

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02017/002585

発行日 平成30年4月19日 (2018. 4. 19)

(43) 国際公開日 平成29年1月5日 (2017. 1. 5)

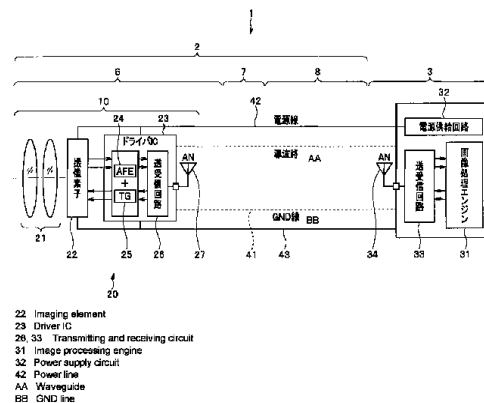
(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 8 2	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/05 (2006.01)	A 6 1 B 1/05	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 5 3 0	
G O 2 B 23/24 (2006.01)	G O 2 B 23/24 B	
	A 6 1 B 1/00 6 8 0	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 35 頁)		

出願番号	特願2017-526262 (P2017-526262)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/067399		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成28年6月10日 (2016. 6. 10)		東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地
(31) 優先権主張番号	特願2015-131913 (P2015-131913)	(74) 代理人	100076233
(32) 優先日	平成27年6月30日 (2015. 6. 30)		弁理士 伊藤 進
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100101661
			弁理士 長谷川 靖
		(74) 代理人	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	渡邊 正
			東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリ
			ンパス株式会社内
		(72) 発明者	松尾 直樹
			東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリ
			ンパス株式会社内
最終頁に続く			

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

被検物を撮像して映像信号を生成する撮像ユニット (20) が先端に配された挿入部 (6) と、撮像ユニット (20) で生成された映像信号を処理するビデオプロセッサ (3) と、前記撮像ユニット (20) とビデオプロセッサ (3) とを結ぶ信号伝送路を有する内視鏡システムであって、前記信号伝送路の少なくとも一部がミリ波またはサブミリ波を伝搬する導波路 (41) であって、前記導波路 (41) により信号伝送を行なう。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検物を撮像して映像信号を生成する撮像ユニットが先端に配された挿入部と、前記撮像ユニットで生成された映像信号を処理する映像処理部と、前記撮像ユニットと映像処理部とを結ぶ信号伝送路を有する内視鏡システムであって、

前記信号伝送路の少なくとも一部がミリ波またはサブミリ波を伝搬する導波路であって、前記導波路により信号伝送を行なうことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記導波路は、長手方向に誘電率が均一になるように延出された誘電体と、長手方向に連続的に延出され前記誘電体の外周を覆う金属層と、を有する導波管により構成されている

10

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記誘電体は、誘電損失 $\tan \delta$ が 10^{-3} より小さい値である

ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記誘電体は、少なくとも一部がフッ素樹脂を含む材質により構成される

ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記誘電体は、二酸化ケイ素、酸化アルミニウム、酸化マグネシウムまたは窒化ホウ素の少なくとも 1 つを含み、比誘電率 ϵ_r が 2 より大きい

20

ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記誘電体は、断面形状が円形状である 2 本の芯材を含む

ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記金属層は、金、銀、銅またはアルミニウムの何れか 1 つを含む金属膜と樹脂フィルムにより構成される

ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記撮像ユニット内に、200 万画素以上の画素数を持つ固体撮像素子を有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 9】

さらに MMIC (モノシリックマイクロ波集積回路) により構成されるミリ波・サブミリ波通信回路を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記挿入部に、前記撮像ユニットが配された先端部と、前記先端部の方向を変更するための湾曲部とを有するとともに、

