

(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2010-88705

(P2010-88705A)

(43) 公開日 平成22年4月22日(2010.4.22)

|                               |                      |             |
|-------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int.Cl.                  | F 1                  | テーマコード (参考) |
| <b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01) | A 6 1 B 1/00 3 2 0 B | 4 C 0 3 8   |
| <b>A 6 1 B</b> 5/07 (2006.01) | A 6 1 B 5/07         | 4 C 0 6 1   |

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 14 頁)

|           |                              |          |                                |
|-----------|------------------------------|----------|--------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2008-262558 (P2008-262558) | (71) 出願人 | 000113263                      |
| (22) 出願日  | 平成20年10月9日 (2008. 10. 9)     |          |                                |
|           |                              |          | 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                      |
|           |                              | (72) 発明者 | 馬場 武彦                          |
|           |                              |          | 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                      |
|           |                              | Fターム(参考) | 4C038 CC03 CC07 CC09 CC10      |
|           |                              |          | 4C061 CC06 DD10 HH60 JJ02 JJ17 |
|           |                              |          | JJ19 NN03 UU06                 |

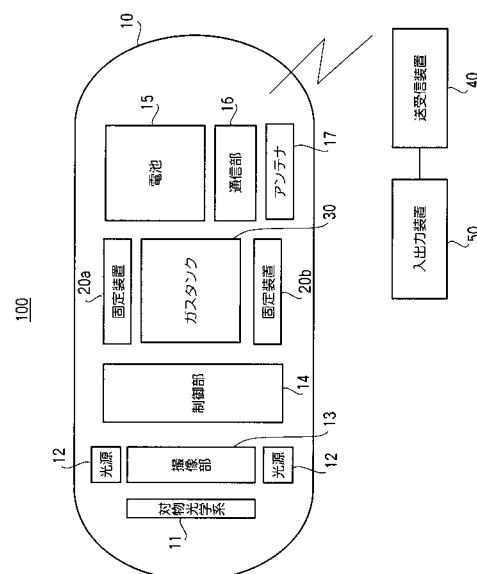
(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡

## (57) 【要約】

【課題】人体に負担を与えることなく、適切に体腔管内に固定することが可能なカプセル内視鏡を提供することを目的とする。

【解決手段】光源部と、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送受信装置に送信し、外部の送受信装置からの制御信号を受信する通信部と、カプセル内視鏡を体腔管内に固定するための固定部と、固定部と体腔管壁との接触圧力を検出するために固定部に設けられた圧力検出部と、各部を制御する制御部とを備えるカプセル内視鏡であって、上記制御部は、圧力検出部の検出値に基づいて固定部を制御し、カプセル内視鏡を体腔管内に固定させ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】**

光源部と、  
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送受信装置に送信し、外部の送受信装置からの制御信号を受信する通信部と、  
カプセル内視鏡を体腔管内に固定するための固定部と、  
前記固定部と体腔管壁との接触圧力を検出するために前記固定部に設けられた圧力検出部と、  
前記各部を制御する制御部とを備え、  
前記制御部は、前記圧力検出部の検出値に基づいて前記固定部を制御し、前記カプセル内視鏡を体腔管内に固定させることを特徴とするカプセル内視鏡。

10

**【請求項 2】**

前記固定部は、  
弾性部材で形成される膨張部材と、  
前記膨張部材に連結され、前記膨張部材への送気を行う送気部とを備え、  
前記膨張部材は、前記送気部からの送気により膨張して、前記カプセル内視鏡の外装から突出するように構成され、  
前記制御部は、前記圧力検出部の検出値に基づいて、前記送気部による前記膨張部材への送気を制御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。

20

**【請求項 3】**

前記固定部は、  
前記膨張部材に連結され、前記膨張部材に充填された気体を排気するための排気部をさらに備え、  
前記制御部は、前記排気部を制御して前記体腔管内の前記カプセル内視鏡の固定を解除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】**

前記送気部および排気部による前記送気および排気は、前記送気部および排気部と前記膨張部材との間に設けられた弁を開閉することによって行われることを特徴とする請求項 3 に記載のカプセル内視鏡。

30

**【請求項 5】**

前記弁は、電流によって変形する形状記憶合金によって形成されることを特徴とする請求項 4 に記載のカプセル内視鏡。

**【請求項 6】**

前記制御部は、前記外部の送受信装置から停止信号を受信した場合に、前記圧力検出部の検出値に基づいて前記固定部を制御し、前記カプセル内視鏡を体腔管内に固定させることを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれかに記載のカプセル内視鏡。

**【請求項 7】**

前記カプセル内視鏡は、  
タイマー回路をさらに備え、  
前記制御部は、前記タイマー回路により所定の時間のカウントが終了した場合に、前記圧力検出部の検出値に基づいて前記固定部を制御し、前記カプセル内視鏡を体腔管内に固定させることを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれかに記載のカプセル内視鏡。

40

**【請求項 8】**

前記制御部は、前記外部の送受信装置から解除信号を受信した場合に、前記カプセル内視鏡の体腔管内への固定を解除することを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれかに記載のカプセル内視鏡。

**【請求項 9】**

前記カプセル内視鏡は、  
タイマー回路をさらに備え、

50

前記制御部は、前記タイマー回路により所定の時間のカウントが終了した場合に、前記カプセル内視鏡の体腔管内への固定を解除することを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれかに記載のカプセル内視鏡。

【請求項 10】

前記カプセル内視鏡は、

前記固定部および前記圧力検出部を複数備えており、

前記制御部は、前記複数の圧力検出部の各検出値に基づいて、前記複数の固定部を一括して制御することを特徴とする請求項 1 から 9 のいずれかに記載のカプセル内視鏡。

【請求項 11】

前記カプセル内視鏡は、

前記固定部および圧力検出部を複数備えており、

前記制御部は、前記複数の圧力検出部の各検出値に基づいて、前記複数の固定部をそれぞれ個別に制御することを特徴とする 1 から 9 のいずれかに記載のカプセル内視鏡。

【請求項 12】

前記複数の固定部および圧力検出部は、所定の間隔をあけて前記カプセル内視鏡の円周に配置され、それぞれ放射状に膨張することを特徴とする請求項 10 または 11 に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 13】

請求項 1 から 12 のいずれかに記載のカプセル内視鏡と、

前記通信部からの画像信号を受信し、前記カプセル内視鏡へ制御信号を送信する送受信装置と、

前記送受信部と接続され、前記送受信部で受信した画像信号を記録する端末装置とからなることを特徴とするカプセル内視鏡システム。

【請求項 14】

前記端末装置は、

ユーザによる入力を可能とする入力部を備え、

前記入力部により、前記カプセル内視鏡の所望の停止位置と停止時間が入力されることを特徴とする請求項 13 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 15】

