

(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2011-203
(P2011-203A)

(43) 公開日 平成23年1月6日(2011.1.6)

(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 1/00 3 0 0 D	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 F	
	A 6 1 B 5/07	
	A 6 1 B 1/04 3 7 0	
審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 18 頁)		

(21) 出願番号	特願2009-143789 (P2009-143789)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成21年6月17日 (2009. 6. 17)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号
		(74) 代理人	100078880
			弁理士 松岡 修平
		(74) 代理人	100148895
			弁理士 荒木 佳幸
		(72) 発明者	池田 友輝
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
			Y A 株式会社内
		(72) 発明者	池谷 浩平
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
			Y A 株式会社内
最終頁に続く			

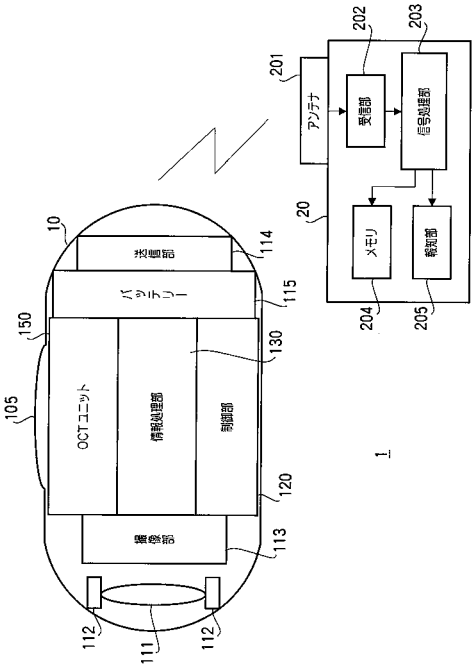
(54) 【発明の名称】 カプセル内視鏡およびカプセル内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 カプセル内視鏡の位置を正確に判別することが可能なカプセル内視鏡およびカプセル内視鏡システムを提供することを目的とする。

【解決手段】 観察対象の画像信号を生成する撮像部と、撮像部によって生成された画像信号を外部の受信装置に送信する送信部と、カプセル内視鏡の周囲における観察対象の構造を検出する構造検出部と、構造検出部により検出された構造に基づいて、カプセル内視鏡の観察対象内部における位置を判別する位置判別部と、を備えるカプセル内視鏡が提供される。また、本発明のカプセル内視鏡における送信部は、位置判別部によってカプセル内視鏡が大腸に到達したと判断された場合に、その旨を通知する通知信号を送信することを特徴とする。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

観察対象の画像信号を生成する撮像部と、
前記撮像部によって生成された画像信号を外部の受信装置に送信する送信部と、
カプセル内視鏡の周囲における前記観察対象の構造を検出する構造検出部と、
前記構造検出部により検出された構造に基づいて、前記カプセル内視鏡の観察対象内部における位置を判別する位置判別部と、を備え、
前記送信部は、前記位置判別部によって前記カプセル内視鏡が大腸に到達したと判断された場合に、その旨を通知する通知信号を送信することを特徴とするカプセル内視鏡。

【請求項 2】

前記構造検出部は、前記観察対象の断層画像を取得することにより前記観察対象の構造を検出することを特徴とする、請求項 1 に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 3】

前記位置判別部は、前記構造検出部によって取得された断層画像における、前記観察対象の絨毛の有無に基づいて、前記カプセル内視鏡の位置を判別することを特徴とする、請求項 2 に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 4】

前記位置判別部は、前記構造検出部によって取得された断層画像における前記観察対象の管壁の厚さに基づいて、前記カプセル内視鏡の位置を判別することを特徴とする、請求項 2 に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 5】

前記位置判別部は、前記観察対象における絨毛の有無および管壁の厚さの両方に基づいて、前記カプセル内視鏡の位置を判別することを特徴とする、請求項 2 に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 6】

前記構造検出部は、低コヒーレント光を用いて前記観察対象の断層画像を取得する OCT ユニットからなることを特徴とする請求項 2 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 7】

前記構造検出部は、超音波パルスを用いて前記観察対象の断層画像を取得する超音波ユニットからなることを特徴とする請求項 2 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 8】

前記構造検出部は、低コヒーレント光を用いて観察対象の断層像を取得する OCT ユニット、および超音波パルスを用いて観察対象の断層像を取得する超音波ユニットの両方からなることを特徴とする請求項 2 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 9】

前記カプセル内視鏡が、観察対象である管腔の延出方向に対して略平行であるか否かを判断する平行判断部を更に備えることを特徴とする、請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 10】

前記構造検出部は、前記平行判断部によって、前記カプセル内視鏡が観察対象と平行であると判断された場合に、前記観察対象の構造を検出することを特徴とする、請求項 9 に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 11】

前記構造検出部は、前記カプセル内視鏡が体内に導入されてから所定の時間が経過した後に、前記観察対象の構造を検出することを特徴とする、請求項 1 から請求項 10 のいずれか 1 項に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 12】

前記カプセル内視鏡を前記観察対象と平行な状態で固定するための固定手段を更に備え

10

20

30

40

50

ることを特徴とする請求項 1 から請求項 1 1 のいずれか 1 項に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 1 3】

前記固定手段は、バルーンであることを特徴とする請求項 1 2 に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 1 4】

請求項 1 から請求項 1 3 のいずれか 1 項に記載のカプセル内視鏡と、
前記カプセル内視鏡から信号を受信する受信装置と、からなり、
前記受信装置は、前記カプセル内視鏡から前記通知信号を受信した場合に、患者にその旨を報知するための報知部を備えることを特徴とする、カプセル内視鏡システム。

【請求項 1 5】

前記報知部は、前記通知信号を受信した後に、受信する画像信号のレベルが所定の閾値よりも高くなった場合に、前記報知を行うことを特徴とする、請求項 1 4 に記載のカプセル内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、カプセル内視鏡および該カプセル内視鏡を用いたカプセル内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

患者の体内を診断又は治療するために、先端部に CCD などの固体撮像素子を備えた電子内視鏡と、該固体撮像素子により生成された画像信号を処理してモニタに出力する電子内視鏡用プロセッサとを備えた電子内視鏡システムが広く知られ、実用に供されている。また、近年、電子内視鏡の挿入部を咽喉部に差し込まれることに因る患者の苦痛を無くするために、患者が嚥下することにより体内（消化管内）に導入される小型のカプセル内視鏡と、患者の体外に配置され、カプセル内視鏡によって撮影された画像を受信する体外受信装置とから構成されるカプセル内視鏡システムが開発されている。

【0003】

このようなカプセル内視鏡システムで用いられるカプセル内視鏡は、患者によって嚥下されると、所定の撮影間隔で体内の撮影を行いながら消化器官内を流動する。そして、撮影の終了後には、排泄物とともに体外に排出され、回収される。このとき、患者によってカプセル内視鏡がいつ排出されるのかを判断することが困難である。そのため、排泄のたびに回収具を準備したり、排泄物を確認したりする必要があり、大変手間であるとともに不衛生であるといった問題があった。このような問題を解決するために、例えば特許文献 1 には、カプセル内視鏡が体外に排出される時期が近いことを患者に報知する構成を備えたカプセル内視鏡システムが提案されている。