前記 MMIC (モノシリックマイクロ波集積回路) は前記先端部に配設され、

前記導波路は、少なくとも前記湾曲部が配されることを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡システム。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡システム、特に、導波路内を伝搬する電波を介して信号伝送を行なう内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、医療用分野及び工業用分野においては、被検体を観察する撮像部を備えた内視鏡が広く用いられている。また、内視鏡に着脱自在に接続され、内視鏡に係る各種信号処理

50

をビデオプロセッサと称する信号処理装置により担い、内視鏡システムを構成する技術も知られるところにある。

【 0 0 0 3 】

このように、内視鏡は低侵襲の被検体観察手段として広く用いられているが、近年では挿入部の先端部に撮像用の光学系、撮像素子および関連電気回路等を含む撮像ユニットを配することで、挿入部先端部において画像信号を生成する、いわゆるビデオ内視鏡を有する内視鏡システムも多く利用されるに至っている。

【 0 0 0 4 】

なお、このビデオ内視鏡システムにおいて内視鏡の挿入部先端部で生成された画像信号は、信号伝送経路を通じてビデオプロセッサにおける画像処理部へ送られ、当該画像処理部において内視鏡画像が生成されて観察に供されるようになっている。

10

【 0 0 0 5 】

また、この種の内視鏡としては、可撓性を有する細長形状をなす挿入部と、挿入部の基端側に接続され、各種の操作信号の入力を受け付ける操作部と、操作部から延出され上述の如きビデオプロセッサと接続する信号伝送路としてのユニバーサルコードと、を備えるものが広く知られている。

【 0 0 0 6 】

そして、このような内視鏡において挿入部の先端部には、撮像素子等を内蔵した先端硬性部が形成され、さらにこの先端硬性部の基端側には湾曲自在な湾曲部および可撓性を有する長尺状の可撓管部が連設されるようになっている。

20

【 0 0 0 7 】

ところで従来のビデオ内視鏡システムでは、前記撮像ユニットと前記画像処理部との間を、例えば、日本国特開昭 6 1 - 1 2 1 5 9 0 号公報に記載するように所定のリードワイヤにより接続し、撮像素子からの画像信号を伝送する形態が主流だった。

【 0 0 0 8 】

これに対して近年、係る撮像ユニットと画像処理部との間の信号伝送方式として、日本国特開 2 0 0 7 - 2 6 0 0 6 6 号公報に示すような光ファイバ接続による信号伝送方式、または、日本国特許 5 3 9 5 6 7 1 号明細書に示すような無線電波による信号伝送方式が提案されている。

【 0 0 0 9 】

30

一方で、近年、ビデオ内視鏡システムに対しては、いわゆるハイビジョン化に代表されるような高画素化が益々望まれるようになっている。そして、このように高画質化が進むと、伝送経路を通じて伝送される信号の伝送速度は自ずと速くならざるを得ない。

【 0 0 1 0 】

図 1 1 は、電気インターコネクション（日本国特開昭 6 1 - 1 2 1 5 9 0 号公報等における前記リードワイヤによる接続に相当）による伝送が可能な伝送距離と伝送速度との関係を示しているが、例えば、ビデオ内視鏡システムにおける伝送距離（伝送経路の長さ）を 1 ~ 2 m 程度としたとき、電気インターコネクションでは 2 . 5 G b p s 程度の伝送速度が限界であることが判る。

【 0 0 1 1 】

40

この“ 2 . 5 G b p s ”という通信速度は、概ねフルハイビジョン画質での実用的な動画伝送に必要な伝送速度に相当していることを考慮すると、日本国特開昭 6 1 - 1 2 1 5 9 0 号公報に示すようなリードワイヤによる接続では、ビデオ内視鏡システムにおいてフルハイビジョン以上の画質での動画伝送を行なうことが困難であることが判る。

【 0 0 1 2 】

すなわち、日本国特開昭 6 1 - 1 2 1 5 9 0 号公報に示すリードワイヤによる信号伝送方式では、対応できる伝送速度の限界から、フルハイビジョン相当の画質に対応できないという課題があった。

