

(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2009-56205

(P2009-56205A)

(43) 公開日 平成21年3月19日(2009.3.19)

(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
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	
	A 6 1 B 1/04 3 7 0	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2007-227602 (P2007-227602)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成19年9月3日 (2007.9.3)		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	100090169
			弁理士 松浦 孝
		(74) 代理人	100124497
			弁理士 小倉 洋樹
		(74) 代理人	100127306
			弁理士 野中 剛
		(74) 代理人	100129746
			弁理士 虎山 滋郎
		(74) 代理人	100132045
			弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

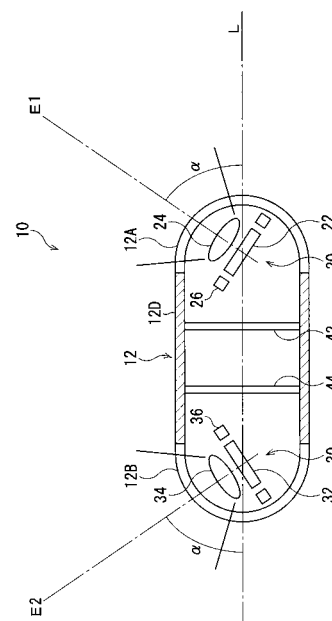
(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡および小型診断機器

(57) 【要約】

【課題】診断に適した一体的広範囲の撮影画像を得る。

【解決手段】カプセル型内視鏡システムにおいて、カプセル状容器12の両端にある撮影窓12A、12Bの側に、それぞれ第1の撮像系20、第2の撮像系30を設ける。そして、第1の撮像系に設けられた結像光学系24の光軸E1、および第2の撮像系30に設けられた結像光学系34の光軸E2を、容器12の中心軸Lに対してそれぞれ角度 α だけ傾斜させ、それに合わせて撮像素子22、32を配置する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

長手方向に沿って相対する両端部に撮影用の窓を設けたカプセル状容器と、
第 1 の結像光学系および第 1 の撮像素子を有し、一方の端部の窓を通して被写体を捉える第 1 の撮像素と、
第 2 の結像光学系および第 2 の撮像素子を有し、他方の端部の窓を通して被写体を捉える第 2 の撮像素とを備え、
前記第 1 の撮像素及び前記第 2 の撮像素の視野範囲が重なるように、前記第 1 の結像光学系の第 1 の光軸および前記第 2 の結像光学系の第 2 の光軸が、前記容器の長手方向に対してそれぞれ所定の角度傾いていることを特徴とするカプセル型内視鏡。

10

【請求項 2】

前記容器の長手方向に沿った中心線から視野範囲の交差する位置までの距離が、器官内部の半径に相応する所定距離より短くなるように、前記第 1 の光軸および前記第 2 の光軸が傾斜していることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 3】

前記第 1 の光軸および前記第 2 の光軸の前記容器の長手方向に対する傾きが、同じであることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 4】

請求項 1 に記載されたカプセル型内視鏡によって得られる撮影画像を処理する内視鏡システムであって、

20

前記第 1 の撮像素子から所定のフレームレートで得られる第 1 の一連の画像と、前記第 2 の撮像素子から所定のフレームレートで得られる第 2 の一連の画像とに対し、それぞれ前後の画像変化量を比較する比較手段と、

画像変化量が相対的に大きい一連の画像に対し、フレームレートを相対的に上げるフレームレート調整手段と
を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 1 の一連の画像および前記第 2 の一連の画像の記録データ総和量が一定であることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

30

長手方向に沿って相対する両端部に撮影用の窓を設けた容器と、
一方の端部の窓を通して被写体を捉える第 1 の撮像素と、
他方の端部の窓を通して被写体を捉える第 2 の撮像素とを備え、
前記第 1 の撮像素及び前記第 2 の撮像素の視野範囲が重なるように構成されていることを特徴とする小型診断機器。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、カプセル型内視鏡、あるいは、カプセル型内視鏡を含めた、器官、配管等を内部電源によって進行しながら内部を撮影可能な小型診断機器に関し、特に、器官内部を複数の方向から観察する撮影システムに関する。

