

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4128505号
(P4128505)

(45) 発行日 平成20年7月30日 (2008. 7. 30)

(24) 登録日 平成20年5月23日 (2008. 5. 23)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

G 0 2 B 13/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 13/00

G 0 2 B 23/24

B

請求項の数 8 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2003-314708 (P2003-314708)
 (22) 出願日 平成15年9月5日 (2003. 9. 5)
 (65) 公開番号 特開2005-80790 (P2005-80790A)
 (43) 公開日 平成17年3月31日 (2005. 3. 31)
 審査請求日 平成17年10月12日 (2005. 10. 12)

(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4番2号
 (72) 発明者 吉野 浩一郎
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパス光学工業株式会社内

審査官 松谷 洋平

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内を照明する照明手段と、該照明手段によって照明された部位を撮像する撮像手段と、該撮像手段前方の対物光学系と、該対物光学系と該撮像手段の位置を調整するための調整装置と、該対物光学系前方の透明カバーを持ち、透明カバーとカプセルの中心軸上に対物光学系を配置したカプセル内視鏡において、次の条件を満足することを特徴とするカプセル内視鏡。

$$\frac{2f^2}{D} \frac{1 - \cos(\theta_{\max}/2)}{\cos(\theta_{\max}/2)} + \Delta I \leq 0$$

$$0.4 < l_{\max}/f$$

ただし

f：対物光学系の合成焦点距離

 θ_{\max} ：最大画角 l_{\max} ：最大像高

D：カプセル内視鏡の外径

l：は光学系先端からの距離をD/2とした時の、平面物体観察時における像面湾曲量を表し、近軸像面での最大画角におけるメリジオナル方向の像面湾曲量と、サジタル方向の像面湾曲量を平均した値

【請求項 2】

次の条件を満足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。

$0 < a_0$ かつ $\theta_{\max}/2 = 40^\circ$ から $\theta_{\max}/2$ の範囲で $a_p > 0$

ただし

θ_{\max} : 画角

a_0 : 軸上における $R=D/2$ の仮想球面から被写界深度の近点までの距離。光学系から離れる方向が正

a_p : 軸外における $R=D/2$ の仮想球面から被写界深度の近点までの距離。光学系から離れる方向が正

【請求項 3】

次の条件を満足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。

10

$$\frac{2f^2}{I_{\max}^2} \frac{1 - \cos(\theta_{\max}/2)}{\cos(\theta_{\max}/2)} \leq P \cdot D$$

ただし

P : 下記の式で表現されるペッツパール和

$$P = \sum_{i=1}^k \left(\frac{1}{n_{i-1}} - \frac{1}{n_i} \right) \frac{1}{r_i}$$

20

【請求項 4】

次の条件を満足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。

$$\frac{2f^2}{I_{\max}^2} \frac{1 - \cos(\theta_{\max}/2)}{\cos(\theta_{\max}/2)} \leq P \cdot D$$

【請求項 5】

前記透明カバーの少なくとも前記対物光学系の視野中心が入る部分の曲率半径よりも、視野周辺部分の曲率半径を小さくするように構成した、請求項 1 に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 6】

30

前記透明カバーの少なくとも前記対物光学系の視野中心が入る部分の曲率半径よりも、視野周辺部分の曲率半径を小さくするように構成した、請求項 2 に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 7】

前記透明カバーの少なくとも前記対物光学系の視野中心が入る部分の曲率半径よりも、視野周辺部分の曲率半径を小さくするように構成した、請求項 3 に記載のカプセル内視鏡。

【請求項 8】

前記透明カバーの少なくとも前記対物光学系の視野中心が入る部分の曲率半径よりも、視野周辺部分の曲率半径を小さくするように構成した、請求項 4 に記載のカプセル内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明は生体内を検査する飲み込み型のカプセル型内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡は医療用分野及び工業用分野で広く採用されるようになった。また、最近、内視鏡における挿入部を必要としないで、カプセル形状にしたカプセル型内視鏡を患者が飲み込むことにより、挿入部による挿入の苦痛を軽減できるようにしたものが医療用分野で使用される状況になった（例えば、特許文献 1、特許文献 2）。

【0003】

特許文献 1 の従来例では、略半球状の透明カバーの内部に対物レンズと、これを挟むよ

50

うに対称に設けた発光ダイオードによる照明手段とを内蔵し、発光ダイオードにより照明された被写体は観察範囲となる部分が対物レンズによりイメージセンサ上に結像するようにしている。

【 0 0 0 4 】

また、特許文献 2 の従来例でも、ほぼ同様の構成となっている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 1 - 9 1 8 6 0 号公報（第 1 図）

【特許文献 2】W O 0 1 / 6 5 9 9 5 A 2（第 1 図）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

これらの従来例では、略半球状の透明カバーとカプセルの中心軸上に対物レンズを配置しているが、対物レンズの視野中心部分と視野周辺部分で透明カバーの曲率半径が等しい場合は、カプセル外径によって透明カバーの曲率半径が決まるため、外径が太くなってしまいう不具合があった。

【 0 0 0 6 】

また、これらの従来例では、カプセル内視鏡として必要な観察視野を確保するための条件については、なんら述べられていなかった。

【 0 0 0 7 】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、透明カバーとカプセルの中心軸上に対物レンズを配置したカプセル内視鏡において、カプセルサイズを小型化して飲み込み性も向上できるカプセル内視鏡の条件を提供することを目的とする。さらに、カプセル内視鏡に最適な被写界深度を確保する条件を明らかにすることを目的とする。これらの条件は常に併用して使用されるものではなく、どちらか一方の条件を達成するだけでも十分な効果を発揮する。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

生体内を照明する照明手段と、該照明手段によって照明された部位を撮像する撮像手段と、該撮像手段前方の対物光学系と、該対物光学系前方の透明カバーと、を密閉カプセルに内蔵したカプセル内視鏡において、

前記透明カバーの少なくとも前記対物光学系の視野中心が入る部分の曲率半径よりも、視野周辺部分の曲率半径を小さくするように構成したことにより、観察の視野を確保して、カプセルサイズを小さくしている。

【 0 0 0 9 】

または、透明カバーの形状によらず、下記条件を満足することで、カプセル内視鏡に最適な被写界深度を確保している。

(1)

$$\frac{2f^2}{D} \frac{1 - \cos(\theta_{\max}/2)}{\cos(\theta_{\max}/2)} + \Delta I \leq 0$$

(2)

$$\frac{2f^2}{I_{\max}^2} \frac{1 - \cos(\theta_{\max}/2)}{\cos(\theta_{\max}/2)} \leq P \cdot D$$

(3) $0.4 < l_{\max}/f$

(4) $0 < a_0$ かつ $\theta_{\max}/2 = 40^\circ$ から $\theta_{\max}/2$ の範囲で $a_p = 0$

10

20

30

40

50

ここで

P：下記の式で表現されるペッツバル和

$$P = \sum_{i=1}^k \left(\frac{1}{n_{i-1}} - \frac{1}{n_i} \right) \frac{1}{r_i}$$

f：対物光学系の合成焦点距離

θ_{\max} ：対物光学系の最大画角

：画角

D：カプセル内視鏡の外径

l：は対物光学系先端から物体面までの距離をD/2とした時の、平面物体観察時における
像面湾曲量を表し、近軸像面上での最大画角におけるメリジオナル方向の像面湾曲量と、
サジタル方向の像面湾曲量を平均した値