前記送受信装置は、

前記カプセル内視鏡の通信部から送信される信号の強度に基づいて、前記カプセル内視鏡の体内での位置を特定する位置特定手段を備え、

前記入力部により入力された停止位置が、前記位置特定手段における特定位置と一致する場合、前記カプセル内視鏡を体腔管内に固定するよう、前記通信部に停止信号を送信することを特徴とする、請求項 14 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 16】

前記送受信装置は、

前記停止信号を送信してから前記停止時間までをカウントするためのタイマー回路をさらに備え、

前記タイマー回路によるカウントが終了したとき、前記カプセル内視鏡の体腔管内への固定を解除するよう、前記通信部に解除信号を送信することを特徴とする、請求項 15 に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項 17】

前記端末装置は、

前記送受信装置によって受信された画像信号に基づく画像をリアルタイムに表示するための表示部をさらに備え、

前記送受信装置は、前記入力部により、前記表示部に表示される画像に基づくユーザの停止指示が入力される場合に、前記カプセル内視鏡を体腔管内に固定するよう停止信号を送信することを特徴とする、請求項 15 に記載のカプセル内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、カプセル型内視鏡、詳しくは体腔管内に固定させるための固定装置を備えたカプセル内視鏡に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

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被検者の苦痛を無くすために、被検者が嚥下することにより被検者の体腔内（消化管内）に導入されるカプセル内視鏡と、被検者の体外に配置される体外ユニットとからなるカプセル内視鏡システムが、開発されている。

10

## 【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、カプセル型の容器内に体腔内の画像を撮影するための小型のイメージセンサや光源、およびそれらの電源となる電池を備えている。また、カプセル内視鏡にはその移動を制御するためのケーブル等は備えられておらず、被検者によって嚥下された後は、撮影を行いながら体内を流動し排出される。このようなカプセル内視鏡において、特定の部位を連続して観察するために、カプセル内視鏡を体腔管内に固定する固定装置を備えるカプセル内視鏡が、例えば特許文献1に記載されている。

## 【0004】

特許文献1に記載のカプセル内視鏡は、ドーム状に膨らむ複数の膨張部材からなる停止装置を備えている。この膨張部材は、カプセル内視鏡内に設けられたガスボンベからガスを送気されることにより膨張し、体腔内管路の内壁面に接触して、カプセル内視鏡を所定の位置に停止させる構成となっている。

20

【特許文献1】特開2006-51050号公報

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

上記特許文献1には、カプセル内視鏡の膨張部材をどれだけ膨張させるかについての具体的な記載はないが、所定量のガスを注入して膨張させる構成となっているものと考えられる。しかしながら、体腔管の内径寸法は、被検者の個人差や停止させる部位によってさまざまである。そのため、特許文献1のカプセル内視鏡のように、所定量だけ膨張部材を膨張させた場合、膨張部材の膨張量に比べ体腔管の内径が大きい場合は、カプセル内視鏡が体腔管内に固定されなくなってしまう。また、逆に、膨張部材の膨張量に比べ体腔管の内径が小さい場合は、膨張部材による圧迫によって体腔管に負担をかけ、長時間の観察が行えないといった問題もある。

30

## 【0006】

本発明は、上記問題を鑑みてなされたものであり、人体に負担を与えることなく、カプセル内視鏡を適切に体腔管内に固定することが可能なカプセル内視鏡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】

40

## 【0007】

上記の問題を解決するため、本発明により、光源部と、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送受信装置に送信し、外部の送受信装置からの制御信号を受信する通信部と、カプセル内視鏡を体腔管内に固定するための固定部と、固定部と体腔管壁との接触圧力を検出するために固定部に設けられた圧力検出部と、上記各部を制御する制御部とを備えた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の制御部は、圧力検出部の検出値に基づいて固定部を制御し、カプセル内視鏡を体腔管内に固定させることを特徴とする。

## 【0008】

上記のように構成することにより、固定部と体腔管の内壁とが接触する圧力値に基づい

50

て固定部が制御され、体腔管の内壁に負担を与えることなく、カプセル内視鏡を適切に保持できるような最適な圧力で、カプセル内視鏡を体腔管内に固定することができる。

【 0 0 0 9 】

また、上記固定部は、弾性部材で形成される膨張部材と、膨張部材に連結され、膨張部材への送気を行う送気部とを備える構成としても良い。また、膨張部材は、送気部からの送気により膨張し、カプセル内視鏡の外装から突出するように構成される。さらに、制御部は、圧力検出部の検出値に基づいて、送気部による膨張部材への送気を制御するよう構成しても良い。また、上記固定部は、膨張部材に連結され、膨張部材に充填された気体を排出するための排気部をさらに備え、制御部は、排気部を制御して体腔管内へのカプセル内視鏡の固定を解除するよう構成しても良い。さらに、上記送気部および排気部による送気および排気は、各部と膨張部材との間に備えられた弁を開閉することによって行われる構成としても良い。また、この弁は、電流によって変形する形状記憶合金によって形成される。

10

【 0 0 1 0 】

上記のように構成することにより、送気部および排気部をそれぞれ制御することで、容易にカプセル内視鏡の固定および固定の解除が可能となる。

【 0 0 1 1 】

また、本発明のカプセル内視鏡の制御部は、外部の送受信装置から停止信号を受信した場合、もしくは、タイマー回路により所定の時間のカウントが終了した場合に、圧力検出部の検出値に基づいて固定部を制御し、カプセル内視鏡を体腔管内に固定させる構成としても良い。さらに、本発明のカプセル内視鏡の制御部は、外部の送受信装置から解除信号を受信した場合、もしくは、タイマー回路により所定の時間のカウントが終了した場合に、カプセル内視鏡の体腔管内の固定を解除する構成としても良い。

20

【 0 0 1 2 】

上記のように構成することで、カプセル内視鏡を体腔内の所望の位置において固定し、連続した観察を行なうことが可能となる。さらに、所望のタイミングでカプセル内視鏡の固定を解除することも可能となる。

【 0 0 1 3 】

さらに、本発明のカプセル内視鏡は、固定部および圧力検出部を複数備えており、制御部は、複数の圧力検出部の各検出値に基づいて、複数の固定部を一括して制御する、もしくは複数の固定部をそれぞれ個別に制御する構成のいずれであっても良い。

30

【 0 0 1 4 】

上記のように複数の固定部を一括して制御する場合は、制御の簡略化を図ることができる。また、複数の固定部をそれぞれ個別に制御する場合は、例えば楕円形などの偏った形状の体腔管内においても、固定部を最適な圧力で内壁と接しさせることができ、より適切にカプセル内視鏡を体腔管内に固定することが可能となる。