40

【背景技術】**【0002】**

カプセル型内視鏡は、光源部、撮像素を備え、嚥下によって消化器官に送られると、小腸内壁など体腔内部の画像を捉え、体外の受信機へ映像信号を送信する。器官内部の広範囲な画像を得るため、例えば、複数の撮像素がカプセル内部に配置される（特許文献 1 参照）。特に、カプセル型内視鏡の進行方向およびその逆方向を同時に撮影する場合、カプセル状容器の長手方向に沿った両端部にそれぞれ撮像素が配置される。両端部の撮像素から得られる 2 つの画像を同時に表示することで、様々な方向から病変部が観察可能になる。

50

【特許文献 1】特表 2 0 0 5 - 5 0 3 1 8 2 号公報 (図 4)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 3 】

容器の両端部に撮像系を備えたカプセル型内視鏡の場合、2つの撮像系は正反対の方向を向くように配置されているため、得られる2つの撮影画像は、全く別の方向から捉えられた画像になる。したがって、2つの画像を同時表示した場合、観察者にとって連続的な繋がりを感じられない。すなわち、2つの画像が連続した広範囲な一体的画像として視認されない。このことは、撮影画像を観察する医師に対して関連性のない2つの画像を同時に見ながら病変部を発見することを要求し、診断が困難になる。

10

【 0 0 0 4 】

また、2つの撮影画像を得るために記録される画像データのデータ量が膨大になるが、病変部の有無に関係なく2つの画像を記録し続けると、診断に必要なない無駄な画像データを大量に記録することになってしまう。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 5 】

本発明のカプセル型内視鏡は、長手方向に沿って相対する両端部に撮影用の窓を設けたカプセル状容器によって構成される内視鏡であって、第1の結像光学系および第1の撮像素子を有し、一方の端部の窓を通して被写体を捉える第1の撮像系と、第2の結像光学系および第2の撮像素子を有し、他方の端部の窓を通して被写体を捉える第2の撮像系とを備える。第1の撮像系、第2の撮像系は、両方の窓から撮影可能であれば任意の構成でよいが、例えば、カプセル状容器の対称線となる軸に沿って配置され、また、第1の結像光学系の光軸(第1の光軸という)と、第2の結像光学系の光軸(第2の光軸という)が同一平面上に規定される。第1、第2の撮像系による2つの観察画像は、例えば表示システムにおいて、同じ画面に並べられて同時に表示される。

20

【 0 0 0 6 】

本発明では、第1の撮像系及び第2の撮像系の視野範囲が重なるように、第1の結像光学系の第1の光軸および第2の結像光学系の第2の光軸が、容器の長手方向に対してそれぞれ所定角度傾いていることを特徴とする。傾斜角度は、それぞれ0より大きく、90°より小さい範囲で定められる。カプセル型内視鏡が長手方向に沿って進む場合、2つの撮像系によって得られる進行方向の画像とその逆方向の画像には、器官内壁で撮影範囲が重なる、あるいは撮影範囲がより近い部分が存在する。そのため2つの画像が一体的な繋がりのある広域画像として視認され、病変部の像がカプセル型内視鏡の進行に合わせて進行方向側の画像から逆方向側の画像へ移動しても、一連の流れの中で連続的に確認される。

30

【 0 0 0 7 】

進行方向側および逆方向側の画像において撮影範囲が重なった部分があれば、より一体的な広域画像として捉えやすい。したがって、容器の長手方向に沿った中心線から視野範囲の交差する位置までの距離が、器官内部の半径に相応する所定距離より短くなるように、第1の光軸および第2の光軸が傾斜しているのが望ましい。一方、撮影画像の関連性を強化するため、2つの画像が対称的であるのがよい。そのため、第1の光軸および第2の光軸の容器の長手方向に対する傾きが、同じであるのが望ましい。この場合、2つの観察画像の繋がりが一方向に沿って自然に感じられる。

