

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3756797号  
(P3756797)

(45) 発行日 平成18年3月15日(2006.3.15)

(24) 登録日 平成18年1月6日(2006.1.6)

(51) Int.C1.

F 1

A 61 B 1/00 (2006.01)  
A 61 B 5/07 (2006.01)A 61 B 1/00 320 B  
A 61 B 5/07

請求項の数 5 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2001-318436 (P2001-318436)  
 (22) 出願日 平成13年10月16日 (2001.10.16)  
 (65) 公開番号 特開2003-116781 (P2003-116781A)  
 (43) 公開日 平成15年4月22日 (2003.4.22)  
 審査請求日 平成16年9月14日 (2004.9.14)

(73) 特許権者 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  
 (74) 代理人 100076233  
 弁理士 伊藤 進  
 (72) 発明者 安達 英之  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパス光学工業株式会社内  
 (72) 発明者 瀧澤 寛伸  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパス光学工業株式会社内  
 (72) 発明者 瀬川 英建  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】カプセル型医療機器

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

少なくとも生体情報を検出するために体腔管路内を通過するカプセル型医療機器において、

該カプセル型医療機器が体腔管路内に一定時間止まっていることを検知する検知手段と、

該カプセル型医療機器を磁力により誘導移動する磁力誘導装置と、  
 該カプセル型医療機器の移動軌跡を演算する手段と、  
 を備え、

該カプセル型医療機器が停止状態となった場合、該磁力誘導装置が該カプセル型医療機器の移動軌跡を逆にトレースさせる誘導をすることを特徴とするカプセル型医療機器。

## 【請求項 2】

上記カプセル型医療機器の移動軌跡を描画する処理を行う手段を備えることを特徴とする請求項1記載のカプセル型医療機器。

## 【請求項 3】

上記磁力誘導装置は、  
 アクチュエータと、  
 上記アクチュエータにより移動する電磁石と、  
 を備えることを特徴とする請求項1または請求項2記載のカプセル型医療機器。

## 【請求項 4】

上記アクチュエータは、上記電磁石を3次元的に移動させることを特徴とする請求項3記載のカプセル型医療機器。

【請求項5】

少なくとも生体情報を検出するために体腔管路内を通過するカプセル型医療機器において、

該カプセル型医療機器が体腔管路内に一定時間止まっていることを検知する検知手段と、カプセルを振動させる手段と、

を備え、

上記検知手段からの信号に応じてカプセルを振動させる手段を駆動することを特徴とするカプセル型医療機器。 10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、カプセル状にして体腔内を移動して検査等するカプセル型医療機器に関する。 15

【0002】

【従来の技術】

近年、体腔内などを検査する内視鏡その他の医療機器が提案されている。また、通常の内視鏡では挿入部のみを体腔内に挿入して内視鏡検査などを行うものであるが、カプセル形状にしたカプセル本体を体腔内に挿入して、検査などを行うものが例えば特開2001-91860で開示されている。 20

【0003】

このようなカプセル型医療機器では、カプセル本体が体腔内の狭窄部等で詰まってしまうことも考えられるので、詰まった状態の場合には早期に回収等することが必要になる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来例では詰まった状態であることを早期に検出する解決策は開示されていない。 25

【0005】

(発明の目的)

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、体腔内の狭窄部等で詰まった状態であるか否かを検出できるようにして早期に対応し易いようにしたカプセル型医療機器を提供することを目的とする。 30

【0006】

【課題を解決するための手段】

本発明によるカプセル型医療機器は、少なくとも生体情報を検出するために体腔管路内を通過するカプセル型医療機器において、該カプセル型医療機器が体腔管路内に一定時間止まっていることを検知する検知手段と、該カプセル型医療機器を磁力により誘導移動する磁力誘導装置と、該カプセル型医療機器の移動軌跡を演算する手段とを備え、該カプセル型医療機器が停止状態となった場合、該磁力誘導装置が該カプセル型医療機器の移動軌跡を逆にトレースさせる誘導をすることを特徴とし、更に、上記カプセル型医療機器の移動軌跡を描画する処理を行う手段を備え、上記磁力誘導装置は、アクチュエータと、上記アクチュエータにより移動する電磁石とを備え、上記アクチュエータは、上記電磁石を3次元的に移動させることを特徴とする。 40

また、本発明によるカプセル型医療機器は、少なくとも生体情報を検出するために体腔管路内を通過するカプセル型医療機器において、該カプセル型医療機器が体腔管路内に一定時間止まっていることを検知する検知手段と、カプセルを振動させる手段とを備え、上記検知手段からの信号に応じてカプセルを振動させる手段を駆動することを特徴とする。

【0007】

### 【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

#### (第1の実施の形態)

図1ないし図9は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は第1の実施の形態を備えたカプセル型内視鏡装置等の構成を使用例で示し、図2はカプセル型内視鏡の内部構成を示し、図3は体外ユニットの構成を示し、図4は位置算出回路による位置算出の原理説明図を示し、図5は第1の実施の形態の動作内容をフローチャートで示し、図6は変形例の体外ユニットの構成を示し、図7は変形例の動作内容をフローチャートで示し、図8は液漏れ検出の機能の説明図を示し、図9は変形例のカプセル型内視鏡を示す。

#### 【0008】

10

図1(A)に示すように本発明の第1の実施の形態を備えたカプセル型内視鏡装置1は、患者2の口部から飲み込まれることにより体腔内管路を通過する際に体腔内管路内壁面を光学的に撮像した画像信号を無線で送信する(本発明のカプセル型医療機器の第1の実施の形態を構成する)カプセル型内視鏡3と、このカプセル型内視鏡3で送信された信号を患者2の体外に設けたアンテナユニット4により受け、画像を保存する機能を有する、(患者2の体外に配置される)体外ユニット5とから構成される。

#### 【0009】

20

また、図1(B)に示すようにこの体外ユニット5は、パーソナルコンピュータ(以下、パソコンと略記)6と着脱自在に接続され、パソコン6により体外ユニット5に保存した画像を取り込み、内部のハードディスクに保存したり、表示部7により保存した画像を表示できるようにしている。このパソコン6にはデータ入力等を行うキーボード8が接続されている。

#### 【0010】

図1(A)に示すようにカプセル型内視鏡3を飲み込んで内視鏡検査を行う場合には、患者2が着るシャツ10には複数のアンテナ11が取り付けられたアンテナユニット4が装着され、カプセル型内視鏡3により撮像され、それに内蔵されたアンテナから送信された信号を受け、このアンテナユニット4に接続された体外ユニット5に撮像した画像を保存するようにしている。この体外ユニット5は、例えば患者2のベルトに着脱自在のフックにより取り付けられる。