【 0 0 1 5 】

また、上記複数の固定部および圧力検出部は、所定の間隔をあけてカプセル内視鏡の円周に配置され、それぞれ放射状に膨張するよう構成しても良い。

【 0 0 1 6 】

上記のように構成することで、固定部が膨張した後も体腔管を塞ぐことがなく、長期間の固定が可能となる。

40

【 0 0 1 7 】

さらに、本発明により、上記いずれかのカプセル内視鏡と、通信部からの画像信号を受信し、カプセル内視鏡へ制御信号を送信する送受信装置と、送受信装置を接続され、送受信装置で受信した画像信号を記録する端末装置とからなるカプセル内視鏡システムが提供される。

【 0 0 1 8 】

また、上記端末装置は、ユーザによる入力を可能とする入力部を備え、入力部により、カプセル内視鏡の所望の停止位置と停止時間が入力される構成としても良い。また、送受

50

信装置は、カプセル内視鏡の通信部から送信される信号の強度に基づいて、カプセル内視鏡の体内での位置を特定する位置特定手段を備え、入力部により入力された停止位置が、位置特定手段における特定位置と一致する場合に、通信部に停止信号を送信する構成としても良い。さらに、送受信装置は、停止信号を送信してから前記停止時間までをカウントするためのタイマー回路をさらに備え、タイマー回路によるカウントが終了したとき、通信部に解除信号を送信する構成としても良い。

【 0 0 1 9 】

さらに、端末装置は、送受信装置によって受信された画像信号に基づく画像をリアルタイムに表示するための表示部をさらに備え、送受信装置は、入力部により、表示部に表示される画像に基づくユーザの停止指示が入力される場合に、カプセル内視鏡を体腔管内に固定するよう停止信号を送信する構成としても良い。

10

【 0 0 2 0 】

上記のように構成することで、カプセル内視鏡を体腔内の所望の位置において固定し、連続した観察を行なうことが可能となる。さらに、所望のタイミングでカプセル内視鏡の固定を解除することも可能となる。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 1 】

従って、本発明によれば、人体に負担を与えることなく、適切に体腔管内に固定することが可能なカプセル内視鏡を提供することができる。

20

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 2 】

以下、図面を参照して、本発明に係るカプセル内視鏡 1 0 について説明する。

【 0 0 2 3 】

図 1 は、本発明の実施形態におけるカプセル内視鏡システム 1 0 0 の概略構成図である。図 1 に示すように、カプセル内視鏡システム 1 0 0 は、被検者の体内に導入されるカプセル内視鏡 1 0、体外に配置される送受信装置 4 0 および入出力装置 5 0 から構成される。

【 0 0 2 4 】

カプセル内視鏡 1 0 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、体腔内の画像を撮影するための対物光学系 1 1、複数の光源 1 2、撮像部 1 3 と、体外の送受信装置 4 0 とアンテナ 1 7 を介して通信する通信部 1 6 と、各部に電力を供給するための電池 1 5 とを備えている。カプセル内視鏡 1 0 は、さらにカプセル内視鏡 1 0 を体腔管内に固定するための固定装置 2 0 およびヘリウムガスなどの液化ガスが充填されたガスタンク 3 0 を備えている。本実施形態のカプセル内視鏡 1 0 は、円周に沿って 8 個の固定装置 2 0 a ~ 2 0 h を備えている。また、上記各部は、同じくカプセル内視鏡 1 0 に備えられた制御部 1 4 によって制御される。

30

【 0 0 2 5 】

カプセル内視鏡 1 0 が被検者によって嚥下され、体腔内に導入された状態において撮影が開始されると、電池 1 5 からの駆動電流を受けて、光源 1 2 から照明光が体腔壁に照射される。そして、体腔壁によって反射された光が、対物光学系 1 1 を介して撮像部 1 3 によって受光され、画像信号が生成される。生成された画像信号は、通信部 1 6 へ送られ、通信部 1 6 によって映像信号へ変換された後、変調されて体外へ送信される。通信部 1 6 から送信される映像信号は、被検者の体外に設置された送受信装置 4 0 によって受信され、入出力装置 5 0 へ送信される。入出力装置 5 0 では、送信された映像信号が画像データとして蓄積されるか、または後述する図 4 に示される表示部 5 3 に表示される。

40

【 0 0 2 6 】

次に、カプセル内視鏡 1 0 の固定装置 2 0 a ~ 2 0 h について、図 2 および図 3 を用いて説明する。図 2 は、固定装置 2 0 a の構成を示す模式図である。図 2 に示すように、固定装置 2 0 a は、送気部 2 1 0 a、膨張部 2 2 0 a、および排気部 2 3 0 a から構成される。そして、固定装置 2 0 a の上記各部は、制御部 1 4 によって制御されるため、制御部

50

１４に接続されているが、図２においては図面の簡略化のため結線が省略されている。

【００２７】

送気部２１０ａは、ガスタンク３０および膨張部２２０ａと連結しており、ガスタンク３０から膨張部２２０ａへの送気を制御する部分である。送気部２１０ａは、送気弁２１１ａおよび２１２ａ、ならびに送気路２１３ａにより構成される。送気部２１０ａにおける送気制御は、送気路２１３ａとガスタンク３０の間および送気路２１３ａと膨張部２２０ａの間にそれぞれ設けられている送気弁２１１ａおよび２１２ａを開閉することによって行われる。送気弁２１１ａおよび２１２ａは、電流によって変形する性質を持つ形状記憶合金で形成されている。そして、通常は閉じている弁に、制御部１４によって電流が供給されることにより、弁が変形して開放される構成となっている。

10

【００２８】

膨張部２２０ａは、カプセル内視鏡１０の停止指示を受信した場合に、カプセル内視鏡１０を体腔管内で固定するための支持部を形成する部である。膨張部２２０ａは、膨張部材２２１ａ、膨張部材２２１ａの先端に取り付けられた感圧センサ２２５ａ、カプセル内視鏡１０の外装に設けられた開口部２２４ａ、および開口部２２４ａを塞ぐ蓋２２３ａから構成される。膨張部材２２１ａは、シリコンゴムや天然ゴムまたはウレタンゴムなどの人体に無害な弾性部材によって形成されており、膨張部材室２２２ａ内に折りたたまれて収納される。このように折りたたみ可能な膨張部材を用いることにより、少ないスペースで膨張部材を収納することができ、カプセル内視鏡１０の小型化を維持できる。また、膨張部材２２１ａは一端に開口部を有する長尺の袋形状を有しており、該開口部が送気弁２１２ａの開口部を覆うように取り付けられている。また、開口部２２３ａは、膨張部材２２１ａをカプセル内視鏡１０の外装から突出させるために設けられており、膨張部材２２１ａが十分膨張するまで、蓋２２３ａによって塞がれている。感圧センサ２２５ａは、膨張部材２２１ａの膨張後に体腔管と接触して生じる圧力を検出するために用いられる。感圧センサ２２５ａによる検出値は、熱膨張部材２２１ａの内部を通る図示しないフレキシブル基板を介して制御部１４に送られる。

