

(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2004-344655

(P2004-344655A)

(43) 公開日 平成16年12月9日(2004.12.9)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

A61B 1/00  
G02B 23/24  
G03B 15/00  
G03B 17/00  
H04N 5/225

F I

A61B 1/00 320B  
G02B 23/24 B  
G03B 15/00 L  
G03B 15/00 P  
G03B 17/00 B

テーマコード(参考)

2H040  
4C061  
5C122

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 10 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2004-147219 (P2004-147219)  
(22) 出願日 平成16年5月18日(2004.5.18)  
(31) 優先権主張番号 10323216.8  
(32) 優先日 平成15年5月22日(2003.5.22)  
(33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

(71) 出願人 390039413  
シーメンス アクチエンゲゼルシャフト  
Siemens Aktiengesellschaft  
ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン ヴィッテルスバッハープラッツ 2  
(74) 代理人 100075166  
弁理士 山口 巖  
(72) 発明者 ラインマール キルマン  
ドイツ連邦共和国 91301 フォルヒハイム アム シュレーエンバッハ 24  
(72) 発明者 マルチン クレーン  
ドイツ連邦共和国 91077 ノインキルヒェン ローゼンバッハ 51アー  
最終頁に続く

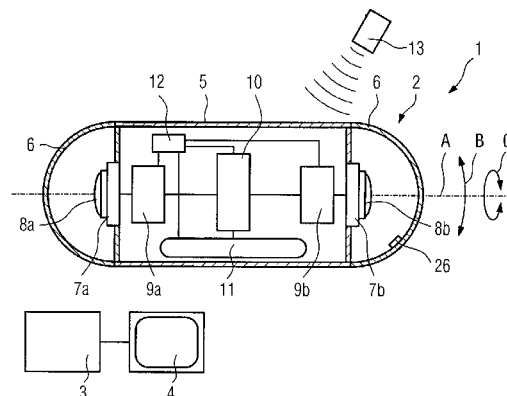
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】特に小腸の改善された集中的な検査を可能にし、従来不十分にしか検査することができなかった大きな直径の器官の検査も同様に可能にする内視鏡装置を提供する。

【解決手段】人間または動物の体内の器官または血管の内部から無線で外部の受信装置に伝送可能な画像を撮影するための内視鏡カプセルを含み、両端にそれぞれ異なる撮影方向からの独立した画像を供給するカメラ(7a, 7b, 18a, 18b)が設けられている内視鏡装置において、少なくとも1つのカメラ(7b, 18b)が撮影範囲変更のために当該カメラの中央位置を中心にして側方に、特に相反する両側に傾動可能である、または中央位置を中心にして回転運動を行なう。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

人間または動物の体内の器官または血管の内部から無線で外部の受信装置に伝送可能な画像を撮影するための内視鏡カプセルを含み、両端にそれぞれ異なる撮影方向からの独立した画像を供給するカメラが設けられている内視鏡装置において、少なくとも1つのカメラ(7b, 18b)が、撮影範囲を変化させるために、当該カメラの中央位置を中心にして側方に傾動可能であるかまたは中央位置を中心にして回転運動を行なうことを特徴とする内視鏡装置。

## 【請求項 2】

両カメラ(7a, 7b, 18a, 18b)の中心光軸が共通な軸線(A)上にあるかまたは或る角度をなしていることを特徴とする請求項1記載の内視鏡装置。 10

## 【請求項 3】

運動は自動的に制御されるか、または内視鏡カプセル(2, 15)によって受信可能な外部信号によって制御されることを特徴とする請求項1又は2記載の内視鏡装置。

## 【請求項 4】

各カメラ(7a, 7b)に、受信装置(3)へ画像データを伝送するための別々の送信装置(9a, 9b)が付設されていることを特徴とする請求項1乃至3の1つに記載の内視鏡装置。

## 【請求項 5】

両カメラ(18a, 18b)に、画像データを伝送するための共通な送信装置(25)が付設されていることを特徴とする請求項1乃至4の1つに記載の内視鏡装置。 20

## 【請求項 6】

共通な送信装置(25)は、両カメラ(18a, 18b)の画像データを交互に送信するために構成されていることを特徴とする請求項5記載の内視鏡装置。

## 【請求項 7】

共通な送信装置(25)は、両カメラ(18a, 18b)の画像データを異なる周波数で送信するために構成されていることを特徴とする請求項5又は6記載の内視鏡装置。

## 【請求項 8】

共通な送信装置(25)が少なくとも一方のカメラ(18a, 18b)の画像データに識別標識を割り付けるか、または一方もしくは両方のカメラ(18a, 18b)自体が画像データに識別標識を割り付けることを特徴とする請求項5乃至7の1つに記載の内視鏡装置。 30