10

l_{\max} ：撮像素子面上での最大像高

l：像高

a_o ：軸上におけるR=D/2の仮想球面から被写界深度の近点までの距離。光学系から離れる
方向が正

a_p ：軸外におけるR=D/2の仮想球面から被写界深度の近点までの距離。光学系から離れる
方向が正

【発明の効果】

【0010】

20

本発明によれば、カプセルサイズを小さくできる。また、R=D/2の仮想球面を物体面と
した時に、像面がレンズ側に凹となるような条件を満たすことで、ドーム形状によらずカ
プセル内視鏡に最適な被写界深度分布を形成し、管空臓器を見落としなく観察することが
できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、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及び図2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示し、図2は第1の実施の形態のカプセル型内視鏡の構成
を示す。

30

【0012】

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内視鏡検査を行うカプセル
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。

【0013】

この体外ユニット5には、画像データを保存するために、容量が例えば1GBのコンパ
クトフラッシュ(R)サイズのハードディスクが内蔵されている。

40

【0014】

そして、体外ユニット5に蓄積された画像データは検査中或いは検査終了後に図1(B)
)の表示システム6に接続して、画像を表示することができる。

【0015】

つまり、図1(B)に示すようにこの体外ユニット5は、表示システム6を構成するパ
ーソナルコンピュータ(以下、パソコンと略記)7とUSBケーブル8等の通信を行う通
信ケーブルで着脱自在に接続される。

【0016】

そして、パソコン7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

50

ィスクに保存したり、表示するため等の処理を行い表示部 9 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 7 にはデータ入力操作等を行う操作盤としての例えばキーボード 10 が接続されている。

【0017】

USB ケーブル 8 としては、USB 1.0、USB 1.1、USB 2 のいずれの通信規格でも良い。また、この他に RS - 232C、IEEE 1394 の規格のシリアルデータ通信を行うものでも良いし、シリアルデータ通信を行うものに限定されるものでなく、パラレルデータ通信を行うものでも良い。

【0018】

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 が着るシールド機能を持つシールドシャツ 11 の内側には複数のアンテナ 12 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。

10

【0019】

また、この体外ユニット 5 は例えば箱形状であり、前面には画像表示を行う表示装置としての例えば液晶モニタ 13 と、制御操作を行う操作ボタン 14 とが設けてある。また、体外ユニット 5 の内部には、送受信回路（通信回路）、制御回路、画像データ表示回路、電源を備えている。

20

【0020】

図 2 に示すようにカプセル型内視鏡 3 は、筒状でその先端側をほぼ半球形状にした透明な前カバー 16 と、筒形状でその後端をほぼ半球形状にした後カバー 17 との後端及び前段を嵌合させてその内部に水密的な密閉構造のカプセル容器を形成し、その内部に対物光学系 18 等を収納している。

【0021】

前カバー 16 に対向する中央位置には、第 1 レンズ枠 20 と第 2 レンズ枠 21 とにそれぞれ第 1 レンズと第 2 レンズを取り付けて形成した対物光学系 18 が配置され、その結像位置には基板 22 の前面に取り付けた CMOS イメージャ 23 が配置されている。

【0022】

また第 1 レンズ枠 20 に嵌合するようにして固定された基板 2 には白色 LED 25 が取り付けられている。

30

【0023】

CMOS イメージャ 23 を取り付けた基板 22 は接続部 26 で駆動処理回路 27 を形成し、電気部品を実装した基板に電氣的に接続されている。また、この駆動処理回路 27 を形成する基板の背面にはメモリ等を実装し、画像データを記憶する処理を行う記憶回路 28 を構成する基板が接続部 29 で接続するようにして配置されている。

【0024】

この記憶回路 28 を構成する基板の背面には無線通信を行う無線通信回路 30 を構成する基板が接続部 31 で接続するようにして配置されている。

40

【0025】

さらにこの無線通信回路 30 を構成する基板の背面にはボタン型の 2 つの電池 32 が配置されている。

【0026】

また、駆動処理回路 27 を形成する基板に隣接する側部にはアンテナ 33 が配置され、無線通信回路 30 と接続されている。

【0027】

また、電池 32 は、例えばその負極が無線通信回路 30 等のグラウンドに接続され、無線通信回路 30 等の（正の）電源端にはバネ状接点部材 35 のリード部の一端と接続されている。

50

【 0 0 2 8 】

このバネ状接点部材 3 5 は電池 3 2 の背面で接点部 3 6 a となり、この接点部 3 6 a に近接するようにして電池 3 2 の正極に接続された他方の接点部 3 6 b が配置され、通常はその間に絶縁性のひも状部材 3 7 が介挿されて、OFF の状態に設定されている。

【 0 0 2 9 】

この絶縁性のひも状部材 3 7 の一部は後カバー 1 7 に設けた弁部（或いはゴム栓部）3 8 の小さな切り欠きを通して外部に露出し、この絶縁性のひも状部材 3 7 を引き抜くことにより接点部 3 6 a、3 6 b は接触してONとなる。また、弁部 3 8 は閉じて水密を保持する。

【 0 0 3 0 】

前カバー 1 6 におけるその前面となるドーム形状部分の内面及び外面は、その視野範囲（その範囲内の角度を θ で示す）の周辺付近までは一定の曲率半径 R_i 及び R_o に設定されている。本実施の形態では、例えば $R_i = 6.0 \text{ mm}$ 及び $R_o = 6.5 \text{ mm}$ に設定されている。

【 0 0 3 1 】

また、曲率半径 R_i 及び R_o の中心位置が対物光学系 1 8 の入射瞳 4 0 の位置となるように設定されている。なお、本実施の形態では前カバー 1 6 の肉厚は均一にしている。

【 0 0 3 2 】

また、視野範囲の周辺付近では、例えば外面の曲率半径 R_p を曲率半径 R_i 及び R_o より小さい値（具体的には $R_p = 4.0 \text{ mm}$ ）に設定してその外径部分側と滑らかに繋ぐようにしている。なお、本実施の形態ではこのカプセル型内視鏡 3 の外径 D を 11 mm に設定している。

【 0 0 3 3 】

また、第 1 のレンズ枠 2 0 の円錐形状の前面はその表面を粗面 4 1 等にするにより反射防止する機能を持たせている。

【 0 0 3 4 】

また、本実施の形態では、視野範囲の角度 θ は例えば $90^\circ \sim 110^\circ$ 程度に設定されている。

【 0 0 3 5 】

このように本実施の形態のカプセル型内視鏡 3 においては、図 2 に示すようにその前カバー 1 6 の前面側を略半球面形状にしているが、その場合対物光学系 1 8 の視野範囲の中心側の曲率半径（具体的には内面の曲率半径 R_i 、外面の曲率半径 R_o ）よりも、周辺側の曲率半径（具体的には外面の曲率半径 R_p ）を小さくしていることが特徴となっている。

【 0 0 3 6 】

このような構成にすることにより、周辺側の曲率半径を中心側の曲率半径と同じにした場合よりも、カプセル型内視鏡 3 を小型化できる。

【 0 0 3 7 】

次に本実施の形態の作用を説明する。

【 0 0 3 8 】

図 2 において、周辺側も中心側と同じ曲率半径にすると、外径が大きくなって大型化してまい、飲み込みにくくなったり、挿入（移動）性が低下する欠点が生じるが、本実施の形態の構造にすることにより、小さなサイズにして飲み込み性を向上できると共に、円滑な移動性等も確保できる。

【 0 0 3 9 】

具体的に説明すると、図 2 の場合には外径 $D (= 11 \text{ mm})$ を、前カバー 1 6 の視野中心付近での外径の曲率半径 $R_o (= 6.5 \text{ mm})$ の 2 倍よりも小さくできる（これに対して、周辺側も中心側と同じ曲率半径にすると、外径 D は 13 mm になって、本実施の形態よりも大きくなってしまう）。