【0004】

特許文献 1 のカプセル内視鏡システムでは、カプセル内視鏡が直腸付近に到達したかどうかを判断し、該判断結果に基づいてカプセル内視鏡が排出される時期が近いことを患者に報知する構成となっている。具体的には、患者の体外に装着された体外装置から送信される電波のレベル、カプセル内視鏡によって取得される体内の物理量（例えば pH 値、微生物の有無、圧力、色など）、またはカプセル内視鏡から発せられる磁力レベルなどに基づいてカプセル内視鏡が直腸付近に到達しているかどうかを判断している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2004 - 329749 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

10

20

30

40

50

ここで、特許文献1に記載のカプセル内視鏡システムにおいて、体内のカプセル内視鏡の位置を判断することに用いられる電波レベルや磁力レベルは、体内のカプセル内視鏡と体外装置との距離に依存して変化するものである。そのため、体内の近接する位置にある小腸と大腸との区別を明確に行なうことは困難である。例えば、カプセル内視鏡が直腸に密接した小腸内に位置する場合にも、電波レベルや磁力レベルから直腸付近にあると判断されてしまうことがある。また、体内のPH値や色などの物理量に基づいて判断を行う場合にも、これらの物理量は個人差や体調によって様々に変化するものであるため、正確にカプセル内視鏡が大腸に位置することを判断することは困難である。

【0007】

そこで、本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、カプセル内視鏡の位置を正確に判別することが可能なカプセル内視鏡およびカプセル内視鏡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】

【0008】

上記の課題を解決するため、本発明により、観察対象の画像信号を生成する撮像部と、撮像部によって生成された画像信号を外部の受信装置に送信する送信部と、カプセル内視鏡の周囲における観察対象の構造を検出する構造検出部と、構造検出部により検出された構造に基づいて、カプセル内視鏡の観察対象内部における位置を判別する位置判別部と、を備えるカプセル内視鏡が提供される。また、本発明のカプセル内視鏡における送信部は、位置判別部によってカプセル内視鏡が大腸に到達したと判断された場合に、その旨を通知する通知信号を送信することを特徴とする。

【0009】

このように、大腸および小腸を明確に区別することができる構造の違いに基づいて、カプセル内視鏡の位置を判別することにより、カプセル内視鏡が大腸に到達したことを正確に判断し通知することが可能となる。

【0010】

また、上記構造検出部は、観察対象の断層画像を取得することにより観察対象の構造を検出するものであっても良い。また、上記位置判別部は、構造検出部によって取得された断層画像における、観察対象の絨毛の有無、または管壁の厚さに基づいて、カプセル内視鏡の位置を判別するものであっても良い。

【0011】

このように、大腸および小腸における明確な相違点である絨毛の有無または管壁の厚さに基づいて、カプセル内視鏡の位置を判別することにより、カプセル内視鏡が大腸に到達したことを正確に判断し通知することが可能となる。

【0012】

また、上記構造検出部は、低コヒーレント光を用いて観察対象の断層画像を取得するOCTユニットからなるものであっても良い。このように構成することにより、観察対象における高分解能の表層画像を取得することができる。

【0013】

また、上記構造検出部は、超音波パルスを用いて観察対象の断層画像を取得する超音波ユニットからなるものであっても良い。このように構成することにより、観察対象における深度の深い断層画像を取得することができる。

【0014】

また、上記位置判別部は、観察対象における絨毛の有無および管壁の厚さの両方に基づいて、カプセル内視鏡の位置を判別するものであっても良い。また、上記構造検出部は、低コヒーレント光を用いて観察対象の断層像を取得するOCTユニット、および超音波パルスを用いて観察対象の断層像を取得する超音波ユニットの両方からなるものであっても良い。このように構成することにより、より高精度にカプセル内視鏡の位置を判別することが可能となる。

【0015】

10

20

30

40

50

また、上記カプセル内視鏡は、カプセル内視鏡が観察対象である管腔の延出方向に対して略平行であるか否かを判断するための平行判断部を更に備える構成としても良い。また、上記構造検出部は、平行判断部によって、カプセル内視鏡が観察対象と平行であると判断された場合に、観察対象の構造を検出するものであっても良い。このように構成することにより、構造検出部において、適切に構造を検出することが可能となる。

【0016】

また、上記構造検出部は、カプセル内視鏡が体内に導入されてから所定の時間が経過した後に、観察対象の構造を検出するものであっても良い。このように構成することにより、適切なタイミングで構造の検出を行うことが可能となり、無駄な電力の消費を防ぐことができる。

【0017】

上記カプセル内視鏡は、カプセル内視鏡を観察対象と平行な状態で固定するための固定手段を更に備える構成としても良い。また、固定手段は、バルーンであっても良い。このように構成することにより、構造検出部において、適切に構造を検出することが可能となる。

【0018】

また、本発明により、上記いずれかの構成を備えるカプセル内視鏡と、カプセル内視鏡から信号を受信する受信装置とからなるカプセル内視鏡システムが提供される。また、受信装置は、カプセル内視鏡から通知信号を受信した場合に、患者にその旨を報知するための報知部を備えることを特徴とする。このように構成することにより、上記の効果に加え、患者に適切なタイミングで排出が近いことを患者に報知することができ、手間をかけることなくかつ衛生的にカプセル内視鏡を回収することが可能となる。

【0019】

また、上記報知部は、通知信号を受信した後に、受信する画像信号のレベルが所定の閾値よりも高くなった場合に、報知を行うものであっても良い。このようにカプセル内視鏡が大腸に到達したとの通知を受信した上で、カプセル内視鏡が直腸付近に到達したか否かを判断することにより、より正確に排出が近いことを患者に報知することができる。

【発明の効果】

【0020】

したがって、本発明のカプセル内視鏡およびカプセル内視鏡システムによれば、カプセル内視鏡が大腸に位置することを正確に判別することができ、患者に適切な排出時期を報知することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の第1の実施形態におけるカプセル内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【図2】本発明のカプセル内視鏡における位置判別処理の流れを示すフローチャートである。

【図3】位置判別処理における平行判断処理の流れを示すフローチャートである。

【図4(a)】平行判断処理において取得される通常画像を示す図である。

【図4(b)】通常画像から抽出された影部分を示す図である。

【図4(c)】影部分における最暗領域を示す図である。

【図4(d)】領域SEの設定を説明するための図である。

【図5】本発明の第1の実施形態におけるOCTユニットの概略構成を示す図である。

【図6】本発明の第1の実施形態における大腸判断処理の流れを示すフローチャートである。

【図7(a)】本発明の第1の実施形態における大腸判断処理において取得される断層画像を示す図である。

【図7(b)】断層画像に対して平滑化処理が行われた画像を示す図である。

【図7(c)】平滑化された画像に対してエッジ抽出が行われた画像を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 7 (d)】最大値 Y_{max} および最小値 Y_{min} の検出を説明するための図である。

【図 8】本発明の受信装置における報知処理の流れを示すフローチャートである。

【図 9】本発明の第 2 の実施形態におけるカプセル内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【図 10】本発明の第 2 の実施形態における超音波ユニットの概略構成を示す図である。