#### 【0011】

30

また、この体外ユニット5は例えば箱形状であり、その前面には画像表示を行う液晶モニタ12と、警告を発するブザー13とが設けてある。

#### 【0012】

図2に示すようにカプセル型内視鏡3は、円筒の両端を略半球形状に丸みを付けて閉塞した形状、つまりカプセル形状の透明な外装部材14で水密的に覆われている。この透明な外装部材14内で、撮像側となる一方の端部側の中央部分には結像する対物レンズ15がレンズ枠16に取り付けられて配置され、その結像位置には撮像素子として例えばCMOSイメージヤ17が配置されている。

#### 【0013】

40

また、対物レンズ15の周囲には、照明系としての例えば白色LED18が配置されている。また、例えばCMOSイメージヤ17の裏面側には、白色LED18を発光駆動せたると共に、CMOSイメージヤ17を駆動してCMOSイメージヤ17の撮像信号から画像信号を生成する処理を行う制御回路(或いは処理回路)19、画像信号を変調して送信する信号にする通信回路20、これらの回路19、20に電源を供給するボタン型電池21が、外装部材14の内側の透明な円筒部材22の内側に配置されている。また、ボタン型電池21の後端側、つまり他方の半球形状内側に通信回路20に接続され、画像信号を無線で送信するアンテナ23が配置されている。

#### 【0014】

50

図3に示すようにカプセル型内視鏡3により例えば腸内部等で内視鏡検査を行っている場合において、カプセル型内視鏡3が狭窄部25で詰まった状態を体外ユニット5で検出し

、警告を知らせることができるようにしている。

【0015】

アンテナユニット4を構成する各アンテナ11は体外ユニット5内部の受信回路31に接続され、アンテナ11で受信し受信回路31で復調した画像データは画像メモリ32に格納されると共に、位置算出回路33に入力される。位置算出回路33は計時手段となるタイマ回路36と接続されており、画像データが入力された時間を参照することができるようしている。

【0016】

画像メモリ32に格納された画像データは表示回路34を介して液晶モニタ12に撮像された画像として表示される。

また、位置算出回路33は受信回路31からの信号強度からカプセル型内視鏡3の3次元位置を算出し、位置情報を液晶モニタ12に出力して位置表示を行うと共に、位置変化算出回路35に出力する。

【0017】

位置変化算出回路35は、位置算出回路の位置情報から時間的な位置変化の有無を判断して、位置が変化しないと判断するとカプセル型内視鏡3が狭窄部25等で停止したと判断し、液晶モニタ12で警告のメッセージの表示を行うと共に、ブザー13で音による警告を発するようしている。

【0018】

なお、画像メモリ32はハードディスク37と接続され、このハードディスク37には画像メモリ32の振幅が最も大きい画像データを蓄積保存する。このハードディスク37にはコネクタ38が接続され、このコネクタ38を介してパソコン6はハードディスク37に蓄積された画像データを読み出して表示部7で表示する等ができる。

【0019】

図4は位置算出回路33による位置算出の原理説明図を示す。図4ではカプセル型内視鏡3を3次元座標X、Y、Zの原点に設定した場合におけるアンテナユニット4の各アンテナとの関係を示す。

アンテナユニット4を構成する複数、ここでは簡単化のため3つのアンテナ11a、11b、11cはそれぞれ既知の位置に配置され、またそれらのアンテナ間の距離も既知である。

【0020】

図4の場合では、アンテナ11aと11bとの距離Dab、アンテナ11bと11cとの距離Dbc、アンテナ11aと11cとの距離Dacである。

一方、カプセル型内視鏡3のアンテナ23から電波で発せられる一定強度の信号を各アンテナ11i(i=a、b、c)で受信した信号強度はカプセル型内視鏡3(のアンテナ23)からの距離Liの関数となる。

【0021】

従って、位置算出回路33は各アンテナ11iを介して受信した信号の強度を検出し、その強度からカプセル型内視鏡3(のアンテナ23)までの距離Liを算出する。

図5は図3の状態でカプセル型内視鏡3が狭窄部25で詰まった場合には警告する動作のフローチャートを示す。

【0022】

動作を開始すると、カプセル型内視鏡3は例えば0.5秒間隔(周期)で照明及び撮像を行い、撮像された撮像信号は制御回路19、通信回路20を経てアンテナ23から0.5秒間隔で電波として外部に放射される。その電波はステップS1に示すようにアンテナユニット4の各アンテナを介して体外ユニット5で画像受信がされる。つまり、アンテナユニット4の各アンテナを介して体外ユニット5の受信回路31により復調され、そしてステップS2のように画像メモリ32に画像が保存されると共に、位置算出回路33に入力される。

【0023】

10

20

30

40

50

位置算出回路 3 3 では位置算出を行い、その情報をタイマ回路 3 6 の時間情報と共に、位置変化算出回路 3 5 に送る。位置変化算出回路 3 5 では時間情報と位置情報により適宜の短い時間内における位置比較を行う。具体的にはステップ S 3 に示すように最新画像と 5 秒前に取得した画像との位置比較を行う。なお、タイマ回路 3 6 は時間情報を直接、位置変化算出回路 3 5 に送るようにしてても良い。

そして、位置変化算出回路 3 5 は位置比較によりその位置変化が予め設定したある閾値以下かの判断を行う（ステップ S 4）。

#### 【0024】

この判断により、位置変化が閾値より大きい場合には、カプセル型内視鏡 3 が動いていると判断してステップ S 1 に戻り、ステップ S 1 ~ S 4 の処理を繰り返す。一方、位置変化が閾値以下の場合には、ステップ S 5 に示すように、位置変化算出回路 3 5 は位置変化が閾値以下の場合が設定回数、例えば 10 回以上連続したか否かの判断を行う。

10

#### 【0025】

この判断において、この条件を満たさない場合には、停止状態でないと判断してステップ S 1 に戻り、ステップ S 1 ~ S 5 の処理を繰り返す。一方、この条件を満たす場合、つまり位置変化が閾値以下の場合が例えば 10 回以上連続した場合には、ステップ S 6 に示すように停止状態と判断する。そして、ステップ S 7 に示すように停止状態の判断に対応した警告動作を行う。

#### 【0026】

具体的には、液晶モニタ 1 2 で停止状態にあるとのメッセージ表示とブザー 1 3 を鳴らして警告する。この場合には、内視鏡検査スタッフは、例えば細長の内視鏡等を患者 2 の口等から挿入し、カプセル型内視鏡 3 を回収したり、狭窄部 2 5 を拡張してカプセル型内視鏡 3 を通過できるようにしたりする処置を速やかに行うことができる。