## 【請求項 9】

送信装置(25)またはカメラ(18a, 18b)は標識として1つまたは複数の予め決められた画像ピクセルの信号を変化させることを特徴とする請求項8記載の内視鏡装置。

## 【請求項 10】

受信装置(3, 16)は、変化させられた信号に基づいて元の信号を復元することを特徴とする請求項9記載の内視鏡装置。

## 【請求項 11】

カメラまたはカメラに付設されている透光性カバー(6)に、画像中で認識可能な識別標識が設けられていることを特徴とする請求項1乃至10の1つに記載の内視鏡装置。 40

## 【請求項 12】

内視鏡カプセル(15)は、この内視鏡カプセル(15)と協動する外部手段(29)を介して器官または血管の内部で能動的に移動可能であることを特徴とする請求項1乃至11の1つに記載の内視鏡装置。

## 【請求項 13】

一方のカメラ(7a, 18a)は広角レンズ(8a, 19a)を有し、他方のカメラ(7b, 18b)は望遠レンズ(8b, 19b)を有することを特徴とする請求項1乃至12の1つに記載の内視鏡装置。 50

## 【請求項 14】

望遠レンズ(8b, 19b)を有するカメラ(7b, 18b)の焦点距離が内視鏡カプセルによって受信可能な外部の調整信号によって可変であることを特徴とする請求項1乃至13の1つに記載の内視鏡装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、人間または動物の体内の器官または血管の内部から無線で外部の受信装置に伝送可能な画像を撮影するための内視鏡カプセルを含み、両端にそれぞれ異なる撮影方向からの独立した画像を供給するカメラが設けられている内視鏡装置に関する。

10

## 【背景技術】

## 【0002】

特に腸つまり腸内壁面の内視鏡検査のために、最近では内視鏡カプセルを含む内視鏡装置が使用されている。患者が内視鏡カプセルを飲み込み、内視鏡カプセルが受動的に蠕動によって移動させられ、内視鏡カプセル内に組み込まれているカメラを介して腸内壁面の画像が撮影され、内視鏡カプセル内に組み込まれている送信器および患者の身体表面における受信装置を介して伝送される。公知の内視鏡カプセルは一端に小型化された個別画像カメラを有し、このカメラはバッテリーの形の電源を付設され、このバッテリーを介して光源が点灯され、撮影すべき周辺が照明される。更に、送信装置が設けられており、撮影された画像がこの送信装置を介して外部の受信装置へ伝送される。

20

## 【0003】

従来、内視鏡カプセルは小腸検査にしか適していない。なぜならば大きい直径を有する内部器官(胃および大腸)内ではカメラがよるめきながら移動し、内部表面の僅かな部分しかカメラによって捕捉されず、診断上重要な画像を表示することができないからである。小腸検査中の診断効率は約70%である、すなわち内視鏡カプセルの小腸通過中に診断上の評価ができるように撮影された小腸表面は全体の約70%に過ぎない。相当多くの部分が捕捉されないので、それにとまって病変を見逃す割合も大きくなり得る。

## 【0004】

カプセルの両端に配置され異なった方向から撮像を提供する2つの独立したカメラが設けられている内視鏡カプセルは公知である(例えば、特許文献1参照)。各カメラは定められた光路が割り当てられ、すなわち、それぞれのカメラシステムはその点では固定的であり、撮影範囲を可変ではない。

30

## 【0005】

同様に画像センサが使用され、画像センサに位置調節可能な光学系が付設され、光学系が焦点合わせのために剛性の画像センサによって定まった光軸に沿って移動可能である内視鏡カプセルも公知である(例えば、特許文献2参照)。

## 【0006】

更に、2つの独立した容器内にそれぞれ1つのカメラが配置され、これらの容器がフレキシブルな接続部を介して互いに結合されている内視鏡カプセルも公知である(例えば、特許文献3参照)。