【図 11】本発明の第 2 の実施形態における大腸判断処理の流れを示すフローチャートである。

【図 12 (a)】本発明の第 2 の実施形態における大腸判断処理において取得される断層画像を示す図である。

【図 12 (b)】断層画像に対して平滑化処理が行われた画像を示す図である。

10

【図 12 (c)】平滑化された画像に対してエッジ抽出が行われた画像を示す図である。

【図 12 (d)】エッジ間距離の求め方について説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態について説明する。図 1 は、本発明の第 1 の実施形態におけるカプセル内視鏡システム 1 の概略構成を示す図である。図 1 に示すように、カプセル内視鏡システム 1 は、患者の体内に導入されるカプセル内視鏡 10、および体外に配置され、カプセル内視鏡 10 により撮影された画像の信号を受信する受信装置 20 から構成される。

【0023】

20

カプセル内視鏡 10 は、両端面が半球状で中央部が円筒状の形状を有する外装内に、体内の画像を撮影するための対物光学系 111、複数の光源 112 および撮像部 113、体外の受信装置 20 へ図示しないアンテナを介して画像データを送信するための送信部 114、各部に電力を供給するためのバッテリー 115、ならびに各部を制御するための制御部 120 を備えている。また、本実施形態のカプセル内視鏡 10 は、管腔壁の断層像を得るための OCT ユニット 150、OCT ユニット 150 のための透明な凸型の光学ドーム 105、および OCT ユニット 150 によって取得された断層画像に基づき、カプセル内視鏡 10 の位置を判別するための情報処理部 130 を備えている。

【0024】

また、受信装置 20 は、カプセル内視鏡 10 から定期的送信される画像信号を受信して記憶するために、カプセル内視鏡 10 による撮影中、患者によって常時携帯される装置である。受信装置 20 は、患者の身体表面に分散して取り付けられる複数のアンテナからなるアンテナ部 201、アンテナ部 201 を介してカプセル内視鏡 10 から送信される信号を受信する受信部 202、受信した信号に基づいて画像処理や報知処理等を行う信号処理部 203、信号処理部 203 により処理された画像信号を記憶するメモリ 204、および患者にカプセル内視鏡 10 の排出が近いことを報知する報知部 205 を備えている。

30

【0025】

まず、本実施形態のカプセル内視鏡システム 1 における通常画像の取得の流れについて、各部の詳細な構成とともに説明する。尚、ここでいう通常画像とは、カプセル内視鏡 10 が備える撮像部 113 によって所定の間隔で撮影される画像のことである。カプセル内視鏡システム 1 における通常画像の取得は、カプセル内視鏡 10 が患者によって嚥下され、体内に導入されることにより開始される。

40

【0026】

カプセル内視鏡 10 が、患者の体内に導入されると、制御部 120 による制御の下、バッテリー 115 から光源 112 に駆動電流が供給される。光源 112 は、小型の LED (Light Emitting Diode) からなり、駆動電流の供給を受けて観察対象である管腔壁に向かって照明光を射出する。そして、射出された照明光は、管腔壁によって反射され、複数のレンズからなる対物光学系 111 に入射する。対物光学系 111 に入射した光は、CCD などの固体撮像素子からなる撮像部 113 の撮像面に結像される。そして、撮像部 113 によって、その撮像面上に結ばれた像が RGB の原色毎に光電変換され、電気信号が生成

50

される。

【 0 0 2 7 】

撮像部 1 1 3 によって生成された電気信号は、情報処理部 1 3 0 によって画像信号へと変換され、送信部 1 1 4 へ出力される。送信部 1 1 4 では、入力された画像信号が変調され、図示しないアンテナを介して無線通信によって体外へ送信される。ここで、撮像部 1 1 3 による撮影、および送信部 1 1 4 における画像信号の送信は、制御部 1 2 0 の制御の下、一定の周期（例えば 2 フレーム / 秒）で行われる。

【 0 0 2 8 】

カプセル内視鏡 1 0 の送信部 1 1 4 から送信された画像信号は、アンテナ部 2 0 1 のいずれかのアンテナを介して、受信部 2 0 2 にて受信される。受信部 2 0 2 は、受信した画像信号を復調し、信号処理部 2 0 3 へ出力する。信号処理部 2 0 3 は、受信した画像信号に対して A / D 変換などの処理を行い、メモリ 2 0 4 へ出力する。信号処理部 2 0 3 から出力された画像信号は、メモリ 2 0 4 によって時系列に記憶される。

10

【 0 0 2 9 】

このように、カプセル内視鏡 1 0 が体腔内に導入されてから排出されるまでの間、カプセル内視鏡 1 0 によって所定の間隔で撮影された通常画像は、受信装置 2 0 に送信され、メモリ 2 0 4 に記憶される。そして、カプセル内視鏡 1 0 による撮影の終了後、受信装置 2 0 のメモリ 2 0 4 によって記憶された画像は、図示しない画像処理装置によって読み出され、所定の画像処理が行われた上でモニタ等に表示される。これにより、診断者が患者の体腔内の状態を観察することができる。

20

【 0 0 3 0 】

また、本実施形態のカプセル内視鏡システム 1 は、患者の体内に導入されたカプセル内視鏡 1 0 が直腸付近に到達したことを検知し、患者に対してカプセル内視鏡 1 0 の排出が近いことを報知する構成を備えている。この構成について、図 2 ~ 図 8 を参照して説明する。

【 0 0 3 1 】

まず、図 2 は、カプセル内視鏡 1 0 における位置判別処理を示すフローチャートである。位置判別処理は、上述の通常画像の撮影および送信と並行して行われる処理であり、カプセル内視鏡 1 0 の制御部 1 2 0 による制御の下、情報処理部 1 3 0 によって実行される。また、位置判別処理は、カプセル内視鏡 1 0 の位置を判別するための処理であり、さらに詳しくは、カプセル内視鏡 1 0 が、大腸に到達したか否かを判別するための処理である。本実施形態では、カプセル内視鏡 1 0 が体腔内に導入されてから所定の時間が経過したときに、位置判別処理が開始される。この場合の所定の時間とは、一般的にカプセル内視鏡 1 0 が嚥下されてから大腸に到達するまでにかかる時間（例えば約 8 時間）であり、カプセル内視鏡 1 0 が備える図示しないタイマーによってカウントされる。このように構成することにより、効率よく位置判別処理を行うことができ、無駄に電力を消費することを防ぐことができる。

30

【 0 0 3 2 】

図 2 に示されるように、位置判別処理が開始されると、まず、カプセル内視鏡 1 0 が管腔壁に対して平行であるか否かを判断する平行判断処理が行われる（S 1）。具体的には、カプセル内視鏡 1 0 における通常撮影に用いられる対物光学系 1 1 1 の光軸と管腔壁とが平行になっているか、すなわち、カプセル内視鏡 1 0 の円筒部分の長尺方向に配置される OCT ユニット 1 5 0 の観察面が、管腔壁と平行になっているかが判断される。この平行判断処理は、後述する OCT ユニット 1 5 0 による断層画像の取得を適切に行うための処理である。