20

#### 【0027】

このように本実施の形態では時間的にカプセル型内視鏡 3 が所定時間止まっているか否かを検出する検出手段を設けているので、カプセル型内視鏡 3 が狭窄部 2 5 等により停止状態となった場合にはその状態をメッセージ表示等の告知により速やかに検出できと共に、速やかにその状態を回避する対応処置が可能となる。

#### 【0028】

なお、液晶モニタ 1 2 で警告メッセージの表示やブザーを鳴らす等して警告を行う他に、LED による光を発光させたり、光を点滅させる等して警告（告知）するようにしても良い。

30

#### 【0029】

図 6 は変形例の体外ユニット 5 B の構成を示す。図 6 の体外ユニット 5 B においては、図 3 において、画像メモリ 3 2 にのみ格納される画像データが、画像変化算出回路 3 9 にも接続されている。また、この画像変化算出回路 3 9 はタイマ回路 3 6 と接続され、所定時間間隔の画像データの一致度からカプセル型内視鏡 3 の位置変化があったか停止状態かを判断し、停止状態と判断した場合には、告知する。

その他は図 3 の構成と同じである。

#### 【0030】

40

図 6 の体外ユニット 5 B の場合の作用を図 7 のフローチャートで説明する。図 7 は図 5 と同様にステップ S 1 1 で複数のアンテナ 1 1 で画像受信を行う。次のステップ S 1 2 で画像データを画像メモリ 3 2 に格納する。その次のステップ S 1 3 で、画像メモリ 3 2 に格納された画像において、最新画像と例えば 5 秒前の取得画像を画像変化算出回路 3 9 は取り込み、両画像データの重ね合わせ処理を行う。

#### 【0031】

そして、ステップ S 1 4 で画像変化算出回路 3 9 は画像の一致度を算出する。次のステップ S 1 5 で画像変化算出回路 3 9 は一致度がある閾値、例えば 80 % 以上かの判断を行う。

#### 【0032】

50

この判断により 80% 未満の場合にはカプセル型内視鏡 3 は動いていると判断してステップ S11 に戻り、ステップ S11 ~ S15 の処理を繰り返し行う。一方、ステップ S15 の判断により 80% 以上の一致度であると判断した場合には、次のステップ S16 で、その状態が 10 回連続したかの判断を行う。

【0033】

この判断により 10 回未満しか連続しない場合には、停止状態でないと判断してステップ S11 に戻る。一方、10 回連続した場合には、ステップ S17 で停止状態と判断し、ステップ S18 に示すように液晶モニタ 12 に警告のメッセージ表示とブザー 13 による告知を行う。

【0034】

また、本実施の形態におけるカプセル型内視鏡 3 においては、例えばカプセル型内視鏡 3 内で例えば電池 21 が液漏れ 40 を起こした場合には、図 8 に示すようにその液漏れ 40 を透明な外装部材 14、透明な円筒部材 22 を介してカプセル内視鏡 3 を飲む前に目視等で確認できる。

【0035】

なお、このカプセル内視鏡 3 の変形例のカプセル内視鏡 3B として図 9 に示すように例えば透明な円筒部材 22 の内側に例えばリトマス試験紙 41 等、電池 22 の液漏れなどを検知すると色が変化することにより、患者等に分かり易く知らせる手段を設けるようにしても良い。なお、円筒部材 22 を用いることなく透明な外装部材 14 の内側にリトマス試験紙 41 等、電池 22 の液漏れなどを検知すると色の変化等で外部から視認できるようにしても良い。

【0036】

(第 2 の実施の形態)

次に本発明の第 2 の実施の形態を図 10 ないし図 12 を参照して説明する。図 10 は第 2 の実施の形態におけるカプセル型内視鏡 3C を示す。

このカプセル型内視鏡 3C は、例えば第 1 の実施の形態のカプセル型内視鏡 3 において、その外周面の例えば最大径の付近の複数箇所に圧力センサ 43 を設けている。また、その内部には、例えば対物レンズ 15 と反対側に小型で振動するページャモータ (振動モータ) 44 (のステータ側) をカプセル内に固定している。このモータ 44 は図 11 に示すようにモータドライバ 45 により駆動される。

【0037】

このページャモータ 44 は通常のモータの回転軸に、例えば円柱の一部を切り欠いたように重心が偏心した部材を取付け、回転させると (回転軸から) その偏心した重心のためにモータ 44 の回転と共に、モータ 44 全体が振動し、これを取り付けた部分のカプセル型内視鏡 3C も振動するようになる。

【0038】

また、このモータドライバ 45 は圧力センサ 43 の圧力信号が入力され、その圧力信号が設定値以上になると、モータ 44 を駆動するようにしている。その他は第 1 の実施の形態とほぼ同様の構成である (図 10 及び図 11 では簡単化のため、本実施の形態における主要部のみ示した)。

【0039】

次に本実施の形態の作用を図 12 のフローチャートを参照して説明する。

カプセル型内視鏡 3C が撮像を行うと共に、ステップ S21 に示すように各圧力センサ 43 は圧力検出を行い、検出した信号がモータドライバ 45 に入力される。モータドライバ 45 は例えば 5 秒間隔で圧力を検出した信号を取り込む。

【0040】

そして、モータドライバ 45 はステップ S22 に示すように 2 つ以上のセンサ出力が閾値を越えたか否かの判断を行う。この判断により、2 つ以上のセンサ出力が閾値を越えない場合には、詰まって停止した状態でないと判断してステップ S21 に戻る。

【0041】

10

20

30

40

50

一方、2つ以上のセンサ出力が閾値を越えた場合には、次のステップS23に進み、モータドライバ45はその状態が例えば10回連続したか否かの判断を行う。そして、9回未満の場合には、ステップS21に戻る。

一方、10回連続したと判断した場合には、ステップS24に示すようにモータドライバ45はカプセル型内視鏡3Cが狭窄部25等で停止し、圧力が加わった状態と判断する。

【0042】

そして、ステップS25に示すようにページャモータ44を駆動させる。このページャモータ44の駆動によりカプセル型内視鏡3Cは振動し、狭窄部25から離脱させることができる場合がある。その後、ステップS21に戻る。

【0043】

ステップS25の後に、ページャモータ44を繰り返して駆動させる回数を計測し、その回数が設定値以上となった場合には外部に停止状態となったことを知らせるようにしても良い。

【0044】

本実施の形態によれば、停止状態になった場合、ページャモータ44を駆動させるようにしているので、狭窄部25で停止状態となった場合にもカプセル型内視鏡3Cを振動させることにより、多くの場合狭窄部25から離脱させることができる。