40

【特許文献1】米国特許出願公開第2002/0109774号明細書

【特許文献2】特開2001-112710号公報

【特許文献3】米国特許出願公開第2003/0023150号明細書

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0007】

本発明の課題は、特に小腸の改善された集中的な検査を可能にし、従来不十分にしか検査することができなかった大きな直径の器官の検査も同様に可能にする内視鏡装置を提供することにある。

## 【課題を解決するための手段】

50

## 【 0 0 0 8 】

この課題を解決するために、冒頭に述べた内視鏡装置において、本発明によれば、少なくとも一方のカメラが、撮影範囲を変化させるために、当該カメラの中央位置を中心にして側方に、特に相反する両側方に傾動可能であるか、または中央位置を中心にして回転運動（円運動）を行なう。

## 【 0 0 0 9 】

明確に予め設定された撮影方向を有する１つのカメラだけを持つ従来の内視鏡カプセルの場合と違って、本発明による内視鏡装置の場合にはカプセルが両端において異なった方向に向けられた２つのカメラを有し、従って両方向の撮影可能性を有する内視鏡カプセルが提供される。両カメラは独立した画像を提供し、このことは必然的に一連の利点をもたらす。１つには、これにより、特に小腸検査時の診断効率を明らかに高めることができる。カプセルが小腸を通過して移動する際、移動方向において前方のカメラが、カプセル通過移動前の小腸つまり小腸内壁面を撮影する。粘膜のしわに隠れた病変は識別できず、つまりそのような病変は最初の撮影の際には場合によっては検出することができない。ここではカプセルが小腸を通過して移動するときに、腸壁が拡張させられ、この結果、粘膜のしわが伸ばされてそこに隠れていた病変等がはっきりとよく姿を表わす。このことは、腸内壁面における粘液および胆汁がカプセルによって通過移動時に押しのけられかもしくは薄くされることによって惹き起こされる。後方に向けられたカメラを介してこの範囲の２度目の撮影が行われるので、好ましいことに、場合によっては有り得る病気または問題範囲をこの２番目の撮影の枠内で識別することができる。すなわち、腸検査中に２倍に倍増された画像データセットが取得され、各画像データセットは、異なる状態（つまり、一度目はカプセル通過前の状態、二度目はカプセル通過後の状態）で、それにとまなう表面変化をもって腸内壁面を表示するので、診断効率を顕著に高めることができる。医師にとっては小腸の著しく改善された根拠のある診断が可能である。

## 【 0 0 1 0 】

本発明によれば、少なくとも１つのカメラが撮影範囲変更のために運動可能であり、この運動は、内視鏡カプセルが体内にあるかぎり自動的に行なわれ得るか、または内視鏡カプセルによって受信される外側からの外部信号によって制御される。本発明のこの構成は、連続的にまたは任意に少なくとも１つのカメラの撮影範囲を変化させることを可能にする。例えば、自動運転の枠内において、撮影範囲を連続的に揺動させて著しく拡張するために、例えば第１のカメラと一直線にある中央位置を基準にしてカメラを断続的に側方に傾動させる、特に一方側およびこの一方側とは逆方向になる他方側に傾動させることが考え得る。このことは、蠕動によって移動されるカプセルは比較的ゆるやかに移動することから好ましいことである。傾動の代替として、カメラを中央位置を中心にして回転させること、すなわち、撮影範囲を円運動によって変化させることも可能である。両事例はいずれも撮影範囲の著しい拡張を可能にし、このことは、腸壁がカメラ運動に基づいて変化する角度から撮影され、これによって場合によっては壁構造をより良好に識別することができる利点をもたらす。

## 【 0 0 1 1 】

しかしながら、本発明による内視鏡カプセルは、薬剤カプセルに似た外形を有する内視鏡カプセルの直径よりも大きい直径を有する器官または血管の検査の場合にも一連の利点をもたらす。確かにカメラは、これらの器官または血管よりも細いので器官または血管内をよるめきながら移動するが、しかしながら第２のカメラの使用により異なる注視方向から器官または血管を表示する２倍に倍増された個数の画像が存在する。両カメラにより器官または血管の内壁が同時に撮影されるチャンスが従来の内視鏡カプセルよりも２倍に倍増するので、診断効率は臨床的に利用可能な範囲にある。従って内視鏡カプセルにより従来では診断することができなかったような器官または血管も検査することができる。