40

【 0 0 3 3 】

平行判断処理について、図 3 および図 4 を参照して説明する。図 3 は、平行判断処理の流れを示すフローチャートであり、図 4 は、平行判断処理における画像処理を説明するための図である。平行判断処理では、まず、図 4（a）に示されるような通常画像の取得が行われる（S 1 1）。ここでいう通常画像とは、撮像部 1 1 3 によって定期的に撮影され

50

るRGB画像のことである。次に、取得した通常画像に含まれる輝度値に基づいて、影部分が抽出される(S12)。ここでは、所定のレベル以下の輝度値を有する領域が影部分として抽出される。図4(b)は、図4(a)の画像から抽出された影部分を示す図である。

【0034】

続いて、抽出された影部分から、最も暗い領域(最暗領域)が抽出される(S13)。ここでは、まずS12にて抽出された影部分が、さらに数段階の輝度レベルに分類される。そして、図4(c)に示されるように、その中で最も輝度値の低い領域が最暗領域として抽出される。続いて、S13にて抽出された最暗領域が、設定領域SE内にあるか否かが判断される(S14)。設定領域SEは、術者によって予め設定される領域である。本実施形態では、カプセル内視鏡10が管腔の中心に位置する場合に、管腔壁と平行になることを考慮して、図4(d)に示されるように、画像の中心付近における矩形の領域を設定領域SEとする。この設定領域SEは任意に変更可能であり、患者の体格等によって大きさや位置を適宜設定することができる。

【0035】

そして、S13にて抽出された最暗領域が、設定領域SE内にある場合(S14:Yes)、カプセル内視鏡10は管腔壁に対して平行であると判断される(S15)。一方、最暗領域が設定領域SE内でない場合(S14:No)、カプセル内視鏡10は管腔壁に対して平行でないと判断される(S16)。このとき、抽出された最暗領域の全てが設定領域SE内に含まれる必要はなく、最暗領域の一部が設定領域SE内にある場合に、設定領域SE内にあると判断することができる。そして、S15またはS16にてカプセル内視鏡10が平行か否かの判断がなされると、平行判断処理が終了し、位置判別処理へと戻る。

【0036】

図2に戻って、続くS2では、平行判断処理においてカプセル内視鏡10が管腔壁に対して平行であると判断されたか否かが判断される。ここで、平行であると判断された場合には(S2:Yes)、S3の処理へ進む。一方、平行でないと判断された場合には(S2:No)、再度S1の処理へと戻る。そして、平行判断処理にて平行であると判断されるまで、S1およびS2の処理が繰り返される。

【0037】

続いて、S3では、制御部120の制御の下、OCTユニット150が起動される。図5は、本実施形態におけるOCTユニット150の概略構成を示す図である。OCTユニット150は、低コヒーレント光を用いて、観察対象の断層画像、特に表層付近における高解像度の断層画像を取得するためのものである。図5に示されるように、OCTユニット150は、光学系151、フォトカプラ152、光源153、参照鏡154、検出部155、A/D変換部156、およびタイミングコントローラ157から構成される。

【0038】

OCTユニット150が起動されると、まず、制御部120による制御の下、タイミングコントローラ157によって光源153が駆動される。光源153は、SLD(Super Luminescent Diode)からなり、タイミングコントローラ157によって駆動されることにより、低コヒーレント光を放射する。光源153から放射された低コヒーレント光は、フォトカプラ152に入射する。フォトカプラ152は、入射する低コヒーレント光を、光学系151へ向かう光と参照鏡154へ向かう光とに分岐する。フォトカプラ152の分岐比は、例えば光学系151に向かう光の量を入射光量の約50%、参照鏡154に向かう光の量を入射光量の約50%に設定することができる。また、上記分岐比は、検出部155が受光する光量が、管腔壁の断層画像が鮮明に取得できる範囲に入るように、任意の値に変更することも可能である。

【0039】

フォトカプラ152で分岐されて光学系151に入射した光は、光学系151によって管腔壁に集光される。そして、管腔壁で反射した光は、再び光学系151に入射し、フォ

10

20

30

40

50

トカブラ 152 に導かれる。一方、フォトカブラ 152 で分岐されて参照鏡 154 へと向かった光は、参照鏡 154 の反射面によって反射され、フォトカブラ 152 に導かれる。

【0040】

管腔壁からの反射光および参照鏡 154 からの反射光は、フォトカブラ 152 を介して合流した後、検出部 155 により受光される。そして、検出部 155 では、二種類の反射光から検出した干渉パターンに対応する信号が生成される。検出部 155 で生成された信号は、A/D変換部 156 へ出力される。そして、A/D変換部 156 によってA/D変換され、情報処理部 130 へと送られる。情報処理部 130 では、受信した干渉パターンに対応する信号に対して周知の画像処理が施され、管腔壁に関する断層画像が生成される。

【0041】

図2に戻って、S3にてOCTユニット150が起動されると、続いてOCTユニット150によって取得される断層画像に基づいて、カプセル内視鏡10が大腸に到達したか否かを判断するための大腸判断処理が行われる(S4)。大腸判断処理について、図6および図7を参照して説明する。図6は、大腸判断処理の流れを示すフローチャートであり、図7は、大腸判断処理における画像処理を説明するための図である。大腸判断処理では、まず、OCTユニット150による断層画像が取得される(S41)。ここで、OCTユニット150によって取得される断層画像の例を図7(a)に示す。尚、図7(a)~図7(d)において、紙面上左側に示される画像Sは、小腸の断層画像の例を示す図であり、紙面上右側に示される画像Lは、大腸の断層画像の例を示す図である。

【0042】

続いて、取得された断層画像に対して、平滑化処理が行われる(S42)。平滑化処理では、平滑化フィルタなどによって画像におけるノイズ成分が除去され、図7(b)に示されるような画像とされる。続いて、平滑化された画像に対して、エッジの抽出が行われる(S43)。これにより、図7(c)に示すように、管腔壁の表層構造が抽出される。続いて、抽出されたエッジがX-Y座標に当てはめられる。そして、図7(d)に示すように、Y座標における最大値 Y_{max} および最小値 Y_{min} がそれぞれ検出される。そして、検出された Y_{max} 値および Y_{min} 値の差 Y_d が算出される(S44)。ここで算出される差 Y_d は、管腔壁の表面における凹凸の度合いを示す値である。

【0043】

続くS45にて、算出された Y_d の値が閾値よりも小さいか否かが判断される(S45)。この場合の閾値は、一般的小腸における絨毛の高さである0.4mm~1mmの内、最大値である1mmに設定される。そして、 Y_d の値が閾値より小さい場合(S45:Yes)、カプセル内視鏡10は、大腸に到達したと判断される(S46)。一方、 Y_d の値が閾値以上である場合(S45:No)、カプセル内視鏡10は、未だ小腸に位置すると判断される(S47)。このように、OCTユニット150によって管腔壁の表層構造を検出し、該表層構造から小腸特有の構造である絨毛の有無を検出することにより、カプセル内視鏡10が小腸および大腸のいずれに位置するかを明確に判別することができる。S46またはS47にてカプセル内視鏡が大腸にあるか否かの判断がなされると、大腸判断処理が終了し、位置判別処理へと戻る。