【0045】

本実施の形態では圧力センサ43の出力をモータドライバ45に入力し、複数の圧力センサ43の出力によりページャモータ44の動作を制御するようにしているが、第1の実施の形態と組み合わせるようにしても良い。

【0046】

第1の実施の形態において、例えば図5のステップS6の次にページャモータ44を動作させる処理を行わせるようにしても良い。そして、このページャモータ44の動作後に、位置変化算出回路35で位置変化を検出し、位置変化があった場合にはステップS1に戻り、位置変化を検出しない場合にはステップS7に移り、警告を行うようにしても良い。このようにすると、ページャモータ44の動作により、狭窄部25を通過するように離脱させることができた場合には、狭窄部25のために回収する処置が不要になる。

【0047】

また、同様に図6の体外ユニット5Bと組み合わせた場合には、図7のステップS17の後にページャモータ44を動作させる処理を行わせるようにしても良い。

【0048】

(第3の実施の形態)

次に本発明の第3の実施の形態を図13及び図14を参照して説明する。図13は第3の実施の形態のカプセル型内視鏡システム51を示す。このシステム51はカプセル型内視鏡3Dと、このカプセル型内視鏡3Dの画像データを保存したり、位置算出を行う体外ユニット52と、この体外ユニット52と接続されたパソコン53と、パソコン53と接続されたアクチュエータ制御回路54と、このアクチュエータ制御回路54からの駆動信号で駆動されるアクチュエータ55a、55bと、アクチュエータ55a、55bにより3次元的にそれぞれ移動される電磁石56a、56bとを有する。

【0049】

カプセル型内視鏡3Dは、図14に示すような構成である。なお、図14(A)は側面縦断面を示し、図14(B)はその左側の正面断面を示し、図14(C)は図14(A)の右側の背面断面を示す。また、図14(A)は図14(B)のA-A線断面で示している。

【0050】

カプセル型内視鏡3Dは、図2のカプセル内視鏡3において、前端側と後端側にそれぞれ永久磁石61、62を配置した構造にしている。例えば前端側に設けた複数の白色LED18の間には磁力が大きいネオジウム系、サマリウムコバルト系等の希土類の永久磁石61が配置され、また後端側のアンテナ23に隣接して永久磁石62を配置した構造にして

10

20

30

40

50

いる。

【0051】

従って、図13に示すように外部からの電磁石56a、56bをカプセル型内視鏡3Dに3次元的に近づけると、磁力によりカプセル型内視鏡3Dを3次元的に移動させることができる。

【0052】

また、体外ユニット52は例えば図3の体外ユニット5において、さらに位置算出回路33の位置データと画像メモリ32の画像データとをパソコン53に出力できるように(例えばそれぞれコネクタを設けるように)した構成である。

【0053】

そして、図13に示すように体外ユニット52とパソコン53の本体53aを接続した状態では、体外ユニット52の画像データとその状態の位置データとがパソコン本体53aに入力され、パソコン本体53a内部のハードディスクに位置データと関連付けて画像データが格納される。その場合、時刻のデータも関連付けて格納される。

【0054】

そして、例えばキーボード53cから軌跡を表示させる指示入を行うことにより、本体53a内部のCPUはハードディスクに格納されたカプセル型内視鏡3Dの位置データを時間経過の順で読み出し、その位置データからカプセル型内視鏡3Dの移動軌跡を3次元的に描画する処理を行い、モニタ部53bにその移動軌跡57を表示させることもできる。

【0055】

また、キーボード53cから軌跡57を(逆に)トレースさせる指示入があると、パソコン53はアクチュエータ制御回路54を介してアクチュエータ55a、55bの駆動制御と、電磁石56a、56bの駆動を制御し、磁力によりカプセル型内視鏡3Dを指示された軌跡57を(逆に)トレースするように誘導できるようにしている。

【0056】

本実施の形態の作用を図13に示すようにカプセル型内視鏡3Dにより生体内を検査している場合で説明する。

口から飲み込まれたカプセル型内視鏡3Dは食道、胃58を通り、小腸59側に移動する。その場合、カプセル型内視鏡3Dで撮像された画像は変調され、アンテナ22から電波で放射される。その電波はアンテナユニット4のアンテナ11を介して体外ユニット52に入力される。

【0057】

体外ユニット52では受信回路31を経て復調された画像データが画像メモリ32に格納されると共に、位置算出回路33により位置が算出され、画像データと位置データはパソコン53にも転送される。

【0058】

パソコン53では画像データと位置データ(及び時刻データ)がハードディスク等に保存される。そして、例えばキーボード53cから軌跡表示の指示入を行うことにより、モニタ部53bにはカプセル型内視鏡3Dの位置データから、3次元的に表示するソフトウェアを用いて3次元的に軌跡57を表示する状態にできる。

【0059】

また、体外ユニット52では第1の実施の形態で説明したようにカプセル型内視鏡3Dからの画像データを複数のアンテナ11を介して受信することにより位置変化を算出して、例えば小腸59の狭窄部25でカプセル型内視鏡3Dが停止して進まなくなった状態になると、その液晶モニタ12でメッセージ表示を行うとともに、ブザー13で告知する。

【0060】

この状態になった場合、内視鏡検査スタッフはキーボード53cからカプセル型内視鏡3Dの軌跡57を逆にトレースさせる指示入を行う。すると、パソコン53からカプセル型内視鏡3Dの軌跡57を逆にトレースするようにアクチュエータ制御回路54を介し

10

20

30

40

50

てアクチュエータ 55a、55b の先端の電磁石 56a、56b が保持された位置を 3 次元的に移動すると共に、電磁石 56a、56b の磁力の大きさ、励磁する向きを制御し、両電磁石 56a、56b の間のカプセル型内視鏡 3D を移動した場合の軌跡をたどるように誘導する。

そして、カプセル型内視鏡 3D が例えば胃 58 にまで誘導されたならば、図示しない内視鏡を挿入してカプセル型内視鏡 3D を回収する。

#### 【0061】

本実施の形態によれば、第 1 の実施の形態と同様にカプセル型内視鏡 3D が停止状態になったか否かを迅速に検出することができると共に、停止状態となった場合には磁力を作用させて回収し易い部位までカプセル型内視鏡 3D を誘導移動することができる。 10

#### 【0062】

なお、本実施の形態は狭窄部 25 等で移動が停止した場合の回収の用途で磁気誘導する例で説明したが、例えば移動を促進させるように使用しても良い。

また、狭窄部 25 等で停止した場合にも、その狭窄部 25 を通過する向きに磁力を作用させるようにし、通過できない場合に回収する向きに逆トレースさせるようにしても良い。