40

【 0 0 0 8 】

さらに本発明の内視鏡システムは、カプセル型内視鏡によって得られる撮影画像を処理するシステムであって、第1の撮像素子から所定のフレームレートで得られる第1の一連の画像と、第2の撮像素子から所定のフレームレートで得られる第2の一連の画像とに対し、それぞれ前後の画像変化量を比較する比較手段と、画像変化量が相対的に大きい一連の画像に対し、フレームレートを相対的に上げるフレームレート調整手段とを備える。ここで、フレームレートは、画像信号の読み出し間隔を示す。また、画像変化量として例えば差分をとればよい。このような構成は、コンピュータなどの診断システム、あるいは、

50

カプセル型内視鏡もしくはレシーバに設ければよい。記録する画像データ量を増加させないため、第１の一連の画像と、第２の一連の画像の記録されるデータ総和量を一定として、それに合わせてフレームレートの割合を変更すればよい。

【０００９】

本発明の他の態様である小型診断機器は、長手方向に沿って相対する両端部に撮影用の窓を設けた容器と、一方の端部の窓を通して被写体を捉える第１の撮像素子と、他方の端部の窓を通して被写体を捉える第２の撮像素子とを備え、第１の撮像素子及び第２の撮像素子の視野範囲が重なるように構成されていることを特徴とする。

【発明の効果】

【００１０】

10

本発明によれば、診断に適した一体的広範囲の撮影画像を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１１】

以下では、図面を参照して本発明の実施形態について説明する。

【００１２】

図１は、本実施形態であるカプセル型内視鏡の概略的な内部構成を示した図である。

【００１３】

カプセル型内視鏡１０は、外殻となるカプセル状容器１２を備え、筒状の容器本体１２Ｄの両端に、半球状（ドーム状）の透明な撮影窓１２Ａ、１２Ｂが取り付けられている。容器１２の内部には、撮影窓１２Ａの側（前方）に第１の撮像素子２０、撮影窓１２Ｂの側（後方）に第２の撮像素子３０が設けられ、ともに容器１２の長手方向に沿った中心軸Ｌに沿って配置されている。カプセル状容器は、中心軸Ｌに対して対称性をもつ。

20

【００１４】

第１の撮像素子２０は、撮像素子２２、結像光学系２４を備え、撮像素子２２の周囲には複数のＬＥＤ２６が所定間隔で配置されている。撮像素子２２の受光面には、Ｒ、Ｇ、Ｂエレメントが市松状に配置された色フィルタ（図示せず）が設置されている。結像光学系２４は、ここでは広範囲を撮影できるレンズで構成され、撮影窓１２Ａを通して器官内部を捉える。撮像素子２２は、結像光学系２４の後方側に配置され、その受光面は結像光学系２４の光軸Ｅ１に垂直であり、光軸Ｅ１が受光面を通る。第２の撮像素子３０も、同様に撮像素子３２、結像光学系３４、複数のＬＥＤ３６を備え、撮影窓１２Ｂを通して被写体となる後方の器官内壁を撮影する。

30

【００１５】

第１の撮像素子２０、第２の撮像素子３０は、それぞれ中心軸Ｌに対して傾いた方向を向き、容器１２内部において対称的に配置されている。結像光学系２４の光軸Ｅ１は、容器１２の中心軸Ｌに対して所定角度 α （ $0 < \alpha < 90^\circ$ ）の方向を向き、撮像素子２２も角度 α だけ傾いている。結像光学系３４の光軸Ｅ２も同様に中心軸Ｌに対して角度 α 傾いている。第１の撮像素子２０、第２の撮像素子３０は同一方向に向けて傾斜し、結像光学系２４の光軸Ｅ１、結像光学系３４の光軸Ｅ２は、同一平面上に規定される。