【 0 0 4 0 】

また、周辺側に対して中央側の曲率半径を大きくすること（その極端な場合として、図3に示すように曲率半径を無限大にした平面の場合がより分かり易い）により、中央部分の突出量を抑えることができ、全長を短くして飲み込み性を向上できる。

【0041】

従って、本実施の形態はカプセル内視鏡の外径や全長を小さくでき、飲み込み易くする効果を有する。

（第2の実施の形態）

次に本発明の第2の実施の形態を図3を参照して説明する。図3は本発明の第2の実施の形態のカプセル型内視鏡51を示す。

10

【0042】

このカプセル型内視鏡51は、筒状でその後端を丸くして閉塞した外装カバー52の前端に略半球形状の透明カバー53を嵌合させて接着等して、その内部を水密構造にし、対物光学系54等を収納している。

【0043】

透明カバー53に対向する中央位置には、第1レンズ枠55と第2レンズ枠56とにそれぞれ第1レンズと第2レンズを取り付けて形成した対物光学系54が配置され、その結像位置には基板57の前面に設けた凹部の平面部にCMOSイメージャ58が実装配置されている。

【0044】

20

また、第1レンズ枠55に嵌合する第2レンズ枠56の筒部に（嵌合して接着剤等で）固定された基板60には、白色光を出射する白色LED61が複数取り付けられている。

【0045】

また、CMOSイメージャ58を取り付けた基板57の背面に駆動処理&記憶回路62を形成する基板が配置され、さらにその背面には無線通信回路63を構成する基板が配置されている。この基板の両面にはチップ部品64等が実装されている。

【0046】

この無線通信回路63を構成する基板の背面側にはボタン型の2つの電池32が配置されている。

【0047】

30

また、駆動処理回路62を形成する基板に隣接する側部にアンテナ65が配置され、無線通信回路63と接続されている。

【0048】

また、電池32は、図2で説明した場合と同様にバネ状接点部材35と接続され、絶縁性のひも状部材37が介挿されて、OFFの状態に設定され、この絶縁性のひも状部材37を引き抜くことにより接点部36a、36bは接触してONとなり、弁部38は閉じて密閉状態を維持する。

【0049】

本実施の形態では透明カバー53のドーム形状部分の内面及び外面は、その視野範囲の周辺付近まではほぼ平面に近い形状（従って、その曲率半径 R_a は R_a ）に設定されている。なお、視野範囲は、例えば $90^\circ \sim 110^\circ$ 程度に設定されている。

40

【0050】

また、視野範囲の境界付近から外側（周辺側）はその曲率半径 R_{p1} 或いは R_{p2} に示すように中心側よりも小さな曲率半径にして滑らかに外径部分（の透明カバー53）に繋ぐようにしている。

【0051】

この場合の曲率半径 R_{p1} 或いは R_{p2} としては、例えば $1\text{mm} \sim 5\text{mm}$ の範囲内に設定されている。なお、本実施の形態でも透明カバー53の肉厚は均一にしている。

【0052】

このように透明カバー53の視野の中心側を平面状にすることにより、中心部分での突

50

出量を抑制でき、カプセル型内視鏡 5 1 の全長を短くできる。従って、飲み込み性を向上できる。

【 0 0 5 3 】

次に本発明の第 3 の実施の形態を図 4 を用いて説明する。図 4-1 に示すカプセル型内視鏡 7 1 は、円筒形状でその後端を半球状に丸くして閉塞した外装ケース 7 2 の先端側となる開口する端部にほぼ半球とみなせる形状の透明カバー 7 3 を水密的に接続固定してその内側を密閉している。また、図 4-2 に示すカプセル型内視鏡は、図 4-1 カプセル型内視鏡の透明カバー形状を、視野中心が入る部分の曲率半径よりも視野周辺部分の曲率半径が小さくなるように変更したものであり、それぞれのカプセル型内視鏡はその内部に以下の内臓物を収納している。

10

【 0 0 5 4 】

透明カバー 7 3 に対向する中央部には、レンズ枠 7 5 に取り付けられた対物光学系 7 6 が配置され、その結像位置にはカバーレンズ 7 7 で保護された CMOS イメージャ 7 8 が配置されている。この CMOS イメージャ 7 8 は例えば基板 7 9 の前面に実装されている。なお、CMOS イメージャ 7 8 の代わりに CCD でも良い。

【 0 0 5 5 】

また、対物光学系 7 6 は 2 枚の凸平レンズで構成され、その後レンズとなる凸平レンズの後面をカバーガラス 7 7 に接着して固定されている。そして、ピント出しを行う場合には、後レンズに対してその外径に嵌合する内径のレンズ枠 7 5 側を光軸 O 方向に移動して調整し、調整後には接着剤などで固定される。

20

【 0 0 5 6 】

また、レンズ枠 7 5 には白色 LED 8 0 を取り付けた基板 8 1 がその中央に設けた孔をレンズ枠 7 5 に嵌合させて固定されている。この基板 8 1 はチップ部品が実装されており、白色 LED 8 0 を間欠的にフラッシュ発光させるように駆動する駆動回路を形成している。

【 0 0 5 7 】

また、CMOS イメージャ 7 8 を取り付けた基板 7 9 の背面には、基板 7 9 とで CMOS イメージャ 7 8 を駆動すると共に、出力信号に対する処理を行う駆動 & 処理回路 8 2 を構成する基板が配置されている。

【 0 0 5 8 】

この駆動 & 処理回路 8 2 を構成する基板の背面には画像信号を無線で行う処理をする無線回路 8 3 を構成する基板が配置され、この無線回路 8 3 を構成する基板の背面にはボタン型の電池 8 4 が配置されている。

30

【 0 0 5 9 】

また、このボタン型の電池 8 4 の背面側でカプセル状容器の後端となる内側には電源の ON を外部から行うスイッチ 8 5 が収納されている。

【 0 0 6 0 】

また、無線回路 8 3 の側面に隣接してアンテナ 8 6 が配置されている。なお、これらの内臓物のうち、発明の本質と関係のないものについては自由に置き換えることができることは言うまでもない。

40

【 0 0 6 1 】

本実施の形態を用いて、カプセル型内視鏡に最適な被写界深度を考えるため、カプセル型内視鏡と、消化管などの管空臓器の内壁の関係について説明する。カプセル型内視鏡は、従来の内視鏡とは異なり、観察・診断時に臓器内に空気を送気する機構を有していない。このため、カプセルの進路となる消化管内部は収縮してカプセルの視野を塞いでいると考えられる。また、カプセル型内視鏡の体内での移動がこの管空臓器の蠕動運動で行われるとすると、カプセルは管空臓器の内壁から均等に圧力を受けていると想定される。このような環境条件の下では、周囲からの圧力に抗して管空内壁を押し広げる作用はカプセルの外径 D と密接に関係している。

【 0 0 6 2 】

50

このことについて以下に説明する。図4-1は曲率半径 $R=D/2$ の球面に近い形状の透明カバーを有するカプセル内視鏡と、その周囲の管空内壁を示している。また、この図における D をカプセル内視鏡の外径と定義する。このとき、管空内壁は最も安定的に透明カバーを含むカプセル外面に密着、追従しているため、画角が大きい視野周辺ではカバー表面付近に臓器の壁面が位置する。そして、視野中心方向に向かうにしたがって、管空内壁はカバー表面から離れていくと考えられる。