#### 【0063】

##### (第 4 の実施の形態)

次に本発明の第 4 の実施の形態を図 15 を参照して説明する。図 14 は本発明の第 4 の実施の形態におけるカプセル型医療装置本体 111 を示す。

このカプセル型医療装置本体 111 は、円筒部分とその両端を丸く覆ったカバーで水密構造のカプセル本体 112 が形成され、その一方の端部側に体腔内の生体情報を検出する手段として、例えば pH を検出する pH センサ 113 の検出部を突出 (或いは露出) するよう設けている。 20

この pH センサ 113 の検出部をカプセル本体 112 の孔部から突出させる場合、水密機能が高い接着剤で固定して内部を水密構造にしている。

#### 【0064】

この pH センサ 113 の後端側はカプセル本体 112 内部に設けた pH 検出の処理や検出した pH のデータを蓄積したり、外部の体外ユニット等に送信する通信手段及びアンテナ等の機能を備えた回路基板 114 と接続されている。また、この回路基板 114 はこの回路基板 114 を動作させる電源を供給する電池 115 と接続されている。 30

また、本実施の形態では、カプセル本体 112 内には、pH センサ 113 と反対側の端部付近に永久磁石 (或いは磁性体) 116 を収納している。

#### 【0065】

また、本実施の形態のカプセル型医療装置を構成する体外ユニットは例えば第 1 の実施の形態における体外ユニット 5 において、受信回路 31 により復調された信号は画像メモリ 32 の代わりの pH メモリ入力され、pH メモリに保存される。

#### 【0066】

そして、例えば第 1 の実施の形態等で説明したように停止状態と判断されて警告がされた場合には、図 13 の磁力誘導装置により回収し易い部位に移動できるようにしている。

本実施の形態では医療用の生体情報検査手段として、pH を検出する pH センサ 113 を採用しているが、この他に温度センサ、圧力センサ、光センサ、又は血液センサ (具体的にはヘモグロビン検出用センサ) 等を採用しても良い。 40

#### 【0067】

このように本実施の形態ではセンサ部分 (検出部) により、生体内液の化学量 (pH 値)、各臓器の温度、カプセル通過時のカプセル外面にかかる管腔内面からの圧力、生体内の明るさ、各臓器のヘモグロビン量 (出血の有無) 等の情報を入手し、得られたデータは図示しないカプセル内部のメモリに一旦、蓄積され、その後、図示しない通信手段により体外に置かれている体外ユニットの受信手段に送信される。

#### 【0068】

そして、受信手段により得られたデータを基準値と比較することで、病気や出血等の異常 50

の有無の判断、カプセル通過位置や通過状態の判断を体外において、医者やコメディカル等の医療従事者が行うことができる。

#### 【0069】

特に、カプセル型医療装置により被検者は苦痛なく、生体の消化管内部のpH値やヘモグロビン量等を測定することができ、消化器疾患の診断や生理学的解析を行えることの効果が大きい。各種センサは、目的に応じて複数種類用意することで、効率良い検査を行うことができる。

#### 【0070】

また、図15では各種センサを設けたカプセル型医療装置111を説明したが、各種センサの代わりに図16に示すように超音波探触子142を設けたカプセル型医療装置本体141でも良い。

このカプセル型医療装置本体141では、カプセル本体143の例えば前面には超音波探触子142の前面に設けた音響レンズ144がカプセル本体143の外面に露出するように配置され、音響レンズ144はカプセル本体143に接着剤等により水密的に固定され、カプセル内部は水密構造になっている。

#### 【0071】

超音波探触子142の裏面側のカプセル内部には、超音波送受信回路や、その信号から超音波断像を生成する処理等を行う回路基板114が配置され、回路基板114は電池115からの電源で駆動する。また、後端側には永久磁石116が収納されている。

#### 【0072】

このカプセル型医療装置141では、回路基板114により形成される超音波送受信回路により体腔内の超音波断層像が生成され、得られたデータは第1の実施の形態の場合と同様に、体外ユニットに送信される。これにより、小腸等、体腔内深部の深さ方向の異常の有無の診断が行える。

光学的な観察手段（撮像手段）と両方を備えても良く、そのような構成にすれば、体腔内表面と深部との診断を一度に行える。

#### 【0073】

図17は第2変形例のカプセル型医療装置本体131を示す。

このカプセル型医療装置本体131は、円筒とその両端を丸く覆ったカバーでカプセル本体132を形成し、その一方の端部側には開口133を設けて、例えば薬剤注入用注射針134を突没自在にしている。このカプセル本体132内部には、この薬剤注入用注射針134を突没する駆動手段と、その制御手段が配置され、外部から制御信号を送ることにより、薬剤注入用注射針134を突没して、薬剤を注入できるようにしている。また、このカプセル型医療装置本体131の位置を算出できるように内部のアンテナから外部の体外ユニットに一定強度の信号を送るようにしている。

また、カプセル本体132内部における開口133と反対側の端部付近に永久磁石或いは磁性体135を収納している。

#### 【0074】

血液センサや観察手段で出血部位を確認後、体外からの通信によりカプセル内部に収納した止血剤注入針等の処置具の動作を指示し、止血剤であるエタノールや粉末薬品を出血部位に散布して止血することができる。

#### 【0075】

本変形例によれば、止血等の処置を行うことができる。

この他、カプセル型医療装置として生体内に薬液を散布したり、生体体液等を回収するもの等にも適用できる。

なお、上述した各実施の形態等を部分的等で組み合わせて構成される実施の形態等も本発明に属する。

#### 【0076】

##### [付記]

1. カプセル型医療機器が体腔管路内に一定時間止まっていることを検知する検知手段か

10

20

30

40

50

らの信号に応じて、カプセルに内蔵した振動発生機構が該カプセルを振動させる。

【0077】

(付記1の背景)

カプセルが狭窄部で詰まった場合、早期に回収しないと合併症を誘発する可能性がある。従来技術にはこの問題点に対する解決策は開示されていない。

(目的)このため、早期に詰まりを検出し、詰まった場合に自動的に脱出することができる機構を備えたカプセル型医療装置を提供することを目的とし、付記1の構成にした。

2. 請求項5において、カプセルを振動させる手段は、カプセル内部の磁性体とカプセル外部からの磁気発生手段である。

【0078】

10

(付記2の背景)

