現することが可能である。

20

【0062】

具体的には、撮像手段として一次元行列状に配列した光電変換機構を備えたラインセンサ部14を備えることによって、広い範囲に関する被検体内画像を取得することが可能である。そして、従って、本実施の形態にかかる被検体内画像取得システムは、従来の2次元行列状に多数の光電変換機構を備えた撮像手段を備える必要が無く、撮像手段の小型化、製造コストの低減が可能であるという利点を有することとなる。

30

【0063】

また、本実施の形態においてカプセル型内視鏡2は、重力または消化器官における蠕動運動等の外力の作用によって被検体1内を移動する特性を有する。このため、部分画像取得部8は、所定の時間間隔で複数回撮像動作を行うことにより、撮像対象の異なる部分に関する部分画像を取得することが可能であり、異なる部分を撮像するために部分画像取得部8の視野を変化させる機構や、カプセル型内視鏡2の位置を変化させるための移動機構等を備える必要がない。従って、本実施の形態のようにカプセル型内視鏡2を用いて被検体内画像取得システムを構成することとした場合には、移動機構等を備えない簡易な構成によって被検体内画像取得システムを構成することが可能であるという利点を有する。

40

【0064】

また、本実施の形態にかかる被検体内画像取得システムは、取得する画像のデータ量の増加を抑制しつつ、撮像対象の全体画像を取得することが可能という利点を有する。従来のカプセル型内視鏡システムの問題点として、消費電力の増加を抑制するために撮像レートが制限され、撮像対象の全体像を取得することが困難であることが挙げられていた。これに対して、本実施の形態にかかる被検体内画像取得システムでは、例えば撮像間隔を調整することによって全体画像データの形成に用いられる部分画像データの数を変化させることが可能であり、部分画像データの数を変化させることによって、カプセル型内視鏡2

50

から送信されるデータ量を調整することが可能であり、消費電力の抑制に十分な程度まで部分画像データの数を低減することが可能である。一方で、部分画像データの数を低減しても、若干の解像度の低下は生じるものの全体画像データの生成は可能であることから、本実施の形態にかかる被検体内画像取得システムは、消費電力の低減という条件を満たしつつ、撮像対象の全体画像を取得することが可能であるという利点を有することとなる。

【0065】

さらに、本実施の形態にかかる被検体内画像取得システムは、被検体1内部におけるカプセル型内視鏡2の移動速度に応じて部分画像取得部8の駆動状態を制御する構成を採用したため、無駄な部分画像の取得を防止できるという利点を有する。具体的には、本実施の形態にかかる被検体内画像取得システムは、上述したようにカプセル型内視鏡2の移動速度が負の値となった際に制御部12によって部分画像取得部8の駆動を停止する機能を有する。移動速度が負の値になるということは、カプセル型内視鏡2が既に部分画像を取得した領域に再び戻ることを意味するため、全体画像を生成する観点からは、かかる場合に部分画像を撮像する意義に乏しいこととなる。従って、本実施の形態では移動速度が負の値となった場合には部分画像の撮像を停止して無駄な部分画像の取得を防止する他、部分画像取得部8の消費電力を低減すると共に、送信するデータ量を低減することによって送信部11の消費電力を低減する等の利点が存在する。なお、かかる利点を享受する観点からは、移動速度が負の値となった場合のみならず、例えば移動速度に応じて撮像レートを変更することとしても良い。

10

【0066】

また、本実施の形態にかかる被検体内画像取得システムは、全体画像生成部40が各部分の明度に対応した三次元画像を全体画像データとして生成することとしている。例えば、撮像対象内に腫瘍等の異物が存在する場合には、一般に他の部分と比較して異なる明度で撮像されるのが通常である。従って、全体画像データとして各部分の明度を表示する構成を採用することによって、医師等による診断が容易となる全体画像データを生成する被検体内画像取得システムを構成することが可能であるという利点を有する。