【００１６】

カプセル型内視鏡１０が嚥下によって消化器官内を進行すると、複数のＬＥＤ２６、３６による照明光が、撮影窓１２Ａ、１２Ｂを通して器官内壁の前方、後方を照らす。器官内壁からの反射光が撮影窓１２Ａ、１２Ｂを介してレンズ２４、３４にそれぞれ入射し、これにより、前方側の被写体像が撮像素子２２に形成され、後方側の被写体像が３２にそれぞれ形成される。撮像素子２２、３２で発生したＲ、Ｇ、Ｂの画像信号は、交互に所定のフレームレートで読み出され（例えば５秒間隔）、フレキシブル基板（図示せず）を介してリジッド回路基板４２へ送られる。

40

【００１７】

回路基板４２において画像信号から得られる映像信号は、回路基板４２と電氣的に接続される回路基板４４に設けられた送信部（ここでは、図示せず）から無線通信によって体外へ送信される。体外に設置されたレシーバ（ここでは、図示せず）が送信された映像信

50

号を受信する。レシーバに記録された画像データは、診断システム（ここでは、図示せず）のモニタに表示される。回路基板 44 に設けられた電源制御部（図示せず）は、光源、撮像素子等への電源供給を制御する。

【0018】

図 2 は、観察画像を示した図である。

【0019】

図 2 には、診断時においてモニタに表示される観察画像、およびカプセル型内視鏡 10 の進行具合が図示されている。ここでは、カプセル型内視鏡 10 が、撮影窓 12A を先頭にし、長手方向に沿って器官内部を蠕動運動に従って移動するものとする。

【0020】

上述したように光軸 E1、第 2 の光軸 E2 が同一平面上にあるため、カプセル型内視鏡 10 が中心軸 L 周りで自転をしない状況では、第 1 の撮像素子 20、第 2 の撮像素子 30 の上下方向は一致し、左右方向は対称的になっている。

【0021】

また、光軸 E1、E2 が中心軸 L に対して所定角度 α の方向を向き、第 1 の撮像素子 20（第 1 の結像光学系 24）の視野範囲と第 2 の撮像素子 30（第 2 の結像光学系 24）の視野範囲 V1、V2 は互いに重なる（図 2 の破線参照）。ここでは、視野範囲 V1、V2 はともに 140° 前後に定められている。

【0022】

モニタに表示される 2 つの観察画像 IR1、IR2 は、それぞれ第 1 の撮像素子 20、第 2 の撮像素子 30 によって得られる画像である。中心軸 L から視野範囲の重なる交差位置 M までの距離 TS が、器官内壁 R の平均径 TR より短くなるように傾斜角度 α が定められているため、2 つの撮影画像 IR1、IR2 には、撮影範囲の重なるエリア RM が生じる。図 2 に示すように、重複した撮影部分を一体的に表示するため、観察画像 IR1、IR2 は中央付近で重なって表示される。

【0023】

画像 IR1 は、器官の前方方向（進行方向）を表示し、画像 IR2 はその逆方向を表示している。カプセル型内視鏡 10 がゆっくりと（微小速度で）移動する場合、まず画像 IR1 に腫瘍 T の像 TM が表われ、カプセル型内視鏡 10 が進むにつれて画像 IR1、IR2 の中央付近に腫瘍像 TM が移動し、画像 IR2 に表示される（図 2 では、第 2 の撮像素子 30 によって腫瘍像 TM が画像 IR2 に表示されている）。このように、カプセル型内視鏡 10 が移動する間、連続的に重なった 2 つの観察画像 IR1、IR2 が一体的な広域画像として表示される。

【0024】

図 3 は、内視鏡型カプセルを含む内視鏡システムの概略的ブロック図である。

【0025】

カプセル型内視鏡 10 は、信号処理回路 46、送信部 48 を備え、撮像素子 22、32 において生成された画像信号は、駆動回路 47 から出力されるクロックパルス信号に基づいて読み出される。撮像素子 22 で生成される一連の画像信号と、撮像素子 32 で生成される一連の画像信号は、所定のフレームレートで交互に読み出される。