カプセル型内視鏡を飲んだ後、狭窄部でカプセルが詰まると合併症が生じる可能性がある。一方、カプセルを投与する患者の狭窄有無をバリウムX線で検査し、狭窄患者には投与はしないという考え方もあるが、事前にX線検査することは負担を強いることになるので、簡易・確実な回収手段が望まれている。

(目的)このため、簡易で確実なカプセル回収手段を提供することを目的として付記2の構成にした。

【0079】

20

3. カプセル本体と、カプセル位置検出手段と、体外からの磁気力によるカプセル誘導手段とを備え、位置検出手段からの位置データによりカプセルの移動軌跡を演算する手段と、この移動軌跡を逆トレースするように上記誘導手段を駆動する制御手段を備えたことを特徴とするカプセル型医療機器システム。

4. 内蔵電源手段を有するカプセル型医療機器において、外装部材を各透明な部材で成形し、透明部材直下に電源手段を配置した。

5. 付記4において、外装部材と電源手段の近傍に電源手段からの液漏れに対して物理的または化学的反応を生じる視認手段を配置した。

6. 少なくとも生体情報を検出するために体腔管路内を通過するカプセル型医療機器において、該カプセル型医療機器が体腔管路内に一定時間止まっていることを検知する検知手段を設け、この検知手段は、カプセル外周に設けた圧力検出手段と、圧力検出手段の信号が閾値以上の場合、停止していると判断する手段からなることを特徴とする。

30

【0080】

(付記4、5の背景)

従来はカプセル内視鏡の内部で液漏れや水分侵入等の不具合が生じた場合、カプセル内視鏡を分解しないと確認することができなかった。

(目的)このためカプセル内視鏡等のカプセル型医療装置を分解しなくても外部から目視観察で分かるようにすることを目的とし、付記4、5の構成にした。

【0081】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、少なくとも生体情報を検出するために体腔管路内を通過するカプセル型医療機器において、

40

該カプセル型医療機器が体腔管路内に一定時間止まっていることを検知する検知手段を設けているので、検知手段によりカプセル型医療機器が体腔管路内に一定時間止まっていることを検知して速やかに回収等の対処ができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態を備えたカプセル型内視鏡装置等の構成を使用例で示す図。

【図2】カプセル型内視鏡の内部構成を示す図。

【図3】体外ユニットの構成を示すブロック図。

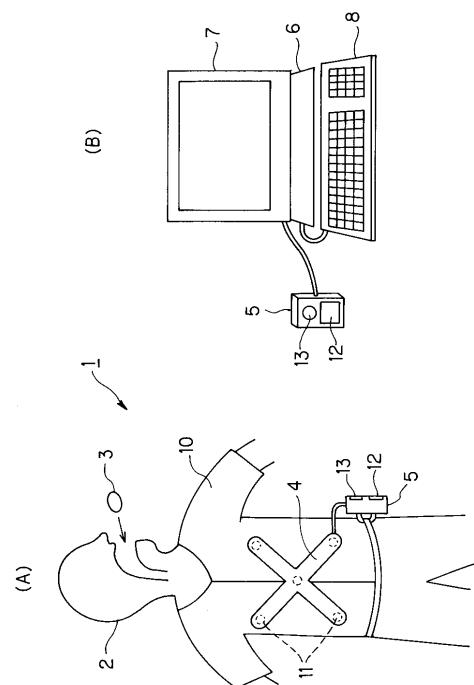
【図4】位置算出回路による位置算出の原理説明図。

【図5】第1の実施の形態の動作内容を示すフローチャート図。

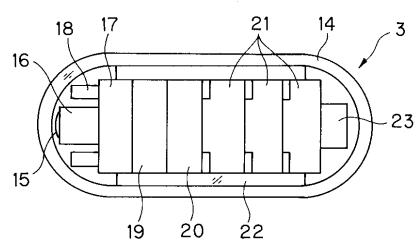
50

- 【図 6】変形例の体外ユニットの構成を示すブロック図。
- 【図 7】変形例の動作内容を示すフロー・チャート図。
- 【図 8】液漏れ検出の機能の説明図。
- 【図 9】変形例のカプセル型内視鏡を示す図。
- 【図 10】本発明の第2の実施の形態におけるカプセル型内視鏡の概略の構成図。
- 【図 11】内部構成の一部を使用例の状態で示す図。
- 【図 12】第2の実施の形態の動作内容を示すフロー・チャート図。
- 【図 13】本発明の第3の実施の形態を備えたカプセル型内視鏡システムの構成を示す図。
- 。
- 【図 14】カプセル型内視鏡の内部構成を示す図。 10
- 【図 15】本発明の第4の実施の形態におけるカプセル型医療装置本体の構成を示す図。
- 【図 16】第1変形例のカプセル型医療装置本体の構成を示す図。
- 【図 17】第2変形例のカプセル型医療装置本体の構成を示す図。
- 【符号の説明】
- 1 … カプセル型内視鏡装置
- 2 … 患者
- 3 … カプセル型内視鏡
- 4 … アンテナユニット
- 5 … 体外ユニット
- 6 … パソコン 20
- 7 … 表示部
- 8 … キーボード
- 1 1 … アンテナ
- 1 2 … 液晶モニタ
- 1 3 … ブザー
- 1 4 … 外装部材
- 1 5 … 対物レンズ
- 1 6 … レンズ枠
- 1 7 … C M O S イメージャ
- 1 8 … 白色 L E D 30
- 1 9 … 制御回路
- 2 0 … 通信回路
- 2 1 … 電池
- 2 3 … アンテナ
- 2 5 … 狹窄部
- 3 1 … 受信回路
- 3 2 … 画像メモリ
- 3 3 … 位置算出回路
- 3 4 … 表示回路
- 3 5 … 位置変化算出回路 40
- 3 6 … タイマ回路
- 3 7 … ハードディスク
- 3 8 … コネクタ