20

【0067】

以上、実施の形態に基づき本発明を説明したが、本発明は上記の実施の形態に限定して解釈する必要はなく、当業者であれば様々な実施例、変形例等に想到することが可能である。例えば、本実施の形態では、位置関連データを加速度データおよび時刻データによって構成することとしたが、かかる構成に限定して解釈する必要はなく、速度データおよび時刻データによって構成することとしても良い。また、位置関連データは、撮像時におけるカプセル型内視鏡2の位置に関する情報そのものによって構成することとしても良く、例えば、カプセル型内視鏡2の位置検出機構を別途備えることによって、位置関連データとしてカプセル型内視鏡2の位置情報そのものを用いることとしても良い。さらには、簡易な構成として、位置関連データを時刻データのみによって構成することとしても良い。部分画像データの撮像時刻のみを位置関連データとして取得した場合であっても、部分画像データの配列順は明らかであり、全体画像データの生成は可能であるためである。

30

【0068】

さらに、本実施の形態においては、図7にも示したようにデータ合成部10によって部分画像データと位置関連データとを一体化した全体画像生成用データを生成することとしているが、カプセル型内視鏡2において全体画像精製用データを生成する構成に限定して解釈する必要はない。すなわち、上記の説明からも明らかなように、全体画像生成部40による全体画像データの生成の際には、個々の部分画像データと、部分画像データに対応する位置データとが明らかであれば全体画像データの生成が可能である。従って、例えば部分画像データおよび位置関連データのヘッダ部分に識別符号を付すこととし、対応する部分画像データと位置関連データに関しては共通の識別符号を割り当てた状態でそれぞれのデータを別個独立に送信することとしても良い。かかる構成でも受信装置側で対応関係を把握することが可能であり、全体画像データの生成が可能である。

40

【0069】

50

また、本実施の形態においては、カプセル型内視鏡 2 と受信装置 3 等によって構成された被検体内画像取得システムに関して説明したが、被検体内画像取得システムの物理的構成としてかかる態様に限定する必要はなく、例えば、特開 2004-188217 号公報に記載された内視鏡において、挿入部先端に部分画像取得部を配置し、操作部内に全体画像生成部を配置した構成としても良い。すなわち、本発明の最低限の構成要素としては部分画像を撮像する機構と、部分画像の撮像時における撮像機構の位置に関連した位置関連データと部分画像データとを対応させる関連づけ手段とを備え、さらに好ましくは部分画像データおよび位置関連データとに基づき全体画像を生成する手段とを備えれば良く、例えば部分画像データ等の伝達態様等については、無線伝送でも有線伝送でも良く、物理的には単一の装置によって被検体内画像取得システムを構成することとしても良い。

10

【図面の簡単な説明】

【0070】

【図 1】実施の形態にかかる被検体内画像取得システムの全体構成を示す模式図である。

【図 2】被検体内画像取得システムに備わるカプセル型内視鏡の内部構成を示す模式的なブロック図である。

【図 3】カプセル型内視鏡の外観を示す模式図である。

【図 4】図 3 の A - A 線断面図である。

【図 5】図 4 の B - B 線断面図である。

【図 6】カプセル型内視鏡による部分画像データの取得動作を説明するための模式図である。

20

【図 7】全体画像生成用データの内容を示す模式図である。

【図 8】受信装置の内部構成を示す模式的なブロック図である。

【図 9】部分画像データの内容を示す模式図である。

【図 10】全体画像データの内容を示す模式図である。

【符号の説明】

【0071】

- 1 被検体
- 2 カプセル型内視鏡
- 3 受信装置
- 4 表示装置
- 5 携帯型記録媒体
- 6 a ~ 6 h 受信アンテナ
- 8 部分画像取得部
- 9 加速度センサ部
- 10 データ合成部
- 11 送信部
- 12 制御部
- 13 電力供給部
- 14、14 a、14 b ラインセンサ部
- 15 センサ駆動回路
- 16、16 a、16 b LED
- 17 LED 駆動回路
- 18 送信回路
- 19 送信アンテナ
- 21 外装ケース部材
- 21 a 撮像窓
- 22 a、22 b プリズム
- 24 a、24 b 入射ミラー
- 25 a ~ 25 d 導光ミラー
- 27 食道