【0026】

無線通信によって体外のレシーバ 50 に送信された画像信号は、レシーバ 50 の受信回路 52 で受信され、フラッシュメモリ 54 に一時的に記録される。レシーバ 50 は、ケーブルによって診断システム 70 に接続され、フラッシュメモリ 54 の画像データが診断システム 70 へ送られる。

【0027】

コンピュータなどによって構成される診断システム 70 は、画像信号分離回路 72、画像信号合成回路 74 を備え、モニタ 80 が接続される。画像信号分離回路 72 では、撮像素子 22、32 から交互に読み出された画像信号が、撮像素子 22 によって生成された画像信号（以下では、前方の画像信号という）と、撮像素子 32 によって生成された画像信

10

20

30

40

50

号（以下では、後方の画像信号という）とに分離され、画像信号合成回路 7 4 へ送られる。画像信号合成回路 7 4 は、D S P (Digital Signal Processor) などによって構成され、所定のプログラムに基づき、後述する差分検出、画像信号合成処理を実行する。

【0028】

図 4 は、画像信号合成回路 7 4 において実行されるフレームレート変更処理のフローチャートである。

【0029】

ステップ S 1 0 1 では、前方の 1 フレーム分の画像信号、後方の 1 フレーム分の画像信号に対し、前回読み出された 1 フレーム分の画像信号との差分がそれぞれ検出される。そして、ステップ S 1 0 2 では、前方の画像信号、後方の画像信号に対してそれぞれ差分値の総和が算出される。ここでは、R、G、Bそれぞれの画素信号について差分値が検出され、その絶対値の総和が算出される。

10

【0030】

ステップ S 1 0 3 では、前方の画像信号の差分値の総和が後方の画像信号の差分値の総和より大きいかが判断される。例えば、前方側の撮像素子 2 2 によって得られる撮影画像に腫瘍が表示され、後方側の撮影画像に腫瘍が存在しない場合、カプセル型内視鏡 1 0 の移動に合わせて腫瘍の位置が移動する。したがって、腫瘍がない後方の画像信号に比べて前方の画像信号の差分値の総和が大きくなる。さらにカプセル型内視鏡 1 0 が移動し、今度は後方側の撮像素子 3 2 によって得られる撮影画像に腫瘍が表示されると、後方側の画像信号の方が差分値の総和が大きくなる。

20

【0031】

ステップ S 1 0 3 において、前方の画像信号の差分値の総和が後方の画像信号の差分値の総和より大きい、すなわち、重要な診断情報が前方側の撮影画像に含まれていると判断されると、ステップ S 1 0 4 へ進む。ステップ S 1 0 4 では、前方の画像信号のフレームレートを上げ、後方側の画像信号のフレームレートを下げるようにフレームレートが調整される。そして、修正されたフレームレートによって前方側の画像信号と後方側の画像信号が合成され、2つの撮影画像が一体的にモニタ 8 0 に表示される。ここでは、全体の画像データの総和量は変更せず、フレームレートを 2 : 1 の割合に設定する。

【0032】

一方、ステップ S 1 0 3 において、前方の画像信号の差分値の総和が後方の画像信号の差分値の総和より大きくないと判断されると、ステップ S 1 0 5 へ進む。ステップ S 1 0 5 では、後方側の画像信号フレームレートを上げ、前方側の画像信号のフレームレートを下げるようにフレームレートが調整される。

30

【0033】

このように本実施形態によれば、カプセル状容器 1 2 の両端にある撮影窓 1 2 A、1 2 B の側に、それぞれ第 1 の撮像素子 2 0、第 2 の撮像素子 3 0 が設けられる。そして、第 1 の撮像素子に設けられた結像光学系 2 4 の光軸 E 1、および第 2 の撮像素子 3 0 に設けられた結像光学系 3 4 の光軸 E 2 が、容器 1 2 の中心軸 L に対してそれぞれ角度 α だけ傾斜し、それ合わせて撮像素子 2 2、3 2 が傾斜して配置される。これにより、第 1 の撮像素子 2 0 による前方（進行方向）側の観察画像 I R 1 とその逆方向の観察画像 I R 2 が一体的な繋りのある広域画像としてモニタに表示される。