【0063】

また、図4-2はカバー形状を視野中心が入る部分の曲率半径よりも視野周辺部分の曲率半径が小さくなるように変更し、カバー表面が $R=D/2$ の球面から大きく乖離した時のカプセル型内視鏡とその周囲の管空内壁を示している。さらに $R=D/2$ の仮想球面を点線で示している。このような場合にも上記環境条件の下では、管空内壁は視野周辺において透明ドーム前方の $R=D/2$ の仮想球面におおむね沿うように分布すると考えてよく、視野中心に向かうに従って、仮想球面から大きく離れていく。このため、以後はカバーの形状によらず、 $R=D/2$ の仮想球面を視野周辺でのおおよそその観察対象面として考えることにする。

【0064】

以上のことから、カプセル内視鏡において、病変の見落としがない観察を行うには、視野周辺では $R=D/2$ の仮想球面を被写界深度内に保ちつつ、視野中心では十分遠方までが被写界深度に入っていることが必要となる。しかし、像面湾曲がある程度補正された通常の対物光学系では、視野中心と周辺の被写界深度に大きな差はないため、それらを使用したカプセル型内視鏡においてこのような被写界深度を達成することは困難である。

【0065】

この点に関して、図7-1を用いてもう少し詳細に説明することにする。一般的な内視鏡において、対物光学系の結像性能がベストとなる物体距離（以後はベスト距離と呼ぶ、また同様に対物光学系の結像性能がベストとなる物体位置をベスト位置と呼ぶ）を X_B とした場合の像面位置 X_B' に、画素ピッチ P を有する固体撮像素子（CCDなど）を配置する撮像ユニットを考える。固体撮像素子を固定した条件において、物体を X_N まで近接すると、近接時の像面位置 X_N' は固体撮像素子の撮像面位置からずれることになるが、撮像面における許容錯乱円径が、CCDの分解能 KP （ただし K はCCDと回路系の特性によって決まる係数）よりも小さいと認識できる場合、 X_B から X_N までの物体像はピン트가合っていると見なすことができる。即ち、許容錯乱円形が KP と一致するまでの範囲を近点側の被写界深度と定義することが出来る。

【0066】

このとき、ニュートンの結像式から、以下の式が成立する。
被写界深度の近点側の式：

$$1/X_N - 1/X_B = KP Fno / f^2$$

同様に被写界深度の遠点側の式も定義される。

【0067】

$$1/X_B - 1/X_F = KP Fno / f^2$$

これら2つの式をあわせると、被写界深度の一般式：

$$1/X_N - 1/X_F = 2KP Fno / f^2$$

が導出される。

【0068】

ただし、ベスト距離を X_B 、被写界深度近点までの距離を X_N 、被写界深度遠点までの距離を X_F 、固体撮像素子の画素ピッチを P 、対物光学系の焦点距離を f 、対物光学系の開口を Fno 、CCDと回路系の特性によって決まる係数を K としている。
この式は軸上に関する一般式であるが、この対物光学系の像面湾曲収差が十分に除去された条件下においては、軸外に関しても成立する。

【0069】

図5-1と図5-2は、像面湾曲がある程度補正された対物光学系が取りうる被写界深度を示した図である。外径 D が数mm～10mm程度のカプセル型内視鏡においては、対物光学系から

10

20

30

40

50

仮想球面までの距離が非常に短くなる。このため、像面湾曲が十分補正された対物光学系を用いると、視野周辺で仮想球面が被写界深度内に入るようにした時、視野中央では遠点側の被写界深度が不足する。

【 0 0 7 0 】

図5-1はこのことを示した図である。網掛けの部分が、被写界深度を示しており、撮像ユニットの最大画角において、仮想球面が被写界深度に含まれるようにすると、視野周辺と視野中心での被写界深度はほぼ等しいため、視野中心で必要な被写界深度を得ることができない。また、視野中心で十分な遠点側の被写界深度を確保しようとする、今度は逆に視野周辺で仮想球面を被写界深度内に入れることができなくなる。図5-2はこのことを説明した図である。被写界深度を伸ばすには、明るさ絞りの開口を制限してFナンバーを大きくするという方法もあるが、被写体を観察するのに十分な明るさが得られなくなる。

10

【 0 0 7 1 】

このような理由から、カプセル内視鏡に適した観察状態を達成するには、画角によって被写界深度の範囲が変わるように撮像ユニットを構成する必要がある。すなわち、像面湾曲を故意に発生させた対物光学系を採用し、適切にピント調整することで、視野周辺では仮想球面を被写界深度内に保ちつつ、撮像面上の光軸中心から中間像高に対応する画角の範囲では十分な遠点側の被写界深度が確保されるように撮像ユニットを構成するのが望ましい。

【 0 0 7 2 】

図6-1は画角によって被写界深度の範囲を変えた場合の被写界深度範囲を示している。さらに、太い実線は仮想球面、太い点線は管空臓器でカプセル内視鏡を実際に使用した場合に想定される管空内壁を示している。図6-2と図6-3はそれぞれ、図6-1のような被写界深度を持つ光学系で仮想球面と管空内壁を見たときに、画面上でピントが合っている範囲を示している。図6-1のような深度範囲を設定することで、実使用状態において、視野中心から周辺までが被写界深度内に入った、良好な観察状態を得ることができる。

20

【 0 0 7 3 】

このような深度範囲を達成するには、仮想球面を物体面とした時に、対物光学系の結像面における像高が高くなるほど結像面が物体側に倒れて、全体としては凹型の結像面となるように大きな像面湾曲を故意に発生させる必要がある。図7-2は $R=D/2$ の仮想球面を物体面とした時の対物光学系の結像面の形状と、撮像ユニットのピント出しを説明した図である。ここでいうピント出しとは、必要とする被写界深度が得られるように撮像面を光軸と平行に動かして、撮像面の位置を決める作業である。仮想球面を物体面とした時に、対物光学系の結像面が物体側に向かって凹型であると、視野周辺で仮想球面が被写界深度内に入るようにピント出しをすると、撮像面は仮想球面の軸上の共役点から、物体側にずれることになる。内視鏡の対物光学系は一般に、被写体の像を縮小して結像する光学系であり、撮像面のずれ量は物体側に拡大して投影されるので、軸上での撮像面に対する共役点は、透明カバー面から大きく遠方に振られることになる。したがって、図6-1に示したような被写界深度を達成することが可能になる。

30

【 0 0 7 4 】

広い画角を有する対物光学系においては、対物光学系の先端面と入射瞳はほぼ一致する。また、カプセル内視鏡において対物光学系の先端はおおよそ仮想球面の球心付近に位置するため、上記に示した対物光学系の像面湾曲発生量と撮像ユニットのピント出し条件は以下のような条件式として表すことができる。

40

【 0 0 7 5 】

$R=D/2$ の仮想球面を物体面として、軸上で対物光学系先端面から仮想球面までの光学的距離を $D/2$ とした時、軸上と最大像高で物点位置が変化することによる像面位置の差 s は、

軸上での像位置：

$$Z_o' = f^2 / (D/2 + f_F)$$

最大像高(半画角 = $\theta_{\max}/2$)での像位置：

50

$$Z_E' = f^2 / [D/2 \cdot \cos(\theta_{\max}/2) + f_F]$$

ここで $f_F \ll D$ となることから、

$$s = Z_E' - Z_O' = 2f^2(1 - \cos(\theta_{\max}/2)) / D \cos(\theta_{\max}/2)$$

となる。

【0076】

よって、仮想球面を物体面とした時に、対物光学系の結像面が物体側に向かって凹型となるには、最大像高での像面湾曲量を I とすると

$$s + I \leq 0$$

すなわち、

$$\frac{2f^2}{D} \frac{1 - \cos(\theta_{\max}/2)}{\cos(\theta_{\max}/2)} + \Delta I \leq 0$$