20

【００２９】

排気部２３０ａは、膨張部材２２１ａに充填されたガスを排出するための機構であり、排気弁２３１ａおよび２３２ａ、排気路２３３ａならびにカプセル内視鏡１０の外装に設けられた開口部２３４ａから構成される。排気路２３３ａは、送気路２１３ａを介して膨張部材２２１ａに接続されている。排気弁２３１ａおよび２３２ａも、送気弁２１１ａおよび２１２ａと同様に形状記憶合金で形成されており、通常は閉じている弁に電流が供給されることにより、弁が変形して開放される構成となっている。そして、排気弁２３１ａ、２３２ａおよび送気弁２１２ａを開放することにより、膨張部材２２１ａに充填されたガスが、排気路２３３ａをとおり開口部２３４ａから体腔管内へ排気される。

30

【００３０】

また、その他の固定装置２０ｂ～２０ｈも、固定装置２０ａと同様にそれぞれ送気部２１０ｂ～２１０ｈ、膨張部２２０ｂ～２２０ｈ、および排気部２３０ｂ～２３０ｈを備えており、制御部１４によって制御される構成となっている。これらの構成および機能については、固定装置２０ａの各部と同様であるため省略する。

40

【００３１】

図３（ａ）は、固定装置２０ａ～２０ｈの膨張部材２２１ａ～２２１ｈが膨張したときのカプセル内視鏡１０を模式的に示した斜視図である。また、図３（ｂ）は、同じく膨張部材２２１ａ～２２１ｈが膨張したときの体腔管内のカプセル内視鏡１０を軸方向から見た図である。図３（ａ）および図３（ｂ）に示すように、膨張部材２２１ａ～２２１ｈは、カプセル内視鏡１０の外装から体腔管の内壁に向かって突出して膨張する。また、各膨張部材２２１ａ～２２１ｈは、一定の間隔をあけてカプセル内視鏡１０の円周上に配置され、図３（ｂ）に示すように放射状に膨張する。そのため、膨張後も膨張部材２２１ａ～２２１ｈによって体腔管を塞ぐことがなく、長期間カプセル内視鏡１０を固定して観察を行なうことが可能となる。また、膨張材２２１ａ～２２１ｈが十分に膨張され、先端に備

50

えられた感圧センサ 225 a ~ 225 h が後述する所定の圧力で体腔管壁と接触することにより、膨張部材 221 a ~ 221 h を支持部材としてカプセル内視鏡 10 が体腔管内に固定される。

#### 【0032】

次に、カプセル内視鏡 10 と通信を行なう送受信装置 40 および入出力装置 50 の構成について説明する。図 4 は、送受信装置 40 および入出力装置 50 の構成を示す構成図である。図 4 に示すように、送受信装置 40 は、複数のアンテナ 41 a ~ 41 c、送信および受信を切り替える送受信切替部 42、受信した信号を増幅するための受信アンプ 43、受信信号に対して後述する処理を行う信号処理部 44、カプセル内視鏡 10 への制御信号を生成する信号生成部 46、および各部を制御する制御部 45 を備える。

10

#### 【0033】

アンテナ 41 a ~ 41 c は、被検者の体の所定の位置に貼付される。そして、アンテナ 41 a ~ 41 c を介して、カプセル内視鏡 10 の通信部 16 から送信される映像信号の受信や、信号生成部 46 によって生成される制御信号の送信が行われる。アンテナ 41 a ~ 41 c によって受信した映像信号は、送受信切替部 42、および受信アンプ 43 を介して信号処理部 44 に送られる。そして、信号処理部 44 によって復調処理や圧縮処理などの画像処理が行われ、入出力装置 50 に送信される。また、信号処理部 44 では、各アンテナ 41 a ~ 41 c によって受信した映像信号の信号強度を検出する。そして、当該検出値およびアンテナ 41 a ~ 41 c の貼り付け位置などに基づいて、周知の方法でカプセル内視鏡 10 の現在位置を特定することができる。

20

#### 【0034】

送受信装置 40 に接続される入出力装置 50 は、操作者が入力を行うための入力部 53、映像信号を蓄積するためのメモリ 51、およびカプセル内視鏡 10 で撮影された映像や入力部 53 での入力内容を表示するための表示部 52 を備える。操作者は、入力部 53 を用いて、カプセル内視鏡 10 を固定して観察を行ないたい部位や、固定して撮影を行いたい撮影時間などを入力することができる。入力部 53 に入力された内容は、送受信装置 40 の制御部 45 に送られる。そして、制御部 45 からの指示に基づき、信号生成部 46 にてカプセル内視鏡 10 への制御信号が生成される。

#### 【0035】

信号生成部 46 にて生成される信号には、カプセル内視鏡 10 の停止を指示する停止信号、およびカプセル内視鏡 10 の固定を解除する解除信号などがある。上述のように、操作者によって、入力部 53 を用いてカプセル内視鏡 10 を固定して観察を行ないたい部位および撮像時間が入力されると、これらの情報が制御部 45 へ送られる。制御部 45 では、カプセル内視鏡 10 の撮影が開始されると、上述のようにカプセル内視鏡 10 からの信号強度に基づいて特定されるカプセル内視鏡 10 の現在位置と、入力部 53 により入力された所望の停止位置とが一致するかが判断される。そして、制御部 45 にてカプセル内視鏡 10 の現在位置と入力部 53 により入力された停止位置とが一致すると判断されると、信号生成部 46 にて停止信号が生成される。そして、信号生成部 46 にて生成された停止信号は、送受信切替部 42、およびアンテナ 41 a ~ 41 c を介してカプセル内視鏡 10 の通信部 16 に送信される。停止信号が送信されると、制御部 45 は、図示しないタイマー回路を用いて入力部 53 により入力された所望の撮影時間が終了するまでカウントを行う。そして、カウントが終了すると、信号生成部 46 にて解除信号が生成され、停止指示信号と同様に送受信切替部 42、およびアンテナ 41 a ~ 41 c を介してカプセル内視鏡 10 の通信部 16 に送信される。