【0044】

図2に戻って、続くS5では、大腸判断処理によってカプセル内視鏡10が大腸に到達したと判断されたか否かが判断される。そして、カプセル内視鏡10が大腸に到達したと判断された場合(S5:Yes)、S6の処理へと進む。一方、カプセル内視鏡10が大腸に到達していないと判断された場合(S5:No)、S1の処理へ戻り、カプセル内視鏡10が大腸に到達したと判断されるまで、S1からS5の処理が繰り返される。

【0045】

続くS6では、カプセル内視鏡10が大腸に到達したことを通知するための通知信号が生成され、送信部114から受信装置20へと送信される。これにより、カプセル内視鏡10における位置判別処理が終了する。尚、位置判別処理における平行判断処理および大腸判断処理は、所定の回数繰り返し行う構成とすることもできる。そして、各判断処理に

10

20

30

40

50

において所定の回数以上、平行である／大腸であると判断された場合のみ、次の処理へと進むことにより、カプセル内視鏡 10 における位置判別の精度を向上させることができる。

【0046】

続いて、受信装置 20 における報知処理について説明する。受信装置 20 における報知処理は、カプセル内視鏡 10 から送信される画像信号の受信および記憶処理と並行して、信号処理部 203 によって実行される。図 8 は、受信装置 20 における報知処理の流れを示すフローチャートである。受信装置 20 では、まず、カプセル内視鏡 10 から、カプセル内視鏡が大腸に到達したことを通知する通知信号を受信したか否かが判断される (S201)。そして、カプセル内視鏡 10 から通知信号を受信していない場合 (S201: No) は、通知信号を受信するまで、通常画像の受信／記憶処理を行う。一方、カプセル内視鏡 10 から通知信号を受信した場合は (S201: Yes)、S202 の処理へ進む。

10

【0047】

S202 では、通知信号受信後に受信する画像信号のレベルが、閾値より大きいかが判断される。ここで、受信装置 20 は、患者によって予め直腸付近に装着されている。そのため、受信装置 20 が受信する画像信号のレベルにより、カプセル内視鏡 10 が直腸付近に到達したか否かを判別することができる。そして、受信する画像信号のレベルが閾値以下である場合 (S202: No)、カプセル内視鏡 10 は、いまだ直腸付近には到達していないと判断し、画像信号のレベルが閾値より大きくなるまで、通常画像の受信／記憶処理が行われる。

20

【0048】

一方、受信した画像信号のレベルが、閾値よりも大きい場合 (S202: Yes)、カプセル内視鏡 10 が、直腸付近に到達したと判断される (S203)。そして、信号処理部 203 より、報知部 205 へ患者に対して報知を行うよう指示がなされる。報知部 205 は、信号処理部 203 からの指示を受け、報知音を発生させることにより、次の排泄時にカプセル内視鏡 10 が排出される可能性が高いことを患者に報知する。また、報知部 205 では、報知音を発生する以外にも、受信装置 20 が備える発光部 (不図示) を発光させたり、表示部 (不図示) にカプセル内視鏡 10 の排出が近い旨のメッセージを表示させるなど、様々な方法で患者に報知することができる。

【0049】

上述のように、本実施形態では OCT ユニット 150 によって取得された断層画像から、管壁表層における凹凸 (絨毛) の有無を検出し、カプセル内視鏡 10 が大腸に到達したか否かを判断する。このように、大腸と小腸との明確な相違点である絨毛の有無に基づいて位置を判別することにより、カプセル内視鏡 10 が大腸に到達したことを正確に判断することができる。さらに、カプセル内視鏡 10 が大腸に到達したと判断した上で、受信装置 20 によって受信する画像信号のレベル強度に基づいて、カプセル内視鏡 10 が直腸付近に到達したか否かが判断される。これにより、より正確に排出が近いことを患者に報知することができ、手間をかけることなく容易にカプセル内視鏡 10 を回収することが可能となる。

30

【0050】

続いて、本発明の第 2 の実施形態について説明する。図 9 は、本発明の第 2 の実施形態におけるカプセル内視鏡システム 1a の概略構成を示す図である。図 9 に示されるように、本実施形態においては、カプセル内視鏡 10a が第 1 の実施形態における OCT ユニット 150 に替えて、超音波ユニット 160 を備える点において第 1 の実施形態と相違する。カプセル内視鏡システム 1a におけるその他の構成については、第 1 の実施形態と同様であるため、第 1 の実施形態と同様の番号を付し、以降の説明も省略する。

40

【0051】

図 10 は、超音波ユニット 160 の概略構成を示す図である。超音波ユニット 160 は、超音波パルスを用いて、観察対象の断層画像、特に深度の深い断層画像を取得するためのものである。図 10 に示すように超音波ユニット 160 は、超音波送受信部 161、パルサ 162、タイミングコントローラ 163、レシーバ 164、および A/D 変換部 16

50

5 から構成される。超音波ユニット 160 が起動されると、まず、制御部 120 の制御の下、タイミングコントローラ 163 からパルサ 162 へ駆動信号が供給される。パルサ 162 は、タイミングコントローラ 163 からの駆動信号に基づいて、超音波送受信部 161 に超音波パルスが発生させるための励起パルスを出力する。パルサ 162 からの励起パルスを受信した超音波送受信部 161 は、管腔壁に向かって超音波パルスを照射する。

【0052】

超音波パルスの照射後、管腔壁からのエコー信号が超音波送受信部 161 で受信される。超音波送受信部 161 は、受信したエコー信号をレシーバ 164 へ出力する。レシーバ 164 は、超音波送受信部 161 から出力されたエコー信号を増幅し、A/D変換部 165 へ出力する。A/D変換部 165 は、レシーバ 164 からのエコー信号に対して A/D 変換を行ない、情報処理部 130 へ出力する。情報処理部 130 では、受信したエコー信号に対して、周知の画像処理が施され断層画像が生成される。

【0053】

本実施形態のカプセル内視鏡システム 1a では、第 1 の実施形態と同様に、カプセル内視鏡 10a における位置判別処理および受信装置 20 における報知処理が行われる。ここで、本実施形態では、位置判別処理における大腸判断処理が超音波ユニット 160 によって取得される断層画像を用いる点において第 1 の実施形態と相違し、その他の処理については第 1 の実施形態と同様である。

【0054】

図 11 および図 12 を参照して、本実施形態における大腸判断処理について説明する。図 11 は、大腸判断処理の流れを示すフローチャートであり、図 12 は、大腸判断処理における画像処理を説明するための図である。本実施形態における大腸判断処理では、まず、超音波ユニット 160 による断層画像が取得される (S401)。ここで、取得される断層画像の例を図 12 (a) に示す。

【0055】

続いて、取得された断層画像に対して、平滑化処理が行われる (S402)。平滑化処理では、平滑化フィルタなどによって画像におけるノイズ成分が除去され、図 12 (b) に示されるような画像とされる。続いて、平滑化された画像に対して、エッジの抽出が行われる (S403)。これにより、図 12 (c) に示すように、管腔壁の断層構造が抽出される。続いて、抽出された断層構造から、管腔壁の厚さ (管壁厚) Dp が算出される (S404)。具体的には、まず、最小二乗法によって抽出されたエッジ部が滑らかにされる。そして、図 12 (d) に示すように、エッジ部分に複数の法線が引かれ、エッジ間の距離 $Dp_1 \sim Dp_3$ が求められる。そして、求められた $Dp_1 \sim Dp_3$ の平均値が断層画像における管壁厚 Dp とされる。本実施形態では、図 12 (d) に示すように、3 本の法線を引いて、3 つの値 $Dp_1 \sim Dp_3$ から Dp を算出している。ここで、3 本以上の法線を引いて、3 つ以上の値から Dp を算出する構成としても良い。一般に、引く法線の数を増やせば増やすほど、より正確な管壁厚 Dp を求めることができる。