...(1)

を満たせばよい。

f : 対物光学系の合成焦点距離

f_F : 前側焦点位置

θ_{\max} : 最大像高での画角

D : カプセルの直径

I は平面物体観察時における像面湾曲量を表し、ベスト距離を $D/2$ とした時の近軸像面での最大像高におけるメリジオナル方向の像面湾曲量と、サジタル方向の像面湾曲量を平均した値

ここで、(1)式は、対物光学系のペッツバール和が小さくても、大きな非点収差を発生させることで達成することができる。しかし、非点収差が大きすぎると、3次収差の領域では非点隔差（メリジオナル方向とサジタル方向の像面のズレ）も大きくなり、仮想球面を見た時に視野周辺で良好な観察性能を確保することが困難になる。このため、非点収差を過大に発生させずに(1)式を満たすための条件を考える。

【0077】

非点収差がほとんど発生していない状態においては、(1)式の I はペッツバール湾曲による湾曲量とほぼ等しいと考えられるため、 $I = -I_{\max}^2 P$ とすることができる。ここで I_{\max} は最大像高、 P は以下に定義するペッツバール和である。この時(1)式は以下のようになる。

$$\frac{2f^2}{D} \frac{1 - \cos(\theta_{\max}/2)}{\cos(\theta_{\max}/2)} - I_{\max}^2 P \leq 0$$

これを变形すると、

$$\frac{2f^2}{I_{\max}^2} \frac{1 - \cos(\theta_{\max}/2)}{\cos(\theta_{\max}/2)} \leq P \cdot D$$

...(2)

f : 対物光学系の合成焦点距離

I_{\max} : 最大像高

θ_{\max} : 最大像高での画角

D : カプセル内視鏡の外径

P : 以下の式で定義されるペッツバール和

10

20

30

40

$$P = \sum_{i=1}^k \left(\frac{1}{n_{i-1}} - \frac{1}{n_i} \right) \frac{1}{r_i}$$

上記の(2)式の条件を満足していないと、非点収差を発生させて(1)式を達成する必要があるため、仮想球面を見た時に視野周辺で良好な観察性能を確保することが困難になる。また、(2)式の中の l_{\max}/f は、後に(3)式の説明で示すように、最大画角が決まるとおおよそ見積もることができるため、最大画角とカプセルの外径Dが決まると、(2)式を用いて必要なベッツパール和Pを見積もることができる。

10

【0078】

上記(1)式、(2)式でカプセル型内視鏡に最適な観察領域を達成するために、最低限必要となる対物光学系の像面湾曲量を明らかにした。実際のカプセル型内視鏡においては、視野中央で必要となる被写界深度と、達成可能なFナンバー、撮像素子の性能等から必要となる像面湾曲量が決まる。

【0079】

ここで、視野の中心から中間までの領域では、視野中心とほぼ同等の深度を確保する必要があるため、撮像ユニットのピント出しで決まる視野中心でのベスト位置に置いた平面を物体面とした場合、それと共役な結像面が撮像面と一致することが望ましい。しかし実際はベッツパール和で決まる像面湾曲(ベッツパール像面)が発生しているため、非点収差を発生させて、像面を撮像面に近付けることになる。図8-2は、ピント出しをした後、視野中心でのベスト位置に置いた平面を物体面とした場合の、像面と撮像面の関係を示した図である。この時、3次収差の領域では像高が大きくなるにつれて非点隔差も大きくなるが、軸上から中間像高までの非点隔差が十分に補正されていれば大きな問題にはならない。なぜなら、像高が大きい視野周辺ではこれまでに述べたように、主に仮想球面を物体面とするからである。図8-1はピント出しをした後、仮想球面を物体面とした場合の、像面と撮像面の関係を示した図である。視野周辺での仮想球面を物体とした時の非点隔差は、上記(2)式が満たされていれば十分補正されていると考えられる。このような設計を行うことで、実使用状態において視野中央から周辺までのすべての範囲で良好な観察性能を得ることができる。

20

30

【0080】

さらに、カプセル内視鏡では、観察する向きを制御することが難しいため、広画角で一度にできるだけ多くの情報を得ることが必要である。この時、周辺光量を確保するために、一般的に像高と画角を $l = f \cdot Kd \cdot \sin(\theta/2Kd)$ の関係にする場合が多い。ここでKdはディストーションタイプで決まる係数である。このような関係から、最大画角が決まると l_{\max}/f をおおよそ見積もることができる。カプセル内視鏡として最低限必要な画角を得るためには下記の条件を満たす必要がある。

$$0.4 < l_{\max}/f \quad \dots (3)$$

l_{\max} : 最大像高

f : 焦点距離

40

(3)式の下限を超えると十分な画角が確保できなくなるため、病変を見落とす可能性がある。

【0081】

これまでに述べたような対物光学系は、撮像ユニットのピント出しによって被写界深度を様々な状態に設定することができるが、適切なピント調整を行うための条件を以下に示す。

【0082】

$$0 < a_0 \quad \text{かつ} \quad \theta/2 = 40^\circ \text{ から } l_{\max}/2 \text{ の範囲で } a_p = 0 \quad \dots (4)$$

図4-2はこのことを説明する図である。 a_0 及び a_p は軸上及び軸外での仮想球面に対する

50

対物光学系の被写界深度の近点の位置であり、仮想球面を基準点0とした場合に、仮想球面から離れる方向を正、仮想球面から光学系に向かってめり込む方向を負と定義する。また、 a_p は画角によって変化する。条件式(4)を満たすように被写界深度を設定すると、以下のような効果を得ることができる。

1. 遠点画質の確保

カプセル型内視鏡の小型化を達成しようとする、対物光学系と仮想球面との距離が小さくなる。このため、軸上で仮想球面を深度に入れるために a_0 0とすると、被写界深度の遠点までの距離が非常に短くなり、遠くの物体が観察できない。被写界深度を伸ばすためには、対物光学系の明るさ絞りの開口を制限してFナンバーを大きくするという方法があるが、画像が暗くなるという不具合が発生する。また、カプセル型内視鏡においては軸上で消化管の内壁が仮想球面に接することは少なく、比較的遠くを観察すると考えられるため、 $a_0 > 0$ とすることで、軸上で最適な深度範囲が得られる。

10

2. 近点画質の確保

一方、体内においては視野周辺の少なくとも一部は仮想球面付近に位置しているため、より多くの情報を得るためには中間像高から最大像高までの範囲は仮想球面が被写界深度に入っていることが望ましい。少なくとも画角が 40° から最大画角の範囲で a_p 0とすることで、視野周辺に位置する病変を見落とし無く観察することができる。

【0083】

カプセル型内視鏡が(4)式を満足しているかどうかを、簡易的に検査して品質チェックを行うためには以下のようにすればよい。透明カバー形状が $R=D/2$ の球面に近い場合、透明カバー表面に沿うように解像力チャートなどの物体を押し当てて、視野中心は被写界深度から外れているため解像しないこと、および視野の周辺では被写界深度内にあるため解像していることを、モニター画面に映した物体の画像を通して確認すればよい。また、透明カバー形状が球面から大きく乖離する場合、 $R=D/2$ の球面をもつ評価治具を作成し、光学系の先端から評価治具の評価面までの光学的距離が $D/2$ となるように評価治具を配置して、同様の確認作業を行えばよい。