30

40

#### 【0036】

次に、上記の構成を備えるカプセル内視鏡システム 100 において、カプセル内視鏡 10 を適度に体腔管壁に固定するための制御について、図 5 を参照して説明する。図 5 は、本発明の第 1 の実施形態における、固定部 20 a ~ 20 h の制御を示すフローチャートである。まず、被検者によってカプセル内視鏡 10 が嚥下されると、制御部 14 によって、光源 12 および撮像部 13 が駆動され、所定のフレームレートで体腔内の撮影が開始され

50

る。そして、撮影された画像は、通信部 16 によって映像信号に変換され、変調されてアンテナ 17 から体外へ送信される (S 11)。

【0037】

続く S 12 では、通信部 16 において、送受信装置 40 から停止信号を受信したか否かが判断される。停止信号は、上述のように、送受信装置 40 の信号処理部 44 において、カプセル内視鏡 10 から受信した映像信号の強度に基づいて特定されたカプセル内視鏡 10 の現在位置が、入出力装置 50 から入力された所望の停止位置と一致した場合に送信される。すなわち、S 12 では、カプセル内視鏡 10 が所望の停止位置に到達したか否かが判断される。そして、通信部 16 にて停止信号が受信されると (S 12 : Yes)、制御部 14 により固定装置 20a ~ 20h が一斉に駆動される (S 13)。

10

【0038】

具体的には、通信部 16 にて停止信号が受信されると、制御部 14 によってまず固定装置 20a ~ 20h がそれぞれ備える送気弁 211a ~ 211h および 212a ~ 212h が開放される。そして、ガスタンク 30 内の液化ガスが気化されて噴出され、送気路 213a ~ 213h を通って膨張部材 221a ~ 221h にそれぞれ送気される。各膨張部材 221a ~ 221h がガスの充填により膨張し、各膨張部材室 222a ~ 222h に収まらなくなると、開口部 224a ~ 224h を塞いでいた蓋 223a ~ 223h が、それぞれ膨張部材 221a ~ 221h により押圧され離脱する。蓋 223 は、人体に無害な高分子物質で形成されており、カプセル内視鏡 10 から離脱した後、カプセル内視鏡と同様に体内を通過し排泄される。

20

【0039】

膨張部材 221a ~ 221h の膨張が開始すると、次に膨張部材 221a ~ 221h の先端に備えられた感圧センサ 225a ~ 225h の出力値 P1 ~ P8 が取得される (S 14)。この出力値 P1 ~ P8 は、各膨張部材 221a ~ 221h と、体腔管の内壁との接触圧力であり、膨張部材が内壁に接触していない場合は 0 の値をとるものとする。そして、続く S 15 にて、取得された出力値 P1 ~ P8 が予め設定される上限値を超えていないかが判断される (S 15)。ここでいう上限値とは、膨張部材 221a ~ 221h が体腔管の内壁に接触する場合において、内壁に負担を与えることなく、且つカプセル内視鏡 10 を適切に保持できるような、最適な圧力値範囲の上限値である。当該圧力値の範囲は、実験等により求められ、予めカプセル内視鏡 10 に設定されるものとする。

30

【0040】

出力値 P1 ~ P8 のいずれも上限値を超えていない場合には (S 15 : Yes)、続いて出力値 P1 ~ P8 のすべてが下限値を超えたか否かが判断される (S 16)。ここでいう下限値は、上記のようにカプセル内視鏡 10 に予め設定された最適な圧力値の範囲における下限値である。そして、出力値 P1 ~ P8 のすべてが下限値を超えていない場合、言い換えれば、下限値を超えていないものが一つでもある場合は (S 16 : No)、引き続き膨張部材 221a ~ 221h への送気が行われ、S 14 ~ S 16 の処理が繰り返される。一方、S 15 にて出力値 P1 ~ P8 のいずれかが上限値を超えた場合 (S 15 : No)、もしくは出力値 P1 ~ P8 のすべてが下限値を超えた場合 (S 16 : Yes) は、S 17 へ進み、固定装置の駆動が停止される。

40

【0041】

S 17 では、制御部 14 によって、固定装置 20a ~ 20h それぞれの送気弁 211a ~ 211h および 212a ~ 212h への電流の供給が停止される。これにより送気弁 211a ~ 211h および 212a ~ 212h が閉じ、膨張部材 221a ~ 221h への送気が停止される。そして、膨張部材 221a ~ 221b は、その時点での圧力を保ったまま体腔管の内壁と接触し、カプセル内視鏡 10 を体腔管内に固定する。その後、送受信装置 40 から解除信号を受信するまで (S 18)、固定された位置においてカプセル内視鏡 10 による撮影が行われ、撮影された画像が映像信号として送受信装置 40 へ送信される。

【0042】

50

そして、送受信装置 40 から解除信号を受信すると (S 18 : Y e s)、すなわち所望の撮影時間が終了すると、固定装置 20 a ~ 20 h の排気が行われる (S 19)。S 19 では、制御部 14 により固定装置 20 a ~ 20 h の送気弁 212 a ~ 212 h ならびに排気弁 231 a ~ 231 h および 232 a ~ 232 h がすべて開放される。これにより膨張部材 221 a ~ 221 h に充填されていたガスが、排気路 233 a ~ 233 h を通って、開口部 234 a ~ 234 h から体腔管内へ排出される。これにより、膨張部材 221 a ~ 221 h が収縮し、カプセル内視鏡 10 の体腔管内での固定が解除される。その後、カプセル内視鏡 10 は、自然に体内を通過し排出される。

【0043】

上記のように、本実施形態では、送受信装置 40 から送信される停止信号に基づいて、カプセル内視鏡 10 の固定装置を駆動させ、カプセル内視鏡 10 を体腔管内に固定することで、体腔内の所望の位置における連続した観察が可能である。また、本実施形態では、体腔管の内壁と接触する複数の膨張部材 221 a ~ 221 h の先端に感圧センサ 225 a ~ 225 h を設け、膨張部材 221 a ~ 221 h と内壁との接触圧力を検出し、検出結果に基づいて膨張部材 221 a ~ 221 h への送気を制御する構成となっている。このような構成により、膨張部材 221 a ~ 221 h が、内壁と接触したか否かだけでなく、内壁に負担を与えることなく、且つカプセル内視鏡 10 を適切に固定できるような最適な圧力でカプセル内視鏡 10 を体腔管内に固定することが可能となっている。

【0044】

次に、本発明の第 2 の実施形態における固定部 20 a ~ 20 h の制御について、図 6 のフローチャートを参照して説明する。まず、本実施形態においても、第 1 の実施形態と同様に、被検者によってカプセル内視鏡 100 が嚥下されると、制御部 14 によって、光源 12 および撮像部 13 が駆動され、所定のフレームレートで体腔内の撮影が開始される。そして、撮影された画像は、通信部 16 によって映像信号に変換され、変調されてアンテナ 17 から体外へ送信される (S 101)。