30

40

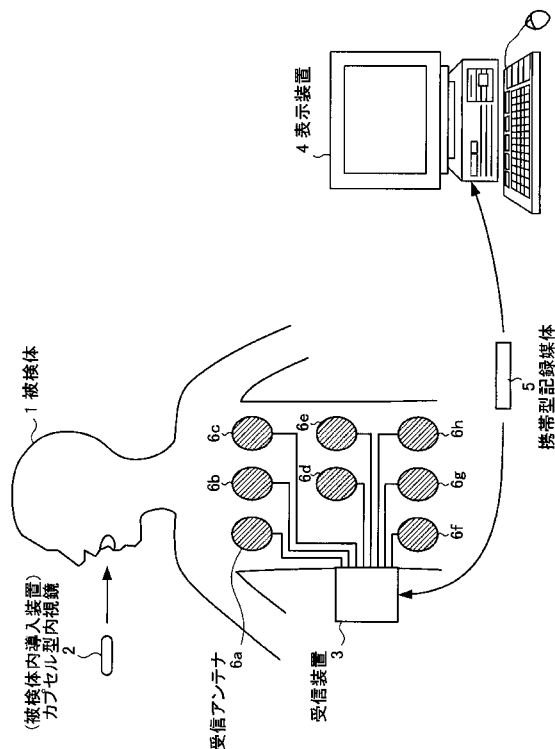
50

- 28 a、28 b 内周領域
- 30 a、30 b 全体画像生成用データ
- 31 部分画像データ
- 32 位置関連データ
- 32 a 時刻データ
- 32 b 加速度データ
- 33 位置関連データ
- 33 a 時刻データ
- 33 b 加速度データ
- 35 アンテナ選択部
- 36 受信回路
- 37 信号処理部
- 38 データ分離部
- 39 位置データ生成部
- 40 全体画像生成部
- 41 制御部
- 42 A / D 変換部
- 43 記憶部
- 44 電力供給部
- 46 部分画像データ
- 47 全体画像データ