20

【0084】

次に本発明の第4の実施の形態を図9を用いて説明する。透明カバー87は半球形状をもち、外表面の曲率半径は4.5mmである。このため、カプセル外径は9mmとなる。透明カバーに対向するカプセル中央部には、レンズ枠88に取り付けられた対物光学系92が、その入射瞳が透明カバー87の外表面の球心と一致するように配置され、その結像位置にはCCDホルダ90に接着剤で固定されたCCDイメージャ93が配置されている。また、対物光学系92は2枚の凸平レンズとで構成され、間隔管89でレンズ間隔が決められており、その後レンズとなる凸平レンズの後面をレンズ枠88に接着して固定されている。また、明るさ絞り91が対物光学系92の先端に配置されているため、本対物光学系において光学系先端と入射瞳位置は一致している。さらに、ピント出しを行う場合には、レンズ枠88に対してその外径に嵌合する内径のCCDホルダ90を光軸0方向に移動して調整し、調整後には接着剤などで固定される。

30

【0085】

図9に示した対物光学系92で、最大画角を 90° に設定した場合に、 $R=4.5\text{mm}$ の仮想球面を物体面とした場合の収差図を図10に示す。図10において横軸は近軸の結像位置からの距離を符号を含めて示し、縦軸は像の高さを示す。この収差図から実線で示すサジタル像面sでの収差と、破線で示すメリジオナル像面mの収差の中間に位置するベスト像面は、明らかに物体側に凹型となっていることが分かる。この第4の実施例は、ピント出しによって $a_0=1.5\text{mm}$ 、軸上で近点から遠点までの距離約30mmでカバー表面は画角約 60° 以上が深度内になるように設定することができる。そのため、管空臓器を見たときに、画面上で視野中心から視野周辺までピントが合っており、見落としがない観察状態を得ることが可能である。

40

【0086】

このときの、対物光学系92の光学系データを以下に記載する。この光学系は、平凸レン

50

ズ2枚で構成している。一般的に平凸レンズは両凸レンズに比べて、球面研磨を行う工程が無い、製作工程が短くコストを安くできるため、カプセル内視鏡のような使い捨て製品に対して大なる効果があることは言うまでもない。

(添付光学系データ1)

$$f = 0.914, \quad f_F = -0.339, \quad f_B = -0.078$$

$$I_H = 0.666, \quad = 90.7, \quad X_B = -10$$

$$r_1 = \quad (\text{絞り})$$

$$d_1 = 0, \quad n_1 = 1$$

$$r_2 =$$

$$d_2 = 0.9, \quad n_2 = 1.79196, \quad v_2 = 47.1$$

$$r_3 = -1.2030$$

$$d_3 = 0.1, \quad n_3 = 1$$

$$r_4 = 1.6970$$

$$d_4 = 0.55, \quad n_4 = 1.79196, \quad v_4 = 47.1$$

$$r_5 =$$

$$d_5 = 0.6235, \quad n_5 = 1$$

$$r_6 = \quad (\text{撮像面})$$

$$d_6 = 0, \quad n_6 = 1$$

条件式の値

$$(1) \quad S = -0.14, \quad M = -0.10, \quad |I| = |(S + M)/2| = -0.12$$

$$2f^2(1 - \cos(\theta_{\max}/2))/D \cos(\theta_{\max}/2) = 0.08$$

$$\text{より(1)式は } 0.08 - 0.12 = -0.04$$

$$(2) P = 0.63 \text{ より}$$

$$P \cdot D = 5.67$$

$$2f^2(1 - \cos(\theta_{\max}/2))/l^2 \cos(\theta_{\max}/2) = 1.56$$

$$(3) l_{\max}/f = 0.73$$

次に本発明の第5の実施の形態を図11を用いて説明する。透明カバー87は半球形状をもち、外表面の曲率半径は4.5mmである。このため、カプセル外径は9mmとなる。透明カバー87の対向する中央部には、レンズ枠88に取り付けられた対物光学系92が、その入射瞳がカバー87の外表面の球心に来るように配置され、その結像位置にはCCDホルダ90に接着剤で固定されたCCDイメージャ93が配置されている。また、対物光学系92は1枚の平凹レンズと2枚の凸平レンズとで構成され、その最後尾のレンズとなる凸平レンズの後面をレンズ枠88に接着して固定されている。さらに、ピント出しを行う場合には、レンズ枠88に対してその外径に嵌合する内径のCCDホルダ90を光軸0方向に移動して調整し、調整後には接着剤などで固定される

図11に示した対物光学系92で、最大画角を90°に設定した場合に、R=4.5mmの仮想球面を物体面とした場合の収差図を図12に示す。図12において横軸は近軸の結像位置からの距離を符号を含めて示し、縦軸は像の高さを示す。この収差図から実線で示すサジタル像面sでの収差と、破線で示すメリジオナル像面mの収差の中間に位置するベスト像面は、明らかにレンズ側に凹となっていることが分かる。この第4の実施例は、ピント出しによって $a_0=0.5\text{mm}$ 、軸上の近点から遠点までの距離約11mmでカバー表面は画角約60°以上が深度内になるように設定することができる。

【0087】

このときの、対物光学系92の光学系データを以下に記載する。

(添付光学系データ2)

$$f = 0.936, \quad f_F = -0.016, \quad f_B = -0.012$$

$$I_H = 0.666, \quad = 86.3, \quad X_B = -7.5$$

$r_1 =$
 $d_1 = 0.24$ 、 $n_1 = 1.51825$ 、 $v_2 = 63.9$
 $r_2 = 1.2730$
 $d_2 = 0.09$ 、 $n_2 = 1$
 $r_3 =$ (絞 り)
 $d_3 = 0.03$ 、 $n_3 = 1$
 $r_4 =$
 $d_4 = 0.95$ 、 $n_4 = 1.88815$ 、 $v_4 = 40.5$
 $r_5 = -1.0730$
 $d_5 = 0.08$ 、 $n_5 = 1$
 $r_6 =$
 $d_4 = 0.49$ 、 $n_4 = 1.88815$ 、 $v_4 = 40.5$
 $r_7 = -2.1070$
 $d_5 = 1.06$ 、 $n_5 = 1$
 $r_8 =$ (撮 像 面)
 $d_6 = 0$ 、 $n_6 = 1$