【0045】

続く S 102 では、通信部 16 において、送受信装置 40 から停止信号を受信したか否かが判断され、通信部 16 にて停止信号を受信すると (S 102 : Y e s)、固定装置 20 a ~ 20 h が駆動される (S 103)。S 103 および S 104 では、第 1 の実施形態における S 13 および S 14 と同様に、固定装置 20 a ~ 20 h が一斉に駆動され、膨張部材 221 a ~ 221 h の先端に備えられた感圧センサ 225 a ~ 225 h の出力値 P 1 ~ P 8 が取得される。

【0046】

続く S 105 では、出力値 P 1 ~ P 8 のいずれかが一つが下限値を超えたか否かが判断される。ここでいう下限値とは、第 1 の実施形態と同様に、膨張部材 221 a ~ 221 h が体腔管の内壁に接触する場合において、内壁に負担を与えることなく、且つカプセル内視鏡 10 を適切に保持できるような、最適な圧力値範囲の下限値である。

【0047】

出力値 P 1 ~ P 8 のいずれも下限値を超えていない場合 (S 105 : N o)、すなわち下限値に達しているものが一つもない場合、引き続き膨張部材 221 a ~ 221 h への送気が行われ、S 104 および S 105 の処理が繰り返される。一方、S 105 にて出力値 P 1 ~ P 8 のいずれかが下限値を超えた場合 (S 105 : Y e s)、以降、固定装置 20 a ~ 20 h に対する個別の処理が並行して行われる。

【0048】

まず固定装置 20 a に対して、S 110 で感圧センサ 225 a の出力値 P 1 が上述の最適な圧力値範囲内にあるか否かが判断される。そして、出力値 P 1 が、最適値の範囲内でない場合 (S 110 : N o)、続いて出力値 P 1 が上限値を超えているか否かが判断される (S 111)。ここで、出力値 P 1 が上限値を超えている場合 (S 111 : Y e s)、固定装置 20 a の排気が開始される (S 112)。ここでは、制御部 240 により固定装置 20 a の送気弁 212 a ならびに排気弁 231 a および 232 a が開放される。これに

より膨張部材 2 2 1 a に充填されていたガスが排気路 2 3 3 a を通って開口部 2 3 4 a から体腔管内へ排出される。続く S 1 1 4 では、感圧センサ 2 2 5 a の出力値 P 1 が取得され、S 1 1 0 の判断へ戻る。

#### 【0049】

一方、出力値 P 1 が上限値を超えていない場合 ( S 1 1 1 : N o ) は、S 1 1 3 へ進み、膨張部材 2 2 1 への送気が続行される。その後、感圧センサ 2 2 5 a の出力値 P 1 が取得され ( S 1 1 4 )、S 1 1 0 の処理へ戻る。そして、S 1 1 0 で再び出力値 P 1 が上述の最適な圧力値範囲内にあるか否かが判断される。このように、本実施形態においては、固定装置 2 0 a の感圧センサ 2 2 5 a の出力値 P 1 が最適な圧力値範囲内になるまで、S 1 1 1 から S 1 1 4 の処理による送気もしくは排気が繰り返される。

10

#### 【0050】

そして、出力値 P 1 が、最適値の範囲内になると ( S 1 1 0 : Y e s )、固定装置 2 0 a の駆動が停止される。具体的には、出力値 P 1 が最適値の範囲内となった時点で、膨張部材 2 2 1 a への送気が行なわれている場合は、制御部 1 4 によって、固定装置 2 0 a の送気弁 2 1 1 a および 2 1 2 a への電流の供給が停止される。これにより送気弁 2 1 1 a および 2 1 2 a が閉じ、膨張部材 2 2 1 a への送気が停止される。また、出力値 P 1 が最適値の範囲内となった時点で、膨張部材 2 2 1 a からの排気が行なわれている場合は、制御部 1 4 により固定装置 2 0 a の送気弁 2 1 2 a ならびに排気弁 2 3 1 a および 2 3 2 a への電流の供給が停止される。これにより送気弁 2 1 2 a ならびに排気弁 2 3 1 a および 2 3 2 a が閉じ、膨張部材 2 2 1 a からの排気が停止される。そして、固定装置 2 0 a の駆動が停止されると、膨張部材 2 2 1 a は、その時点の圧力を保ったまま体腔管の内壁と接触する。

20

#### 【0051】

本実施形態においては、上述の処理 S 1 1 0 ~ S 1 1 5 と並行して、その他の固定装置 2 0 b ~ 2 0 h における膨張部材 2 2 1 b ~ 2 2 1 h の送気 / 排気処理が行われる。図 6 に記載されている固定装置 2 0 b の制御フローである S 1 2 0 ~ S 1 2 5 では、固定装置 2 0 a に対する制御フローである S 1 1 0 ~ S 1 1 5 と同様の処理が行われる。また、図 6 には、固定装置 2 0 a および 2 0 b の制御フローのみが記載されているが、その他の固定装置 2 0 c ~ 2 0 h に対しても同様の処理が行われる。このように、本実施形態においては、出力値 P 1 ~ P 8 の値がそれぞれ最適値範囲に確実に入るまで、各固定装置 2 0 c ~ 2 0 h に対して個別制御が行われる。尚、固定装置 2 0 a ~ 2 0 h に対する処理は並行して行われ、かつ全ての感圧センサの出力値 P 1 ~ P 8 が段階的に同等の値をとるように制御されることが好ましい。

30

#### 【0052】

各固定装置 2 0 a ~ 2 0 h の駆動が停止されると、膨張部材 2 2 1 a ~ 2 2 1 h は、その時点の圧力を保ったまま体腔管の内壁と接触して、カプセル内視鏡 1 0 を体腔管内に固定する。その後、送受信装置 4 0 から解除信号を受信するまで ( S 1 1 6 )、固定された位置における撮影が行われ、撮影された画像が映像信号として送受信装置 4 0 へ送信される。

#### 【0053】

40

送受信装置 4 0 から解除信号を受信すると ( S 1 1 6 : Y e s )、固定装置 2 0 a ~ 2 0 h の排気が行われる ( S 1 1 7 )。S 1 1 7 では、第 1 の実施例の S 1 9 における処理と同様に、送排気制御部 2 4 0 により固定装置 2 0 a ~ 2 0 h がそれぞれ備える、送気弁 2 1 2 a ~ 2 1 2 h ならびに排気弁 2 3 1 a ~ 2 3 1 h および 2 3 2 a ~ 2 3 2 h がすべて開放される。これにより膨張部材 2 2 1 a ~ 2 2 1 h に充填されていたガスが、排気路 2 3 3 a ~ 2 3 3 h を通って、開口部 2 3 4 a ~ 2 3 4 h から体腔管内へ排出される。そして、膨張部材 2 2 1 a ~ 2 2 1 h が収縮し、カプセル内視鏡 1 0 の体腔管内での固定が解除される。その後、カプセル内視鏡 1 0 は、自然に体内を通過し排出される。