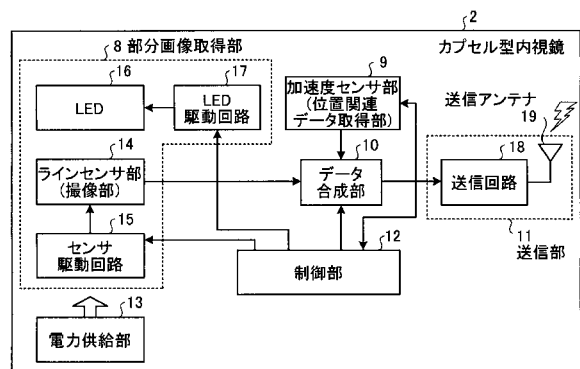
10

20

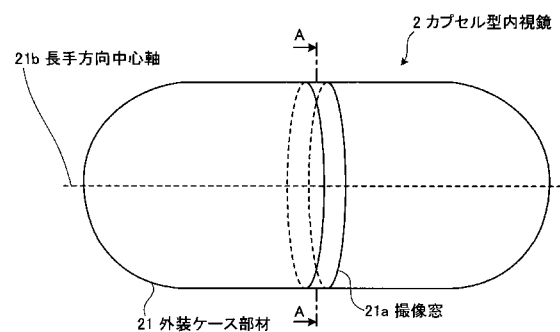
【図 1】



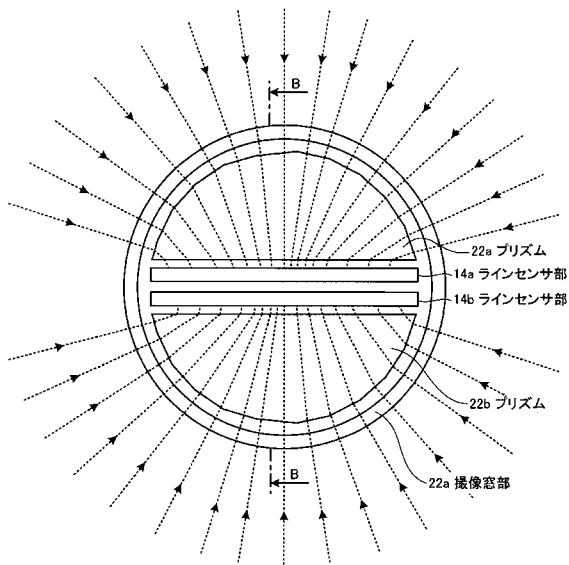
【図 2】



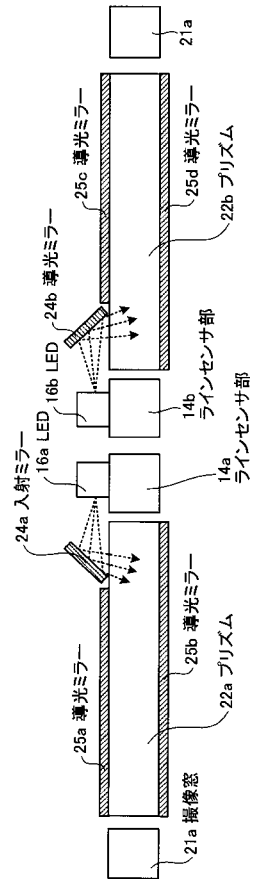
【図 3】



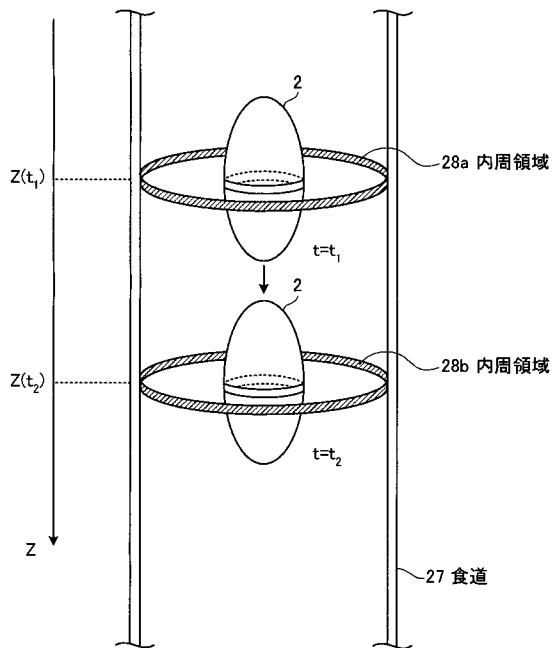
【図 4】



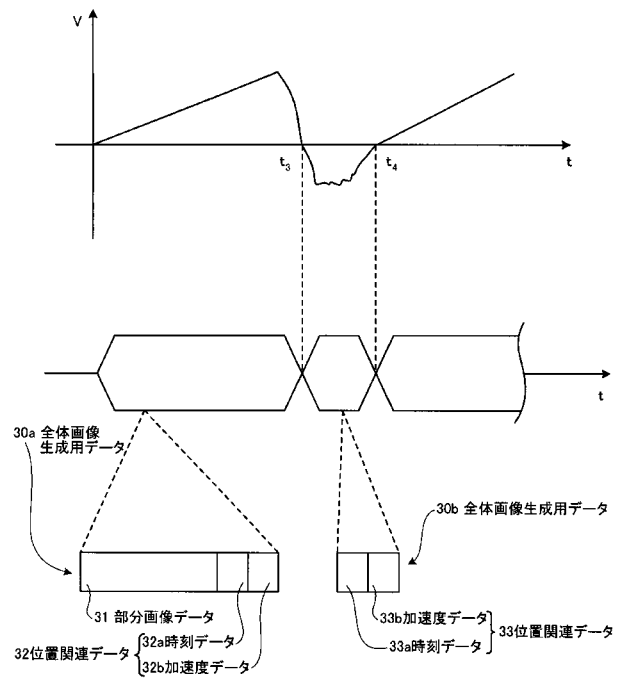
【図 5】



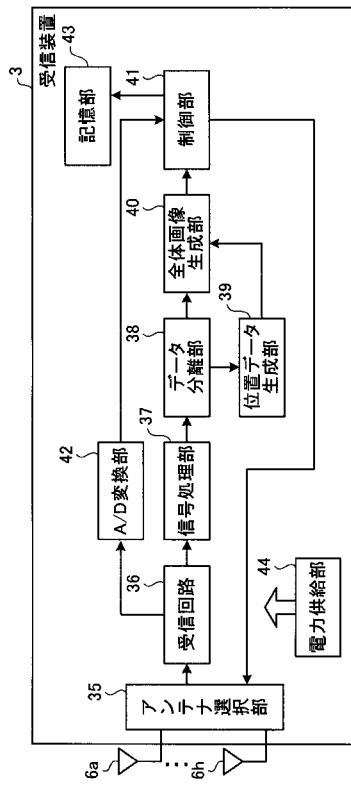
【図 6】



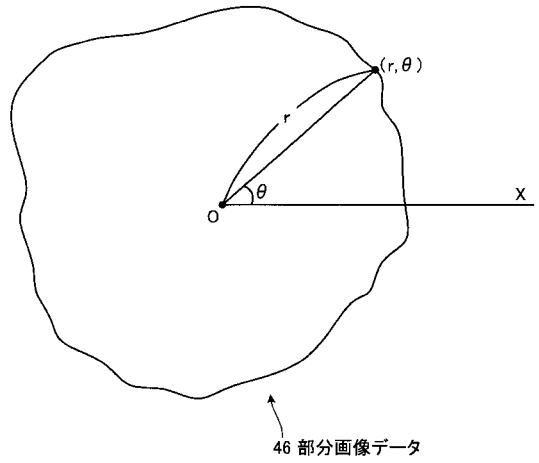
【図 7】



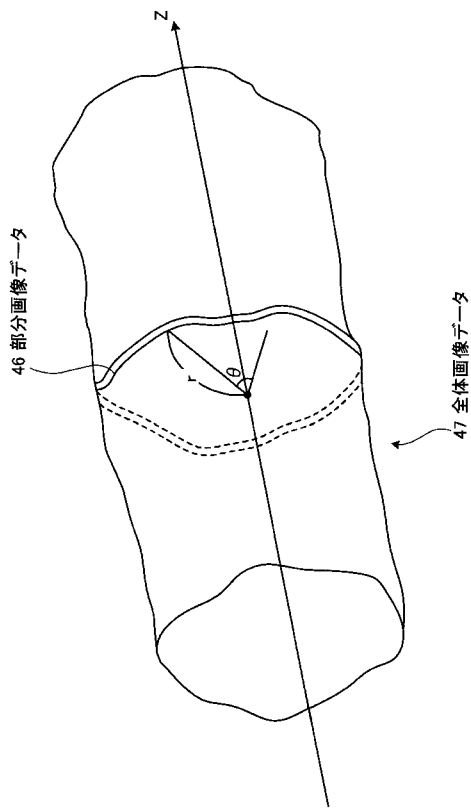
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

- (72)発明者 折原 達也
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 穂満 政敏
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 中土 一孝
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内
- F ターム(参考) 4C038 CC03 CC09
4C061 DD10 JJ20 LL02 UU06 WW04
5B057 AA07 BA02 BA13 CA11 CA16 CB12 CB16 CE08

专利名称(译)	体内图像采集系统和体内引入装置		
公开(公告)号	JP2006043276A	公开(公告)日	2006-02-16
申请号	JP2004231113	申请日	2004-08-06
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	本多武道 鈴島浩 藤森紀幸 折原達也 穂満政敏 中土一孝		