10

条件式の値

(1) $S = -0.09$ 、 $M = -0.10$ 、 $|I| = |(S + M) / 2| = -0.095$

$2f^2(1 - \cos(\theta_{\max}/2)) / D \cos(\theta_{\max}/2) = 0.08$

より(1)式は $0.08 - 0.095 = -0.015$

20

(2) $P = 0.39$ より

$P \cdot D = 3.51$

$2f^2(1 - \cos(\theta_{\max}/2)) / l^2 \cos(\theta_{\max}/2) = 1.64$

(3) $l_{\max} / f = 0.71$

【図面の簡単な説明】

【0088】

【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示す図。

【図2】第1の実施の形態のカプセル型内視鏡の内部構成を示す断面図。

【図3】本発明の第2の実施の形態のカプセル型内視鏡の内部構成を示す断面図。

【図4】本発明の第3の実施の形態のカプセル型内視鏡を示す断面図。

30

【図5】収差が十分に補正された光学系の被写界深度を示す図。

【図6】本発明の画角による被写界深度分布を示す図。

【図7】被写界深度と、仮想球面を物体面とした時の像面を説明した図。

【図8】ピント出しをした後の、像面と撮像面の関係を示した図。

【図9】本発明の第4の実施の形態のカプセル型内視鏡の撮像部分とカバーを示す断面図。

。

【図10】本発明の第4の実施の形態で仮想球面を見たときの収差図。

【図11】本発明の第5の実施の形態のカプセル型内視鏡の撮像部分とカバーを示す断面図。

【図12】本発明の第5の実施の形態で仮想球面を見たときの収差図。

40

【符号の説明】

【0089】

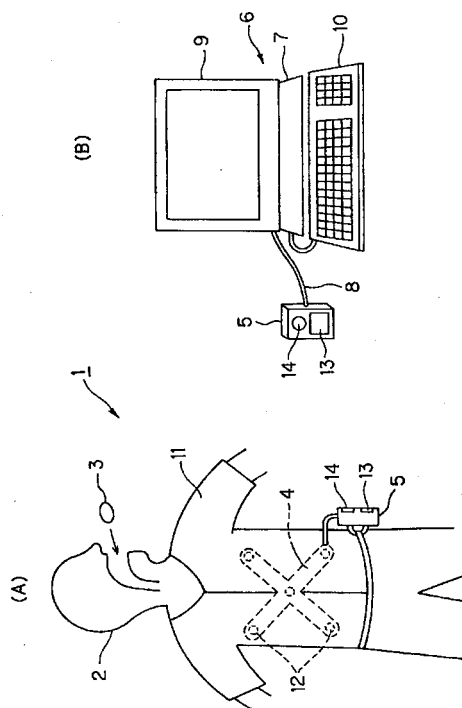
- 1 カプセル型内視鏡装置
- 2 患者
- 3 カプセル型内視鏡
- 4 アンテナユニット
- 5 体外ユニット
- 6 表示システム
- 7 パソコン
- 8 USBケーブル

50

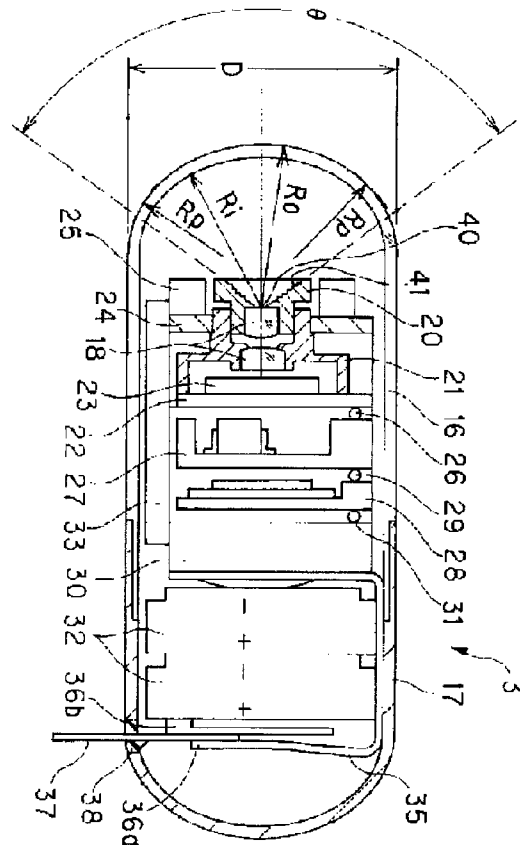
- 1 1 シールドシャツ
- 1 2 アンテナ
- 1 3 液晶モニタ
- 1 6 前カバー
- 1 7 後カバー
- 1 8 対物光学系
- 2 0、2 1 レンズ枠
- 2 3 C M O S イメージャ
- 2 5 白色 L E D
- 2 7 駆動処理回路
- 2 8 記憶回路
- 3 0 無線通信回路
- 3 2 電池
- 3 3 アンテナ
- 4 0 入射瞳
- 4 1 粗面