#### 【0054】

上記のように、本発明の第 2 の実施形態におけるカプセル内視鏡 1 0 では、各感圧セン

50

サ 2 2 5 a ~ 2 2 5 h の検出値に基づき、膨張部材 2 2 1 a ~ 2 2 1 h への送気および排気を個別に制御することにより、固定装置 2 0 a ~ 2 0 h の制御をより詳細に行うことが可能である。これにより、上述の第 1 の実施形態におけるカプセル内視鏡 1 0 が備える効果に加え、例えば楕円形などの偏った形状の体腔管内においても、各膨張部材 2 2 1 a ~ 2 2 1 h がそれぞれ最適な圧力で内壁と接することができ、より適切にカプセル内視鏡 1 0 を体腔管内に固定することが可能となる。

#### 【 0 0 5 5 】

以上が本発明の実施形態であるが、本発明は上記実施形態の構成に限定されるものではない。本発明は、以下に示すような変形を行っても上記実施形態と同様の効果を奏することができる。まず、上記実施形態においては、信号処理部 4 4 にてカプセル内視鏡 1 0 から送信される映像信号の強度に基づいてカプセル内視鏡 1 0 の現在位置の特定を行い、その結果に従って、停止信号を送信する構成となっていたが、その他のタイミングで停止信号を送信することも可能である。

10

#### 【 0 0 5 6 】

例えば、入出力装置 5 0 の表示部 5 2 にカプセル内視鏡 1 0 からの映像信号に基づく画像をリアルタイムに表示させ、その画像を観察する操作者によってカプセル内視鏡 1 0 が所望の部位に位置すると判断された場合に、入力部 5 3 を介して停止信号が送信される構成としても良い。また、その他にも、カプセル内視鏡 1 0 にタイマー回路を備え、所望の部位に到達するまでの時間をカウントさせて、所望の時間が経過した時に停止信号を受信したとみなし、固定装置 2 0 a ~ 2 0 h を駆動させる構成としても良い。

20

#### 【 0 0 5 7 】

また、上記実施形態においては、送受信装置 4 0 からの解除信号に基づいて、カプセル内視鏡 1 0 の固定を解除する構成としたが、カプセル内視鏡 1 0 にタイマー回路を備え、所望の撮影時間が終了するまでタイマーをカウントし、所望の時間が経過した場合に、解除信号を受信したとみなし、カプセル内視鏡 1 0 の固定を開示する構成としても良い。

#### 【 図面の簡単な説明 】

#### 【 0 0 5 8 】

【 図 1 】 本発明に係るカプセル内視鏡システムの概略構成図である。

【 図 2 】 本発明に係るカプセル内視鏡の固定装置の構成を示す模式図である。

【 図 3 】 固定装置の膨張部材が膨張したときのカプセル内視鏡を模式的に示した模式図である。

30

【 図 4 】 本発明に係るカプセル内視鏡の送受信装置および入出力装置の構成を示す構成図である。

【 図 5 】 本発明の第 1 の実施形態における、固定装置の制御を示すフローチャートである。

【 図 6 】 本発明の第 2 の実施形態における、固定装置の制御を示すフローチャートである。

#### 【 符号の説明 】

#### 【 0 0 5 9 】

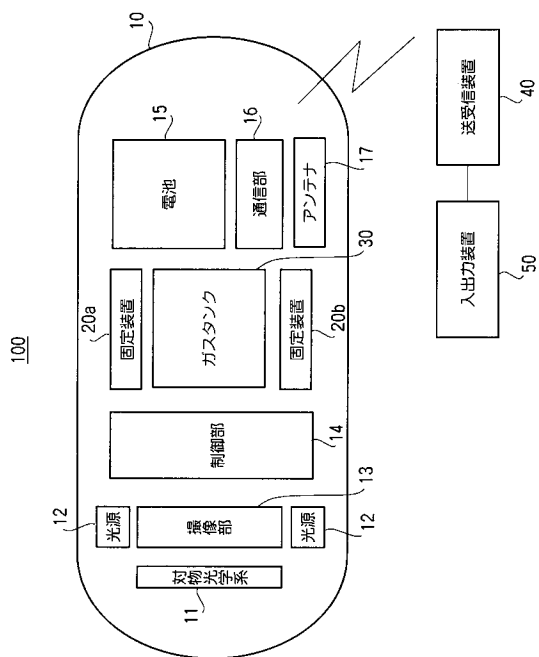
- 1 0 カプセル内視鏡
- 1 1 対物光学系
- 1 2 光源
- 1 3 撮像部
- 1 4 制御部
- 1 5 電池
- 1 6 通信部
- 1 7 アンテナ
- 2 0 a ~ 2 0 h 固定装置
- 2 1 0 送気部
- 2 2 0 膨張部

40

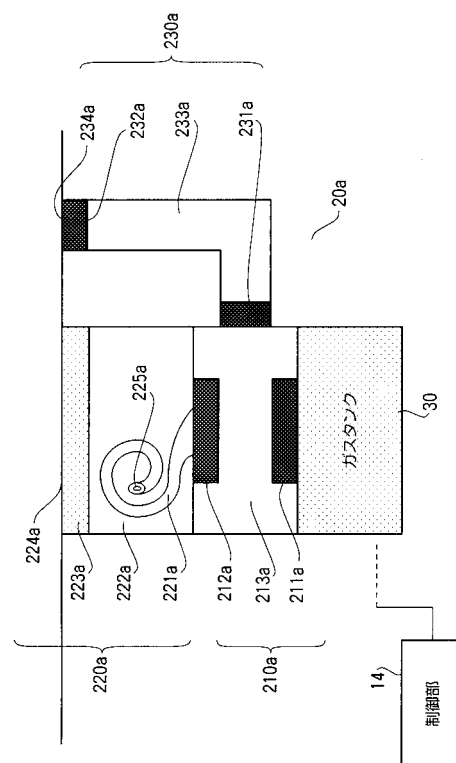
50

- 2 2 1 膨張部材
- 2 2 5 感圧センサ
- 2 3 0 排気部
- 3 0 ガスタンク
- 4 0 送受信装置
- 5 0 入出力装置
- 1 0 0 カプセル内視鏡システム