发明人	本多 武道 鈴島 浩 藤森 紀幸 折原 達也 穂満 政敏 中土 一孝		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07 G06T3/00		
CPC分类号	A61B1/041 A61B5/065		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 G06T3/00.300 A61B1/00.C A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/04.510 A61B1/045.610 G06T5/50		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/DD10 4C061/JJ20 4C061/LL02 4C061/UU06 4C061/WW04 5B057/AA07 5B057/BA02 5B057/BA13 5B057/CA11 5B057/CA16 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE08 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF14 4C161/FF40 4C161/JJ20 4C161/LL02 4C161/UU06 4C161/WW04 4C161/WW19		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP4598456B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：实现一种对象内图像获取系统，该对象内图像获取系统能够以简单的结构获取对象内部的预定成像目标的整个图像，同时抑制数据量的增加。胶囊型内窥镜（2）具备局部图像获取单元，该部分图像获取单元具有沿长度方向（行进方向）的中心轴为360°的视野，以及伴随胶囊型内窥镜（2）的移動的内周区域。获取关于28a，28b等的多个局部图像数据。另一方面，胶囊型内窥镜2具有用于获取位置相关数据的结构，该位置相关数据使得在获取部分图像数据时能够导出位置Z（t1）和Z（t2）。在接收装置等中，可以基于部分图像数据和位置相关数据来构造整个图像数据。[选择图]图6