10

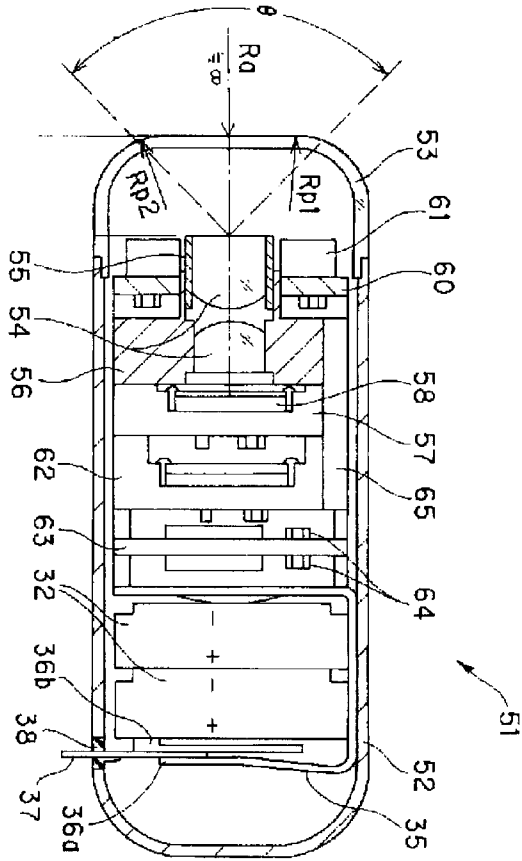
【図 1】



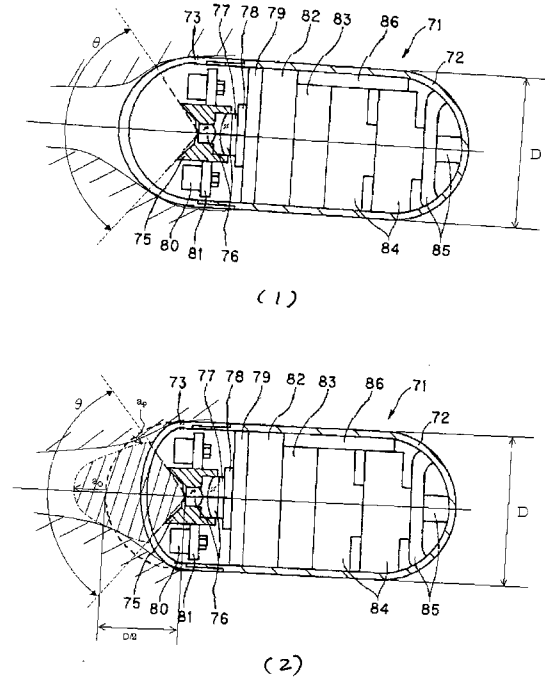
【図 2】



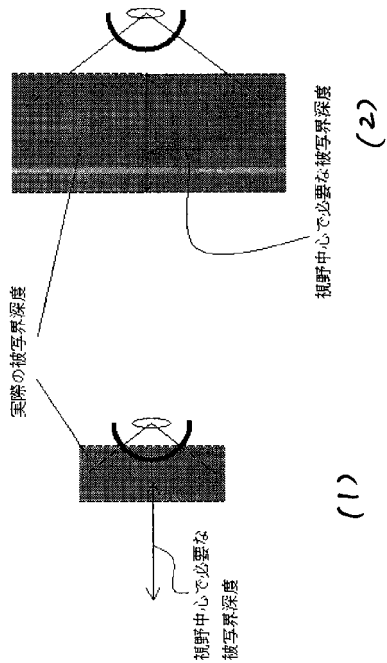
【図3】



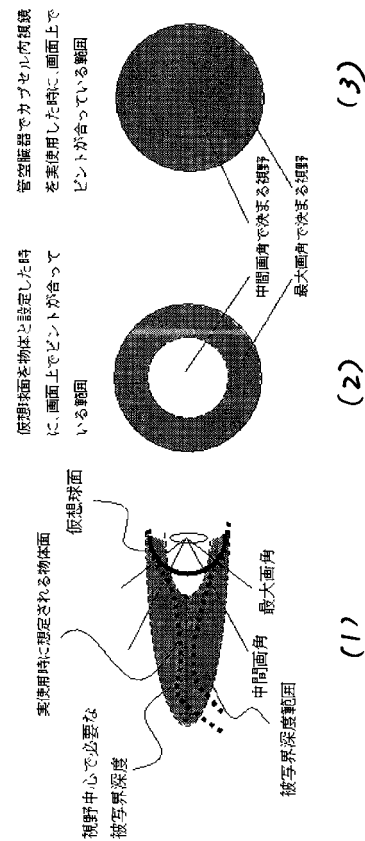
【図4】



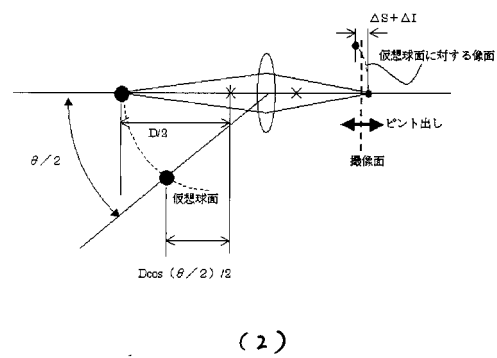
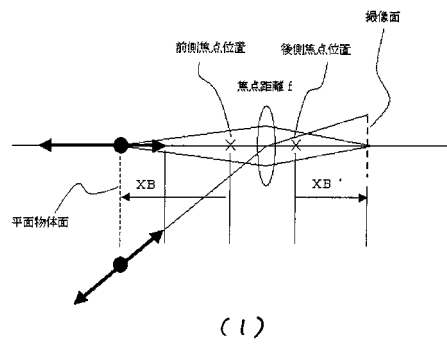
【図5】



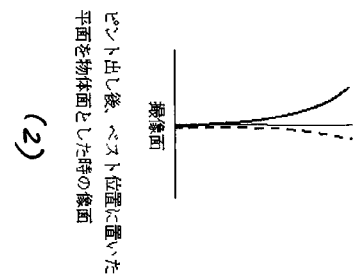
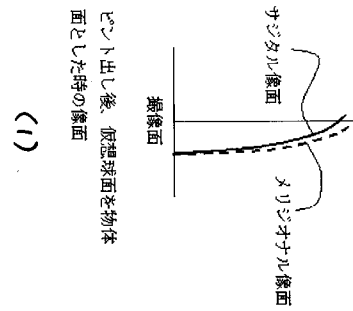
【図6】



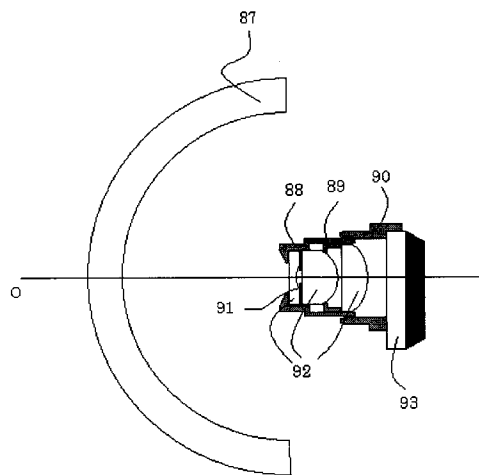
【図 7】



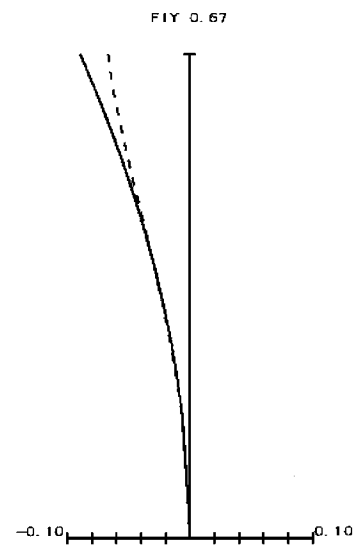
【図 8】



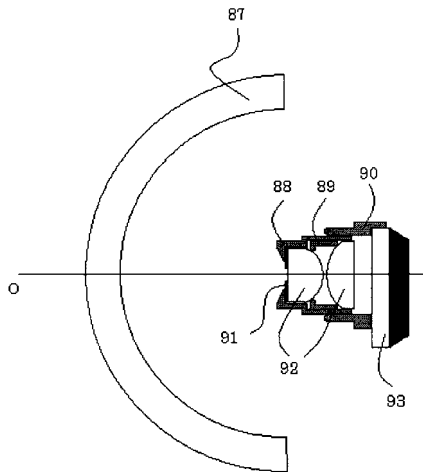
【図 9】



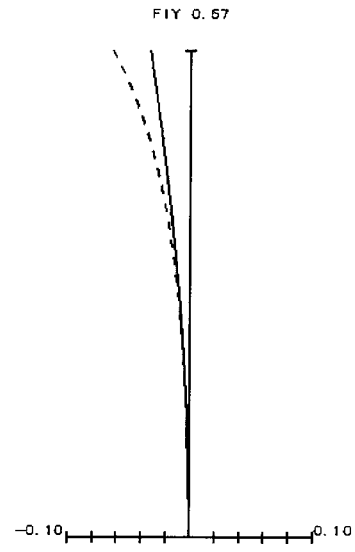
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 2 1 0 3 9 4 (J P , A)
特開平 1 0 - 1 0 8 8 2 8 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 2 1 0 3 9 3 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 0 9 1 8 6 0 (J P , A)
国際公開第 0 1 / 0 6 5 9 9 5 (W O , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6
G 0 2 B 9 / 0 0 - 1 7 / 0 8

专利名称(译)	胶囊内窥镜		
公开(公告)号	JP4128505B2	公开(公告)日	2008-07-30
申请号	JP2003314708	申请日	2003-09-05
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	吉野浩一郎		
发明人	吉野 浩一郎		
IPC分类号	A61B1/00 G02B13/00 G02B23/24 A61B1/05 A61B1/273 A61B1/31		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00096 A61B1/00188 A61B1/2733 A61B1/31 G02B23/2423		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.300.Y G02B13/00 G02B23/24.B A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.731		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/BA05 2H040/BA24 2H040/CA03 2H040/CA21 2H040/CA23 2H040/DA00 2H040/GA02 2H087/KA10 2H087/LA01 2H087/PA02 2H087/PA03 2H087/PA17 2H087/PB02 2H087/PB03 2H087/QA01 2H087/QA05 2H087/QA07 2H087/QA13 2H087/QA18 2H087/QA21 2H087/QA25 2H087/QA33 2H087/QA41 2H087/QA46 2H087/RA32 2H087/RA34 2H087/RA42 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/HH60 4C061/NN10 4C061/UU08 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF17 4C161/FF40 4C161/HH60 4C161/NN10 4C161/UU08		
其他公开文献	JP2005080790A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种胶囊型内窥镜，其能够通过使胶囊尺寸小型化来增加吞没性，并且还能够实现胶囊型内窥镜的最佳景深。

ŽSOLUTION：对于这种胶囊型内窥镜，照亮活体内部的照明装置25，照射由照明装置照射的区域的成像装置23，在成像装置前面的物镜光学系统18，以及透明的物镜光学系统前面的盖子16内置在密封的胶囊中。在胶囊型内窥镜中，透明盖以如下方式构成：视野的周边部分的曲率半径可以变得小于至少包含物镜光学的视野中心的部分的曲率半径。系统。Ž