## 【 0 0 1 2 】

形状がほぼ縦長の円筒状であるカプセルの端部範囲に設けられている両カメラは、それらの中心光軸が共通な軸線上にあるように配列されるとよい。すなわち、両カメラは、互

10

20

30

40

50

いにほぼ一直線上にあるが、それらの撮影方向は互いに逆向きになっている。これの代替として、両光軸が互いに角度を持つように配置することも可能である。例えば、第1のカメラはカプセル長手軸線と一直線になるように向け、第2のカメラはカプセル長手軸線に対して例えば20～60°の角度を有するようにすることができる。

#### 【0013】

2つのカメラが設けられているので、2つの独立した画像データブロックを伝送しなければならない。このために各カメラには外部の受信器へ画像データを伝送するために独立した送信装置が割り当てられている。これの代替として、両カメラの画像データを伝送する共通な送信装置を用いることも可能である。これは必要な構成部品が少なくなり内視鏡カプセルの寸法を小さくできるという利点を有する。電力消費も少なくなるので、別のエネルギー源（バッテリー等）を設ける必要がない。第2のカメラのために第2の光源を設けることは必ずしも必要ではなく、寧ろ第1のカメラの撮影範囲も第2のカメラの撮影範囲も照明するような構造の光源を配置することで十分である。それにもかかわらず、共通のエネルギー源を介して給電される第2の光源を設けることも勿論可能である。

10

#### 【0014】

共通な送信装置の場合、受信側で異なる画像信号を識別することができ、どの信号がどのカメラから到来したのかが一義的に分かることを保証すべきである。このために、本発明による第1の実施態様では、共通な送信装置が両カメラの画像データを交互に送信するために構成されている。すなわち、この場合には断続的な送信動作、つまり時間制御されたデータ伝送が行なわれるので、受信装置は時間制御パターンに基づいて一方のカメラもしくは他方のカメラから提供される画像を一義的に識別することができる。そのほかに又は付加的に、共通な送信装置が両カメラの画像データを異なる周波数で送信するために構成することも考え得る。従って、この場合には、いわばカメラ固有の画像データの周波数コーディングもしくは周波数識別が行なわれる。

20

#### 【0015】

本発明の他の有利な実施態様によれば、共通な送信装置が少なくとも一方のカメラの画像データに識別標識を割り付けるか、または一方もしくは両方のカメラ自体が画像データに識別標識を割り付ける。従って、少なくとも一方のカメラのデジタル画像データにデジタル標識が割り付けられ、この標識が伝送された画像データブロックをこのカメラに属するものとして同定し、このことは受信装置によって同様に識別することができ、受信装置は画像データを相応にカメラ固有に処理することができる。この識別標識は、特にカメラの1つまたは複数の予め決められた画像ピクセルの変化によって発生させることができる。例えば、多数（例えば10個）の予め決められた画像ピクセル信号が、それぞれのピクセルがブラック画素をもたらし、これが受信側で適当な処理ソフトウェアによって検出され、これに関して識別を行なうことができるように変えられ得る。同時に、ピクセル毎に表示された色もしくは色温度が変わるように画像信号に定められた影響を及ぼさせ、従って標識を定められた色変化によって実現することも考え得る。受信装置は、各事例において、特に色変化の事例において、オリジナル情報を得るために、変化させられた信号に基づいて元の信号を復元するために構成されていると望ましい。

30

#### 【0016】

標識発生のための他の代替では、カメラまたはそれに付設された透光性カバーに、画像中において認識可能な識別標識が設けられている。これは、画像中において目に見える任意の各マーク、例えば点または十文字等であってよい。

40

#### 【0017】

本発明の特別に有利な実施態様では、内視鏡カプセルがこの内視鏡カプセルと協働する外部手段を介して器官または血管の内部において能動的に移動可能である。この手段は、例えば外側から発生された磁界であってよく、この外部磁界がカプセル側の相応の磁石要素と協働する。従って、外部磁界の変化によってカプセルは磁界変化に追従して能動的に器官内で移動することができる。本発明のこの実施態様は、特にカメラの撮影範囲の可能な変化と関連して望ましい。なぜならば、医師はこれによって、内視鏡カプセルを、通過