40

【0034】

さらに、第 1 の撮像素子 2 0 によって得られる前方側の画像信号と、第 2 の撮像素子 3 0 によって得られる後方側の画像信号に対し、それぞれ差分値が算出される。そして、差分値が大きい、すなわち重要な画像情報が含まれる画像信号に対して、フレームレートが相対的に高く設定される。これにより、必要な画像データを効率よく記録することができる。

【0035】

光軸 E 1、E 2 を同一平面上にあるように構成しなくてもよい。また、撮像素子、結像光学系の位置は任意である。例えば、撮像素子を中心軸 L に対して垂直にする一方で光学系を傾斜させ、リレー光学系を設けるように構成してもよい。さらに、2つの観察画像が

50

重複するエリアを持たせる代わりに、一体的な繋がりのある画像を得られる限りの範囲で、視野範囲が互いに近づくように第 1、第 2 の撮像系を配置してもよい。この場合、視野が重なるように光軸 E 1、E 2 の傾斜角度 α を $0 < \alpha < 90^\circ$ の範囲で定めればよい。

【0036】

前後の画像の差分値を算出する方法として、周波数成分で差分値を算出してもよい。また、フレームレートについては、相対的に一方の画像信号のフレームレートが他方の画像信号のフレームレートより大きくなるように設定すればよい。また、フレームレートの調整は、カプセル型内視鏡、あるいはレシーバにおいて実行処理するように構成してもよい。

【0037】

カプセル型内視鏡を配管検査などの工業用内視鏡として適用してもよく、さらに、内視鏡に限らず、内部電源を持って配管、器官内部を進行しながら撮影可能な小型診断機器に適用してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図 1】本実施形態であるカプセル型内視鏡の概略的な内部構成を示した図である。

【図 2】観察画像を示した図である。

【図 3】内視鏡型カプセルを含む内視鏡システムの概略的ブロック図である。

【図 4】画像信号合成回路において実行されるフレームレート変更処理のフローチャートである。

【符号の説明】

【0039】

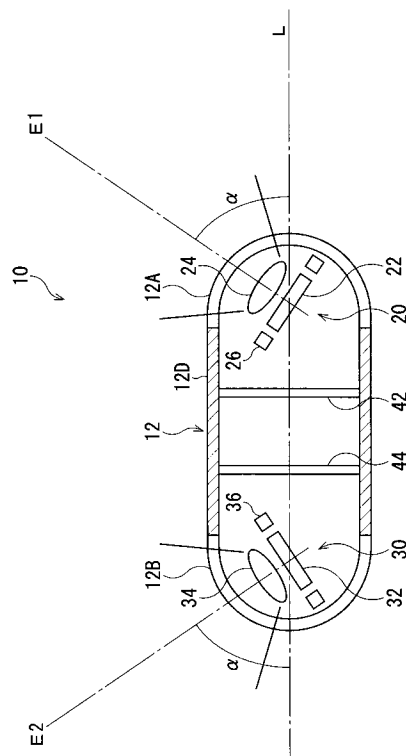
- 10 カプセル型内視鏡
- 12 容器
- 12 A、12 B 撮影窓
- 20 第 1 の撮像系
- 22 撮像素子（第 1 の撮像素子）
- 24 結像光学系（第 1 の結像光学系）
- 30 第 2 の撮像系
- 32 撮像素子（第 2 の撮像素子）
- 34 結像光学系（第 2 の結像光学系）
- 74 画像信号合成回路
- E 1 光軸（第 1 の光軸）
- E 2 光軸（第 2 の光軸）
- L 中心軸（長手方向）