【0056】

続いて、算出された管壁厚 Dp が閾値よりも小さいか否かが判断される (S415)。ここで、一般的に大腸の管腔壁は小腸の管腔壁よりも薄い構造となっている、そのため、この場合の閾値は、一般的な小腸の管壁厚である 5 mm よりも小さい値 (例えば 3 mm) が設定される。そして、管壁厚 Dp が閾値よりも小さい場合 (S415: Yes)、カプセル内視鏡 10 は、大腸に位置すると判断される (S416)。一方、管壁厚 Dp が閾値以上である場合 (S415: No)、カプセル内視鏡 10 は、未だ小腸に位置すると判断される (S417)。このように、超音波ユニット 160 によって管腔壁の断層構造を検出し、該断層構造から管腔壁の厚さを検出することにより、カプセル内視鏡 10 が小腸および大腸のいずれに位置するかを明確に判別することができる。S416 または S417 にてカプセル内視鏡が大腸にあるか否かの判断がなされると、大腸判断処理が終了し、位置判別手段へと戻る。尚、本実施形態においても、位置判別処理における大腸判断処理を所定の回数繰り返し行い、所定の回数以上大腸であると判断された場合のみ、次の処理へ

と進む構成としても良い。

【0057】

その後は、第1の実施形態と同様に、大腸判断処理における判断結果に基づいて、カプセル内視鏡10aから受信装置20へ通知信号が送信される。そして、受信装置20において画像信号のレベルに基づいた報知処理が行われる。そして、受信装置20によって、カプセル内視鏡10aが直腸付近に到達したと判断されると、報知部205によって報知音を発生させることなどにより、次の排泄時にカプセル内視鏡10が排出される可能性が高いことを患者に報知する。

【0058】

上述のように、本実施形態では超音波ユニット160によって取得された断層画像から、管腔壁の厚さを検出し、カプセル内視鏡10aが大腸に到達したか否かを判断する。このように、大腸と小腸との明確な相違点である管腔壁の厚みの違いに基づいてカプセル内視鏡10aの位置を判別することにより、カプセル内視鏡10aが大腸に到達したことを正確に判断することができる。そして、第1の実施形態と同様に、カプセル内視鏡10aが大腸に到達したと判断した上で、受信装置20によって受信する画像信号のレベル強度に基づいて、カプセル内視鏡10aが直腸付近に到達したか否かが判断される。これにより、より精確に排出が近いことを患者に報知することができ、手間をかけることなく容易にカプセル内視鏡10aを回収することが可能となる。

【0059】

以上が本発明の実施形態であるが、本発明はこの実施形態に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば、上記実施形態においては、カプセル内視鏡がOCTユニットまたは超音波ユニットのいずれかを備える構成となっていたが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、カプセル内視鏡がOCTユニットおよび超音波ユニットの両方を備える構成としても良い。このように構成し、管腔壁における絨毛の有無および、管壁の厚みの両方に基づいて大腸の判断を行うことにより、よりカプセル内視鏡の位置判別の精度をさらに向上させることができる。

【0060】

また、上記実施形態では、平行判断処理において、通常画像の影部分からカプセル内視鏡が管腔壁に対して平行であるかの判断を行っていたが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、このような平行判断処理を行う代わりに、カプセル内視鏡に、自身を管腔壁と平行に固定するための固定手段を備える構成としても良い。具体的には、カプセル内視鏡に伸縮自在のバルーンを備え、所定の時間経過後に、バルーンを膨らませることによって、カプセル内視鏡を管腔の中央で固定させるようにしても良い。これにより、カプセル内視鏡を管腔壁と平行に位置させることが可能となるため、この状態において大腸判断処理を行うことができる。そして、このように構成することにより、適切に断層画像を取得することが可能となり、大腸判断処理における精度をより向上させることが可能となる。

【0061】

また、上記実施形態では、カプセル内視鏡の情報処理部によって、OCTユニットまたは超音波ユニットで取得された断層画像に基づいたカプセル内視鏡の位置判別がなされる構成となっているが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、カプセル内視鏡から、通常画像信号とともに断層画像信号を受信装置へ送信し、受信装置によって受信した断層画像信号に基づいて、カプセル内視鏡の位置を判別する構成としても良い。このように構成することにより、カプセル内視鏡における処理を軽減することができ、消費電力を抑えることが可能となる。