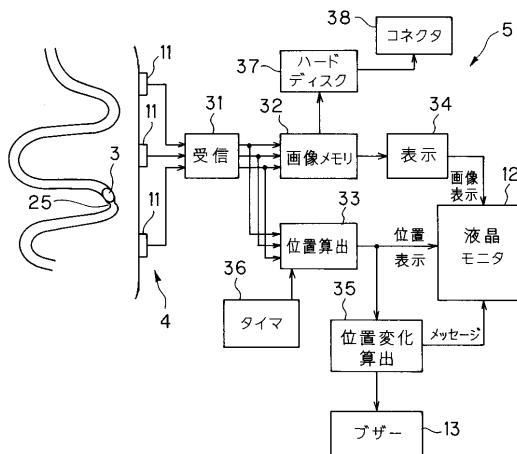
【図1】



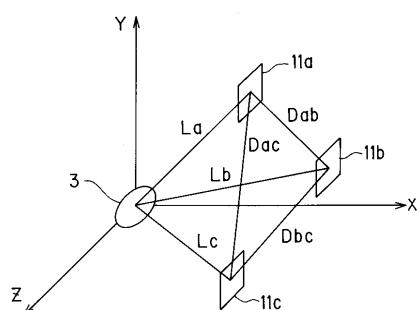
【図2】



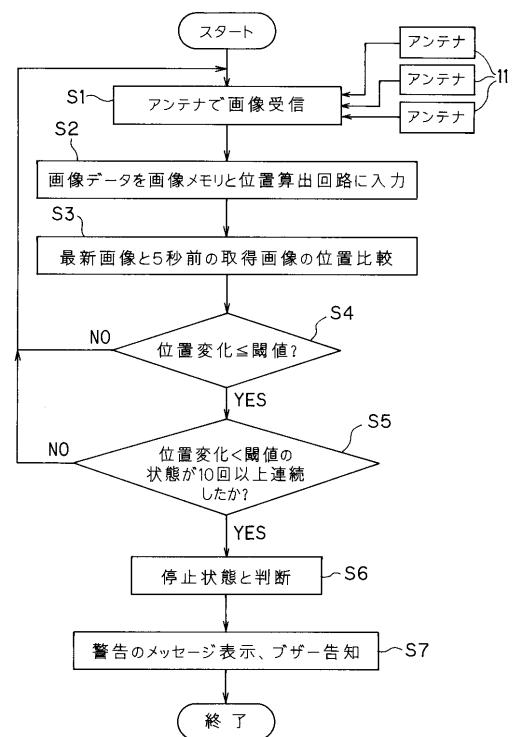
【図3】



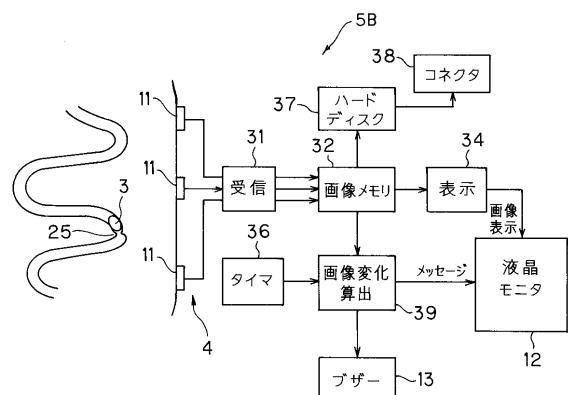
【図4】



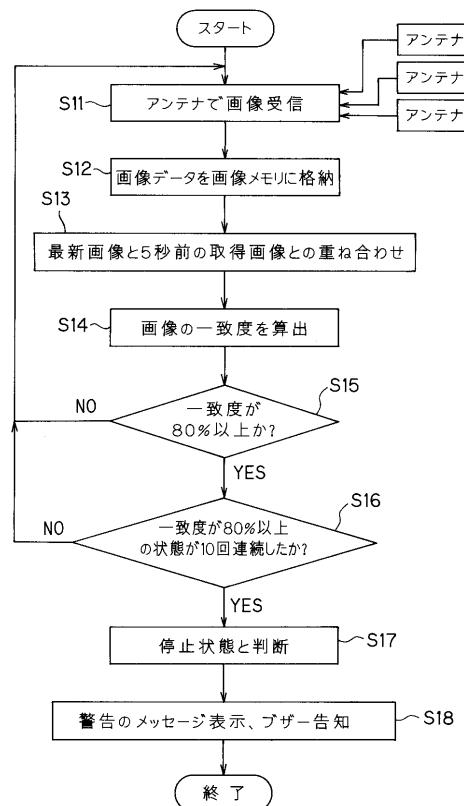
【図5】



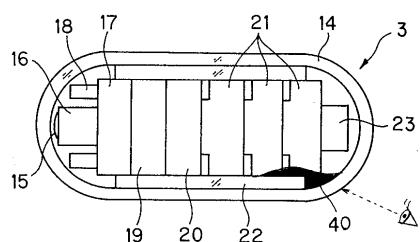
【図6】



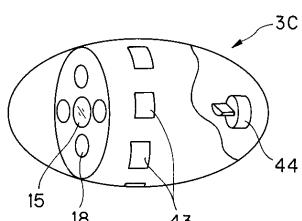
【図7】



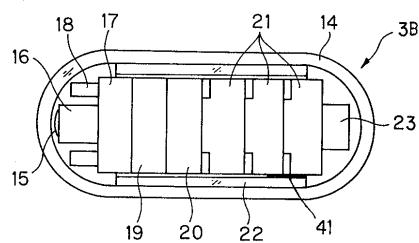
【図8】



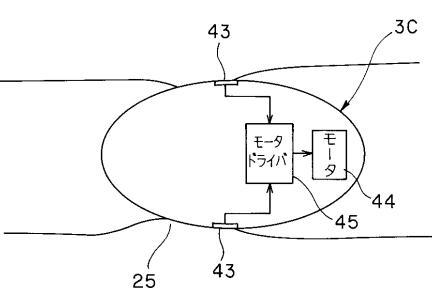
【図10】



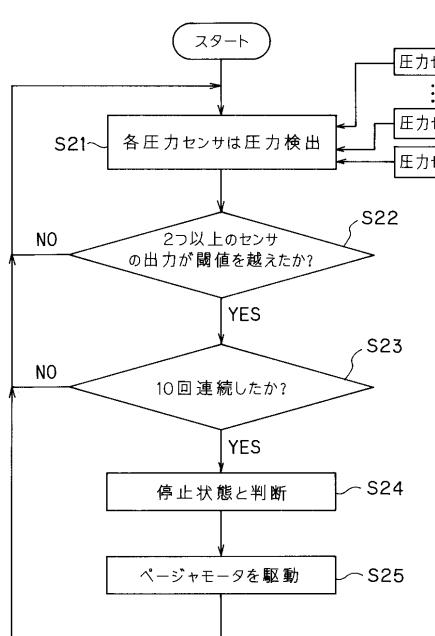
【図9】



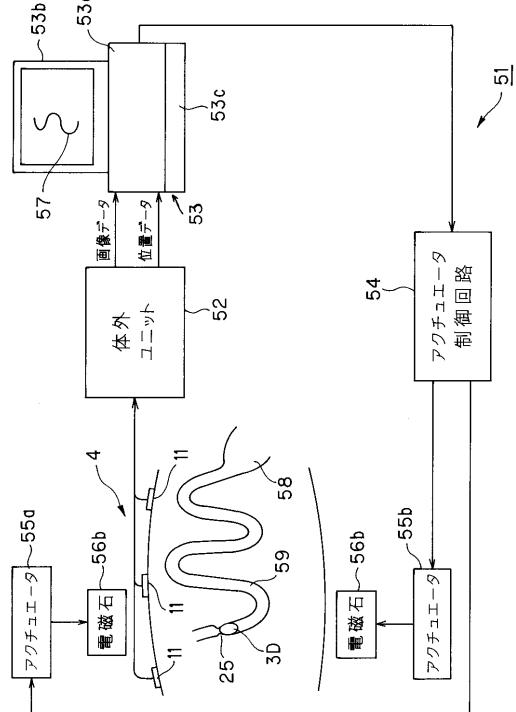
【図11】



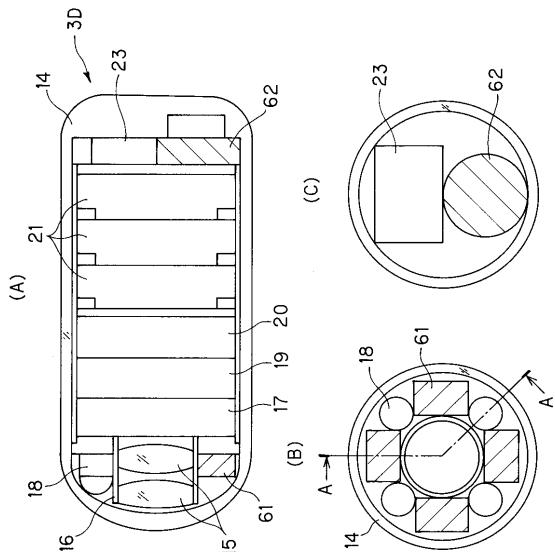
【図12】



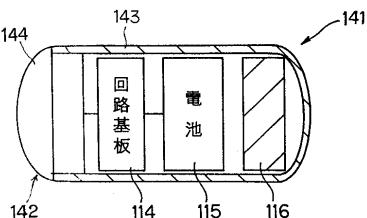
【図13】



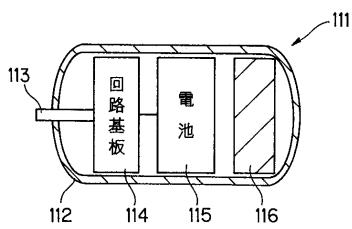
【図14】



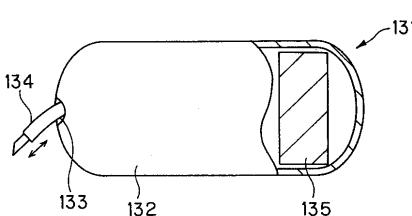
【図16】



【図15】



【図17】



---

フロントページの続き

(72)発明者 横井 武司  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開平6-114036 (JP, A)  
特開2005-507687 (JP, A)  
国際公開第99/30610 (WO, A1)  
Feng Gong, Wireless endoscopy, Gastrointestinal Endoscopy, 2000年 6月, vol.51, no.6, pp.725-729

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

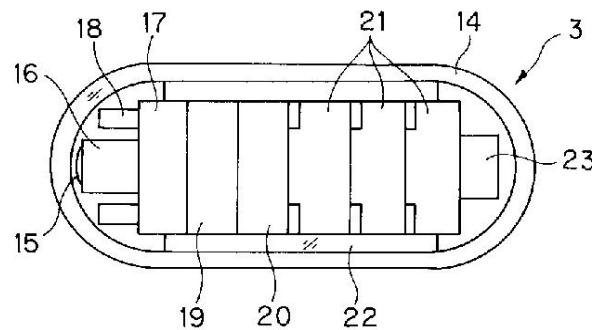
A61B 1/00  
A61B 5/07

专利名称(译)	胶囊医疗器械		
公开(公告)号	<a href="#">JP3756797B2</a>	公开(公告)日	2006-03-15
申请号	JP2001318436	申请日	2001-10-16
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	安達英之 瀧澤寛伸 瀬川英建 横井武司		
发明人	安達 英之 瀧澤 寛伸 瀬川 英建 横井 武司		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07 G02B23/24 A61B1/04 A61B1/273 A61B5/00 A61B8/13 H04N5/225 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00016 A61B1/00156 A61B1/00158 A61B1/041 