10

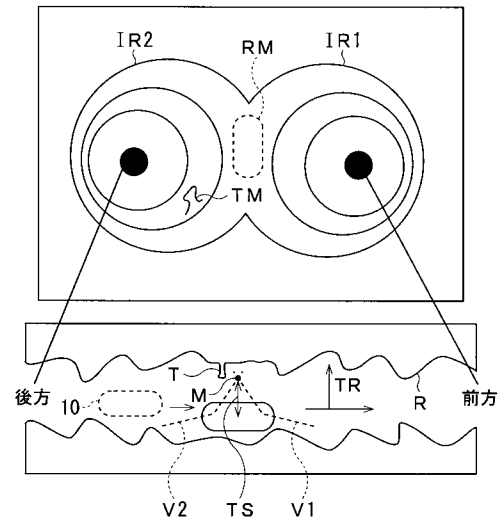
20

30

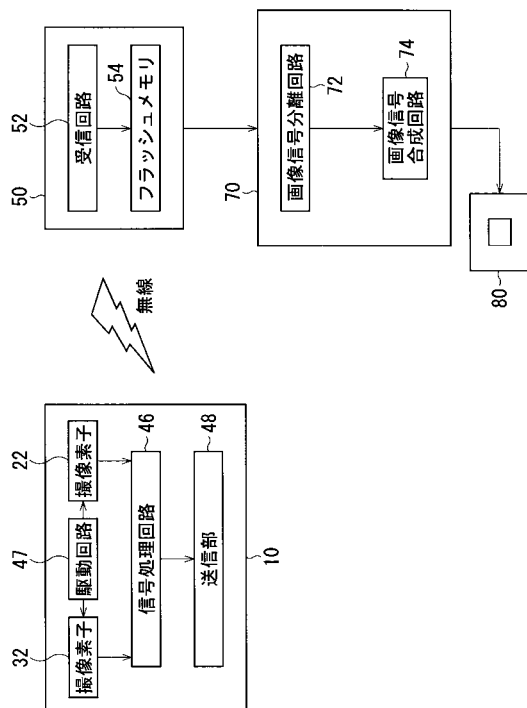
【 図 1 】



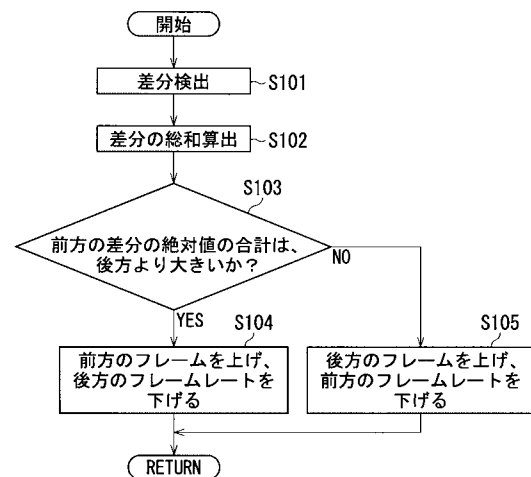
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

(72)発明者 中仙道 太郎

東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペンタックス株式会社内

Fターム(参考) 4C038 CC03

4C061 BB05 CC06 JJ06 LL08 WW10

专利名称(译)	胶囊型内窥镜和紧凑型诊断设备		
公开(公告)号	JP2009056205A	公开(公告)日	2009-03-19
申请号	JP2007227602	申请日	2007-09-03
[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	中仙道太郎		
发明人	中仙道 太郎		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.300.Y A61B1/04.370 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/045.631		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C061/BB05 4C061/CC06 4C061/JJ06 4C061/LL08 4C061/WW10 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/JJ06 4C161/LL08 4C161/WW10		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：获得适合诊断的整体范围内的拍摄图像。解决方案：胶囊型内窥镜系统包括第一成像系统20和第二成像系统30，第一成像系统20和第二成像系统30布置在位于胶囊容器12两端的拍摄窗口12A，12B的侧面上。成像光学系统24的光轴E1布置在第一成像系统中的布置在第二成像系统30中的成像光学系统34的光轴E2分别相对于容器12的中心轴线L倾斜角度 α ，从而布置成像元件22,32根据倾向。Z