【符号の説明】

【0062】

- 1 カプセル内視鏡システム
- 10 カプセル内視鏡
- 20 受信装置

10

20

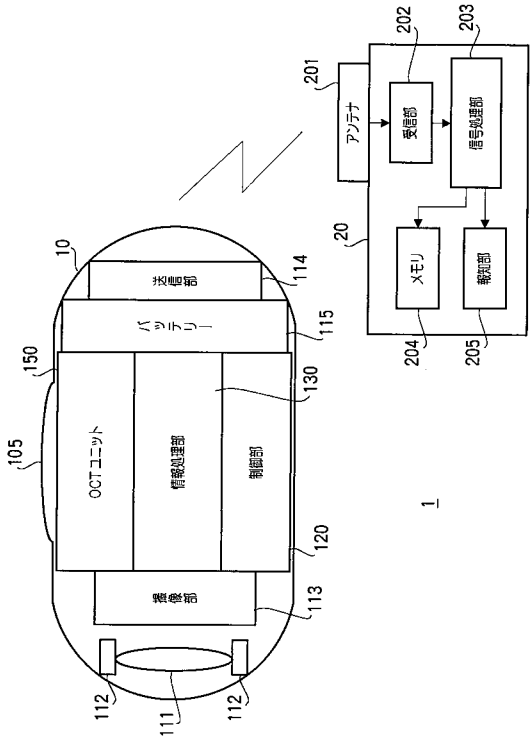
30

40

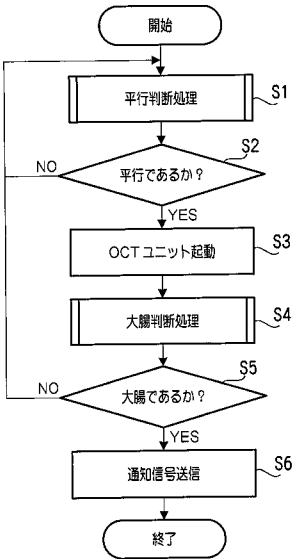
50

- 1 3 0 情報処理部
- 1 5 0 OCTユニット
- 1 6 0 超音波ユニット
- 2 0 3 信号処理部
- 2 0 5 報知部

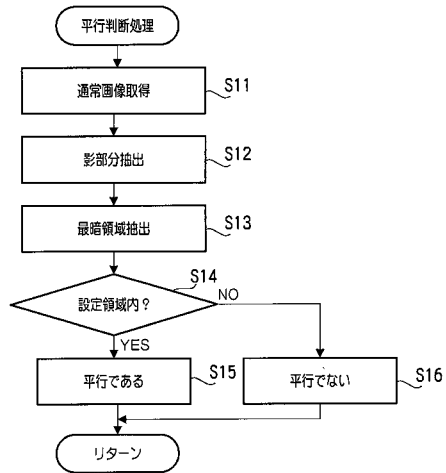
【 図 1 】



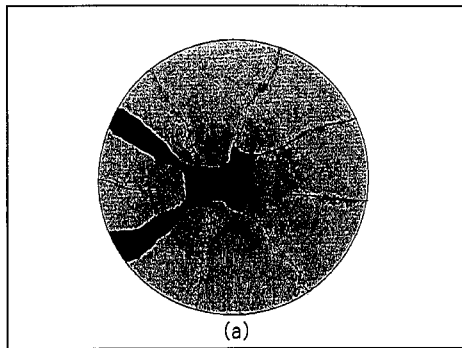
【 図 2 】



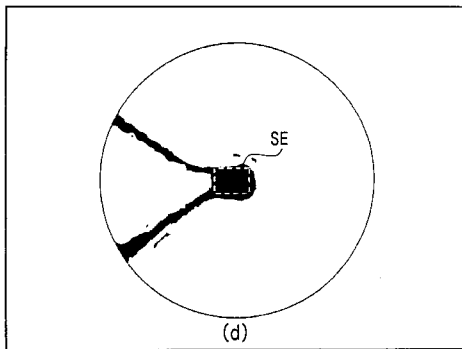
【図 3】



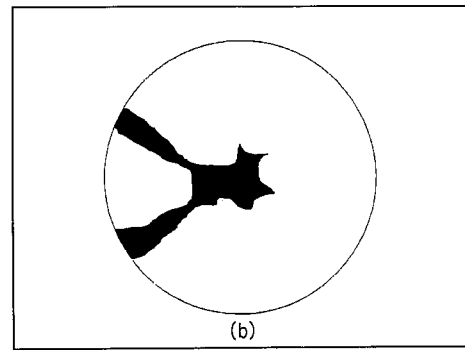
【図 4 (a)】



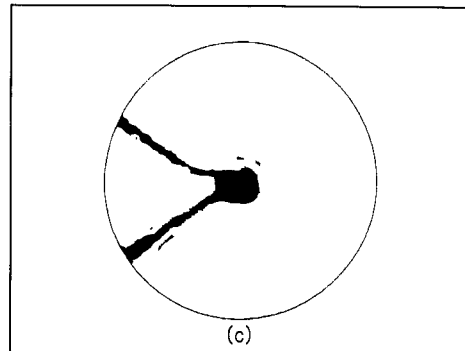
【図 4 (d)】



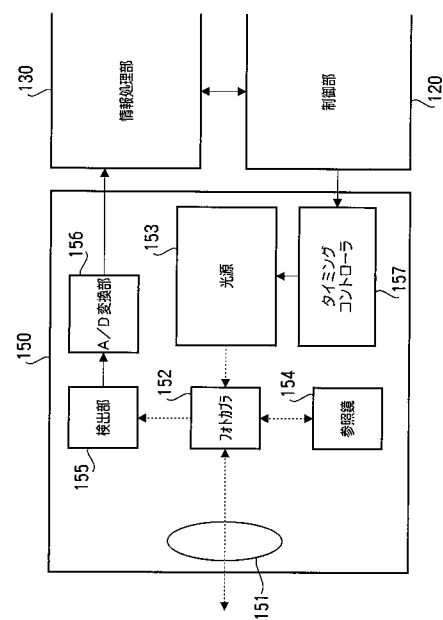
【図 4 (b)】



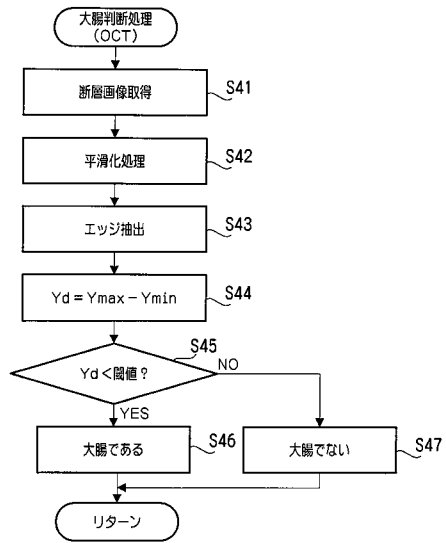
【図 4 (c)】



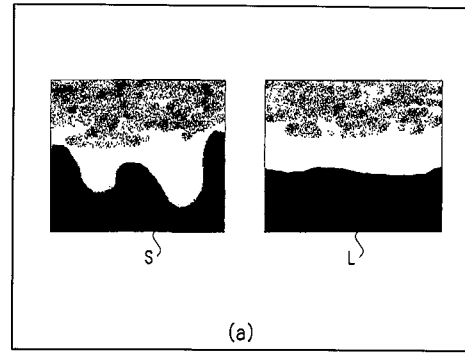
【図 5】



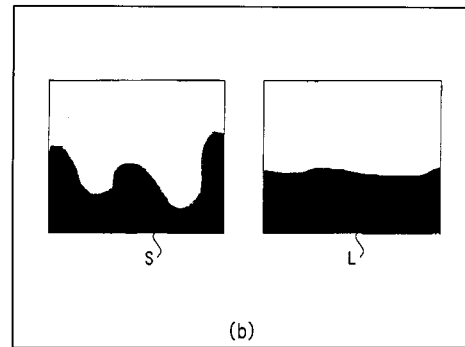
【図 6】



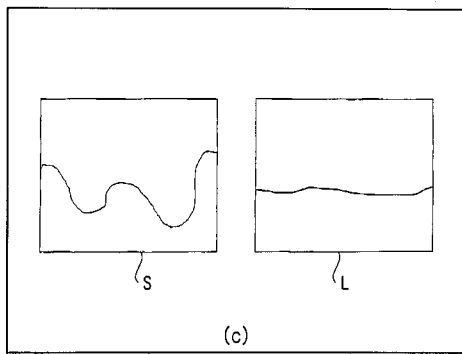
【図 7 (a)】



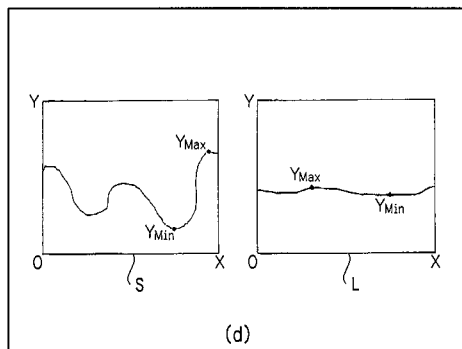
【図 7 (b)】



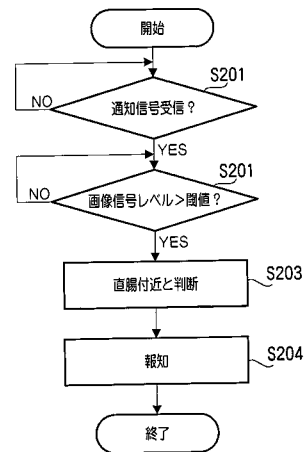
【図 7 (c)】



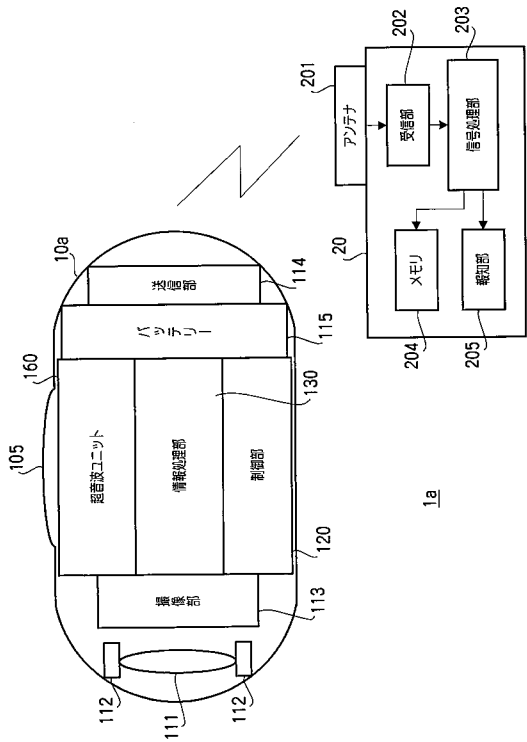
【図 7 (d)】



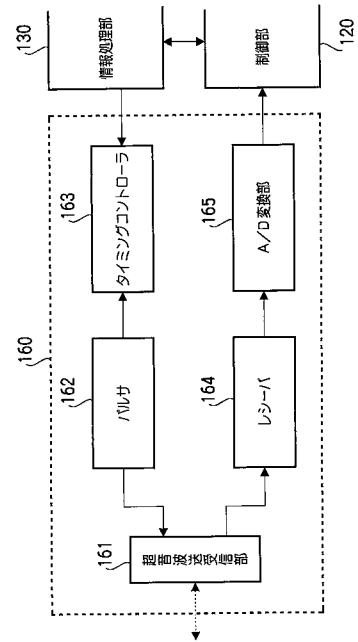
【図 8】



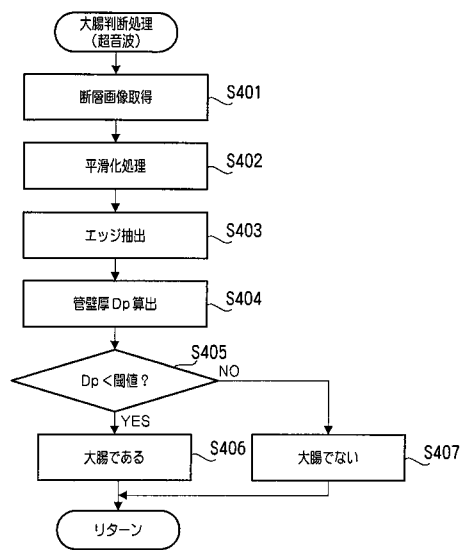
【 図 9 】



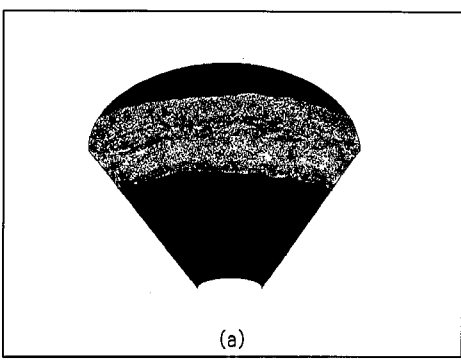
【 図 1 0 】



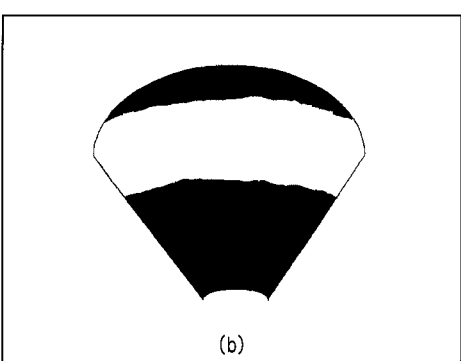
【 図 1 1 】



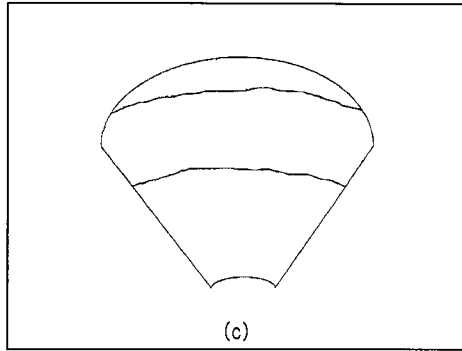
【 図 1 2 (a) 】



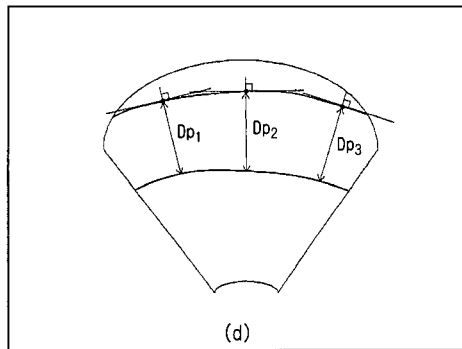