50

してしまった特定の内壁範囲へ戻し、カメラの適切な調整によって特定の内壁範囲を再度的確に検査することができるからである。

【0018】

更に、第1のカメラが、撮影範囲が非常に大きな角度を有するように広角レンズを有し、これに対して、第2のカメラが特に検査範囲を大きく拡大して撮影することを可能にする望遠レンズを有するのが望ましい。これも、特に、外部の移動手段を介する内視鏡カプセルの能動的な移動可能性と、特に望遠レンズを有するカメラの撮影範囲の外側から与えられる調整可能性とに関連して特に有利である。これは、本発明に従って、望遠レンズを有するカメラの焦点距離又は両カメラの焦点距離が、内視鏡カプセルによって受信される外部の調整信号を介して可変である場合なおさら価値がある。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

本発明の他の利点、特徴および詳細は以下において図面を参照して説明する実施例から明らかにする。

図1は本発明による内視鏡装置の第1実施例の原理図、

図2は本発明による内視鏡装置の第2実施例の原理図である。

【0020】

図1は、本発明の第1実施例による内視鏡装置1を原理図の形で示す。この内視鏡装置1は、拡大表示され患者によって飲み込まれる内視鏡カプセル2を含み、このカプセル2はこれに付設される外部の、特に患者に保持される受信装置3を備えている。受信装置3は、カプセル側で取得された画像データを受信し、その画像データを処理する。受信装置3は画像を表示するために画像出力用のモニタ4に接続可能である。

20

【0021】

断面図で示されている内視鏡カプセル2は円筒状の容器5からなり、この容器5の端部側はそれぞれドーム状の透明カバー6で閉鎖されている。各カバー6の背後には、透光性カバー6を通して直ぐ近くにある検査範囲の画像を撮影するカメラ7a, 7bがある。このために各カメラ7a, 7bにはレンズ8a, 8bが付設されている。例えば、レンズ8aは広角レンズであるとよく、レンズ8bは望遠レンズであるとよい。

【0022】

更に、各カメラ7a, 7bには別々の送信装置9a, 9bが付設され、これらの送信装置9a, 9bを介して、取得された画像データが患者の身体を通して外部に置かれた受信装置3に与えられる。この受信装置3は例えば身体表面に固定されている。受信装置3は画像データメモリであり、この画像データメモリには、内視鏡カプセルが体内にある時間中、画像データが取得されて記憶される。画像データはその後初めて読出され、結合可能なモニタに表示される。

30

【0023】

両送信装置9a, 9bには、例えばバッテリーの形の共通なエネルギー源10が付設されており、このエネルギー源10を介してカメラ7a, 7bも給電される。更に、エネルギー源10を介して光源11も給電される。この光源11は特にストロボスコープの類のように短時間閃光を発する光源11である。最後に、内視鏡カプセル2の動作全体を制御する制御装置12が設けられている。制御装置12を介して、光源11の点灯が駆動され、光源11を介して閃光が発せられるときちょうど画像を撮影するカメラ7a, 7bの撮影動作も同様に制御される。光源11は、発生光が両カバー6から出射してそれぞれのカメラ近くの周辺範囲を照明するように配置されている。

40

【0024】

図1に示すように、両カメラ7a, 7bは軸線A上に互いに一直線に配置されている。最も簡単な構成では両カメラ7a, 7bは固定状態であり、つまり撮影範囲の調整に関しては可変でない。しかしながら、図1に示された実施例では、カメラ7bが、二重矢印Bによって示されているように、軸線Aに沿った向きの中央位置を中心にして両側へ揺動可能である。代替的に、カメラ7bは、二重矢印Cによって示されているように、この中央

50

位置を中心にして回転可能に支承されていてもよい。カメラ 7 b の運動動作は自動的に行なってもよいが、これを外部の信号を介して引き起こさせることも考え得る。このために、例えば制御装置 1 2 が適当な受信モジュールを有し、この受信モジュールが外部の信号発生手段 1 3 から与えられる信号を受信し、カメラ 7 b の運動動作を起こさせる。