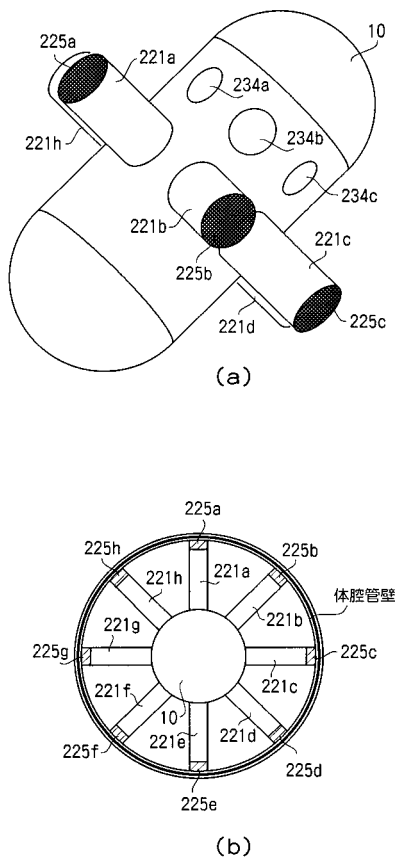
【図 1】



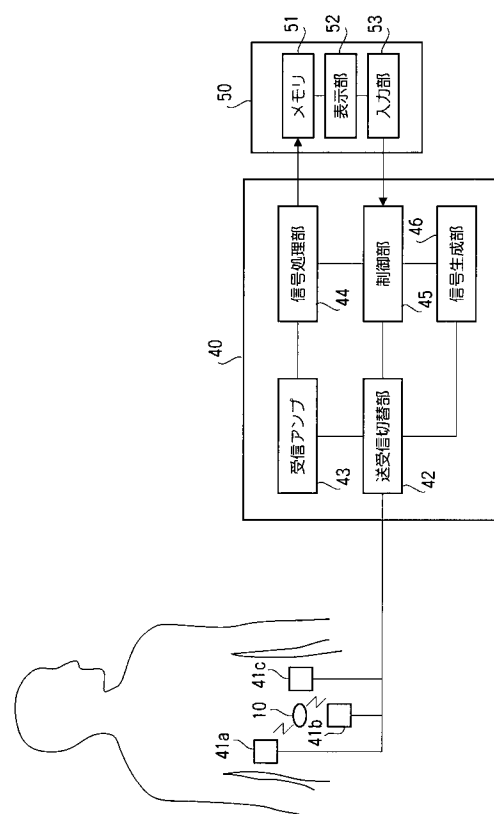
【図 2】



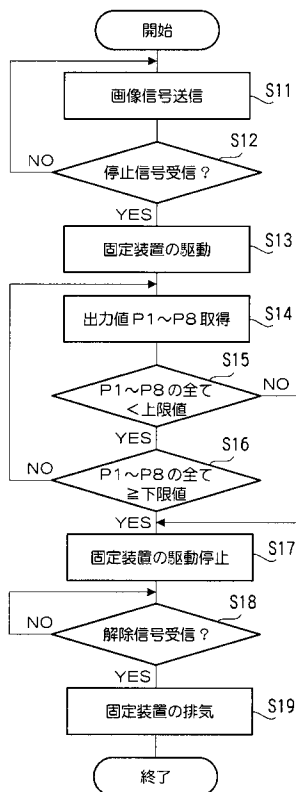
【図 3】



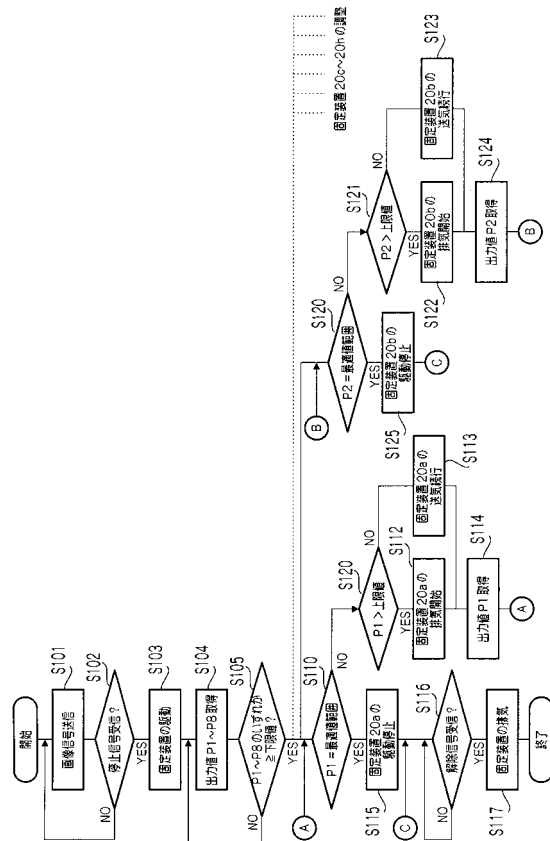
【図 4】



【図 5】



【図 6】



|                |                                                                                                                                                                                                                                                              |         |            |
|----------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 胶囊内窥镜                                                                                                                                                                                                                                                        |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2010088705A</a>                                                                                                                                                                                                                                | 公开(公告)日 | 2010-04-22 |
| 申请号            | JP2008262558                                                                                                                                                                                                                                                 | 申请日     | 2008-10-09 |
| [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         | 馬場武彦                                                                                                                                                                                                                                                         |         |            |
| 发明人            | 馬場 武彦                                                                                                                                                                                                                                                        |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/00 A61B5/07                                                                                                                                                                                                                                            |         |            |
| CPC分类号         | A61B1/00147 A61B1/041                                                                                                                                                                                                                                        |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.552 A61B1/00.554 A61B1/00.610 A61B1/00.655                                                                                                                                                                       |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C038/CC03 4C038/CC07 4C038/CC09 4C038/CC10 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/HH60 4C061/JJ02 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/UU06 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF15 4C161/FF17 4C161/HH60 4C161/JJ02 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/UU06 |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                                                                    |         |            |

#### 摘要(译)

解决的问题：提供一种胶囊内窥镜，其可以适当地固定在体腔管中而不会给人体带来负担。光源单元，产生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发送/接收装置并从外部发送/接收装置接收控制信号的通信单元，用于将胶囊型内窥镜固定在体腔管中的固定部，设置在该固定部中的，用于检测固定部与体腔管壁之间的接触压力的压力检测部，以及用于控制各部的控制部。胶囊型内窥镜具有控制部，控制部根据压力检测部的检测值控制固定部，以将胶囊型内窥镜固定在体腔管内。[选型图]图1