【 図 1 2 (b) 】



【図 12 (c)】



【図 12 (d)】



フロントページの続き

(72)発明者 横山 裕子

東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 HOYA株式会社内

Fターム(参考) 4C038 CC07

4C061 AA03 AA04 BB08 CC06 HH51 JJ17 NN05 SS21 WW15 WW16

专利名称(译)	胶囊内窥镜和胶囊内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2011000203A	公开(公告)日	2011-01-06
申请号	JP2009143789	申请日	2009-06-17
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	池田友輝 池谷浩平 横山裕子		
发明人	池田 友輝 池谷 浩平 横山 裕子		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.300.D A61B1/00.300.F A61B5/07 A61B1/04.370 A61B1/00.C A61B1/00.526 A61B1/00.530 A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/04		
F-TERM分类号	4C038/CC07 4C061/AA03 4C061/AA04 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/NN05 4C061/SS21 4C061/WW15 4C061/WW16 4C161/AA03 4C161/AA04 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF15 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/WW15 4C161/WW16		
代理人(译)	荒木义行		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是提供一种胶囊内窥镜和胶囊内窥镜系统，其能够准确地确定胶囊内窥镜的位置。检测产生观察对象的图像信号的成像单元，将由成像单元产生的图像信号发送到外部接收装置的发送单元，以及胶囊内窥镜周围的观察对象的结构。提供一种胶囊型内窥镜，其包括结构检测单元和位置确定单元，该位置确定单元基于由结构检测单元检测到的结构来确定胶囊型内窥镜在观察对象内部的位置。另外，本发明的胶囊型内窥镜的发送部的特征在于，在位置确定部判定为胶囊型内窥镜到达大肠的情况下，通过发送通知信号来实现。[选型图]图1