#### 【 0 0 2 5 】

図 2 は本発明の第 2 実施例による内視鏡装置 1 4 を示す。この内視鏡装置 1 4 は、同様に内視鏡カプセル 1 5 および外部の受信装置 1 6 を含み、この受信装置 1 6 は場合によってはモニタ 1 7 を付設される。この場合にもカプセル 1 5 は、付設のレンズ 1 9 a , 1 9 b およびカバー 2 0 をそれぞれ備えた 2 つのカメラ 1 8 a , 1 8 b を有する。容器 2 1 内に配置された図 1 から既知の構成部品、すなわち電源 2 2、光源 2 3 並びに制御装置 2 4 のほかに、両カメラ 1 8 a , 1 8 b の画像信号を伝送するために構成されている共通の送信装置 2 5 が設けられている。伝送された画像データパケットがカメラ 1 8 a から到来したのか、それともカメラ 1 8 b から到来したのかを受信側で識別できるようにするために、もしくは後における画像処理の枠内において一方もしくは他方のカメラから到来したデータブロックを互いに共通に処理するために、送信装置 2 5 を介して送信動作を例えば時間制御すること、従って送信動作を断続的に行なわせることができる。すなわち、閃光の開始および画像の撮影の後に、先ず例えばカメラ 1 8 a の画像データの伝送が行なわれ、その後初めて時間遅れでカメラ 1 8 b の画像データの伝送が行なわれる。この代替として、送信装置 2 5 が画像データを異なる周波数で伝送するか、またはそれぞれの画像データにカメラ固有の標識等を割り付けることが考えられ得る。そのほかに、図 1 に示すように、透光性カバー 6 に標識 2 6 を設け、この標識 2 6 がカメラの画像中において見え、後の画像処理の枠内において標識 2 6 に基づいて識別を行なうことができるようにすることも勿論考えられ得る。この場合に、例えば適当な処理ソフトウェアが撮影された画像データセット内の標識を自動的に検出し、画像データを相応に割り付けすることができる。そのほかに、勿論、カメラ側から、または送信装置側から、異なる画像ピクセルの信号が、このために標識を発生させるべく的確に影響を及ぼされるようにすることも考えられ得る。

#### 【 0 0 2 6 】

更に、図 2 に示すように、この場合にも外部の調整手段 2 7 を介するカメラ 1 8 b の揺動または回転を、これが自動的に行なわれない場合に行なわせることができる。

#### 【 0 0 2 7 】

更に、図 2 の内視鏡カプセル 1 5 はカプセル側に組み込まれた磁石 2 8 を備え、この磁石 2 8 を介して器官または血管の内部での内視鏡カプセル 1 5 の能動的移動が可能である。このために、適切な外部手段 2 9 を介して外部磁界が発生される（小さな座標系  $x$  ,  $y$  ,  $z$  によって示されている）。この外部磁界は組込み磁石 2 8 と協動する。ここで外部磁界を変化させると、内視鏡カプセル 1 5 を磁界に追従させて、能動的に器官または血管内で移動させることができる。これは、例えば内視鏡カプセル 1 5 を既に通過した個所に引き戻して、その個所を、カメラ 1 8 b の運動可能性と連係させて、より精密に検査することを可能にする。レンズ 1 9 b は望遠レンズであるので、検査範囲に的確に到着し拡大表示で正確に観察することができる。これは、勿論、内視鏡カプセルが関心検査範囲にある間の時間中に供給画像の連続的な観察が行なわれ、遅滞なく対応することができる場合のみ可能である。