A61B1/042 A61B1/273 A61B5/0031 A61B5/065 A61B5/14539 A61B5/4839 A61B8/13 A61B8/565		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.552 A61B1/00.554 A61B1/00.610 G02B23/24.C H04N5/225 H04N5/225.C H04N5/225.500 H04N5/232.300 H04N7/18.M		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/BA01 2H040/CA04 2H040/CA22 2H040/DA01 2H040/DA21 2H040/DA43 2H040 /GA02 2H040/GA11 4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/FF50 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/UU06 4C061/UU08 4C161/AA00 4C161 /BB02 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF50 4C161/GG28 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/TT15 4C161/UU06 4C161/UU08 5C022/AA09 5C022/AC42 5C022/AC61 5C022 /AC69 5C022/AC73 5C022/AC74 5C054/CA04 5C054/CC07 5C054/DA07 5C054/FE16 5C054/FF06 5C054/GB01 5C054/HA12 5C122/DA25 5C122/DA26 5C122/EA09 5C122/FB03 5C122/FC01 5C122 /FC17 5C122/FJ11 5C122/FK12 5C122/FK23 5C122/GA06 5C122/GA24 5C122/GC22 5C122/GC35 5C122/GE03 5C122/GE07 5C122/GF01 5C122/GG17 5C122/GG21 5C122/HA60 5C122/HA75 5C122 /HA82 5C122/HA88 5C122/HB01		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	<a href="#">JP2003116781A</a> <a href="#">JP2003116781A5</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

**摘要(译)**

要解决的问题：提供一种能够通过狭窄部分及早发现堵塞的胶囊型医疗器械。解决方案：插入体腔内的胶囊型内窥镜3对体腔内部进行成像，通过来自天线的无线电波将图像传输到外部，通过无线电波将无线电波接收到体外的规定位置。由多个天线11组成的天线单元4，通过外部单元5内部的位置计算电路39根据信号强度计算胶囊型内窥镜3的位置，计算每个规定时间的位置变化，将事实确定为当位置变化不大于阈值的状态持续规定频率时，被狭窄部分25等堵塞的状态，并且可以通过消息显示通过消息显示来提前检测到胶囊型内窥镜3的堵塞状态。液晶监视器12和蜂鸣器13的警告。

【図2】



【図3】