#### 【 図面の簡単な説明 】

#### 【 0 0 2 8 】

【 図 1 】 本発明による内視鏡装置の第 1 実施例の原理図

【 図 2 】 本発明による内視鏡装置の第 2 実施例の原理図

#### 【 符号の説明 】

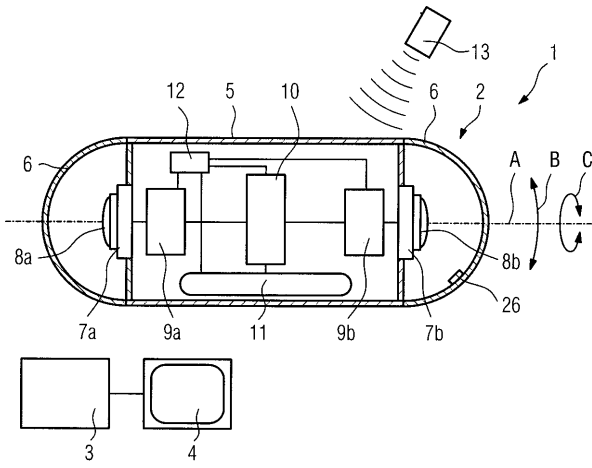
#### 【 0 0 2 9 】

- 1            内視鏡装置
- 2            内視鏡カプセル
- 3            受信装置

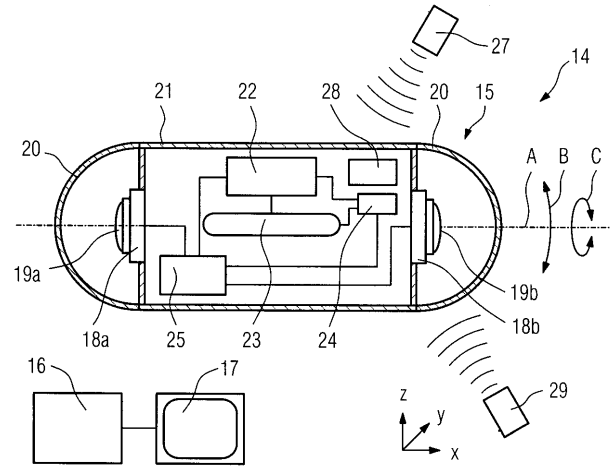
4	モニタ	
5	容器	
6	カバー	
7 a	カメラ	
7 b	カメラ	
8 a	レンズ	
8 b	レンズ	
9 a	送信装置	
9 b	送信装置	
1 0	エネルギー源	10
1 1	光源	
1 2	制御装置	
1 3	信号発生手段	
1 4	内視鏡装置	
1 5	内視鏡カプセル	
1 6	受信装置	
1 7	モニタ	
1 8 a	カメラ	
1 8 b	カメラ	
1 9 a	レンズ	20
1 9 b	レンズ	
2 0	カバー	
2 1	容器	
2 2	電源	
2 3	光源	
2 4	制御装置	
2 5	送信装置	
2 6	標識	
2 7	調整手段	
2 8	磁石	30
2 9	外部手段	
A	軸線	
B	二重矢印	
C	二重矢印	



【図 1】



【図 2】



---

フロントページの続き

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
	H 0 4 N 5/225	C
	H 0 4 N 5/225	F

(72)発明者 ライナー クート

ドイツ連邦共和国 9 1 0 7 4 ヘルツォーゲンアウラッハ ズデーテンリング 3 9 アー  
F ターム(参考) 2H040 BA14 DA18 DA21 DA55 GA02 GA11  
4C061 CC06 LL08 RR06 UU06  
5C122 DA26 EA63 EA66 FB03 FB06 FD00 GC52 GD00

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004344655A</a>	公开(公告)日	2004-12-09
申请号	JP2004147219	申请日	2004-05-18
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司		
申请(专利权)人(译)	西门子激活日元Gezerushiyafuto		
[标]发明人	ラインマールキルマン マルチンクレーン ライナーコート		
发明人	ラインマール キルマン マルチン クレーン ライナー クート		
IPC分类号	G03B15/00 A61B1/00 A61B1/05 A61B5/00 A61B5/07 G02B23/24 G03B17/00 H04N5/225		
CPC分类号	A61B1/00016 A61B1/00158 A61B1/00163 A61B1/00183 A61B1/041 A61B5/0031 A61B5/073		
FI分类号	A61B1/00.320.B G02B23/24.B G03B15/00.L G03B15/00.P G03B17/00.B H04N5/225.C H04N5/225.F A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.611 A61B1/00.640 A61B1/00.682 A61B1/00.715 A61B1/00.735 A61B1/045.610 A61B1/05 H04N5/225 H04N5/225.500 H04N5/232.300 H04N5/232.380 H04N5/232.960 H04N5/232.990		
F-TERM分类号	2H040/BA14 2H040/DA18 2H040/DA21 2H040/DA55 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/LL08 4C061/RR06 4C061/UU06 5C122/DA26 5C122/EA63 5C122/EA66 5C122/FB03 5C122/FB06 5C122/FD00 5C122/GC52 5C122/GD00 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF15 4C161/GG28 4C161/LL08 4C161/RR06 4C161/UU06		
代理人(译)	山口岩		
优先权	10323216 2003-05-22 DE		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜装置，其能够改善尤其是小肠的强化检查，并且还能够检查过去不能被充分检查的大直径器官。一种用于捕获图像的内窥镜胶囊，该图像可以从人体或动物体内脏或血管无线传输到外部接收设备，并且在两端具有来自不同成像方向的独立图像。在具备照相机（7a，7b，18a，18b）的内窥镜装置中，相对于照相机的中心位置供给至少一个照相机（7b，18b），以改变拍摄范围。特别地，它可以倾斜，特别是在相对的侧面上倾斜，或者围绕中心位置进行旋转运动。[选型图]图1