【 0 0 1 3 】

さて、上述の如き日本国特開昭 6 1 - 1 2 1 5 9 0 号公報に示される信号伝送方式にお

50

ける伝送速度の課題は、日本国特開 2 0 0 7 - 2 6 0 0 6 6 号公報に記載の光ファイバによる信号伝送方式（光インターコネクション）の採用により解決することができる。

【 0 0 1 4 】

しかしながら、上述した日本国特開 2 0 0 7 - 2 6 0 0 6 6 号公報に記載の光ファイバによる信号伝送方式には、下記に示す如き課題が存在する。

【 0 0 1 5 】

1) 信号伝送の信頼性に関わる課題

一般に光ファイバは 1 本の線で構成されるために、老朽化等の影響で光ファイバが切断される場合に「使用中に突然画像が途切れる」ようなことが起き得る。

【 0 0 1 6 】

ここで、日本国特開昭 6 1 - 1 2 1 5 9 0 号公報に示すようなリードワイヤによる接続では、一般的に複数の細線を束ねて構成されており、切断される場合にも徐々に細線が切れていくために、通常使用者はその不具合を映像のちらつきなどを通じて知り、事前に修理などの対応をとることができる可能性がある。

【 0 0 1 7 】

2) 製造性、製造コストに関わる課題

通常の光ファイバは、光の通る管（コア）の径が 5 0 μ m 以下であり、接続の位置決めには数 μ m オーダーの精度が要求される。この要求を緩和するために、接続部にレンズなど光学系を用いることもできるが、接続部が大きくなるうえに、部品点数が増えることで製造コストがアップしてしまう虞がある。

【 0 0 1 8 】

3) 通信回路の大きさに関わる課題

光ファイバによるシステムにおいては、電気信号を光信号に、また光信号を電気信号へと信号形態を変換する必要性から、レーザーダイオード、フォトダイオードおよびその駆動回路等を持つ必要が生じるため、回路規模が大きくなりやすい。

【 0 0 1 9 】

すなわち、レーザーダイオード、フォトダイオードは、通常の IC（集積回路）とは作成プロセスが異なるために、同一の IC パッケージ内に収めることが難しいことが要因である。

【 0 0 2 0 】

4) 撮像ユニットの大きさに関わる課題

撮像ユニットから光ファイバによる信号伝送を行なう場合でも、電源の伝送および動作クロックの伝送を光ファイバで代替することは難しく、係る光ファイバを用いた伝送システムにおいては、システムの中から電気接続（リードワイヤ）による信号線路を無くすことは困難である。

【 0 0 2 1 】

また、上述した通信回路の大きさに係る課題に加えて、リードワイヤ接続（はんだ付け）を行なう領域をも確保する必要があり、光ファイバによる信号伝送方式では撮像ユニットが、ひいては挿入部先端部が大きくなってしまいうる虞がある。

【 0 0 2 2 】

なお、挿入部先端部における先端硬性部に撮像ユニットを有すると共に、湾曲部（屈曲部）を有するタイプのビデオ内視鏡システムには、当該先端硬性部を少しでも短くしたいという強いニーズがあり、挿入部先端部の大型化は許容しにくいという事情がある。

【 0 0 2 3 】

一方、日本国特開昭 6 1 - 1 2 1 5 9 0 号公報に示される信号伝送方式における伝送速度の課題は、日本国特許 5 3 9 5 6 7 1 号明細書に記載の無線電波による信号伝送方式の採用によっても改善することができる。

【 0 0 2 4 】

しかしながら、上述した日本国特許 5 3 9 5 6 7 1 号明細書に記載の無線電波による信号伝送方式には、下記に示す如き課題が存在する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

1) 信号伝送の信頼性に関わる課題

一般に無線電波は様々なタイプの電磁干渉を頻繁に受けやすい上に、伝送経路の障害物により信号伝送の中断も起こりうるために、有線に拠る信号伝送と比べて著しく信号伝送の信頼性が損なわれてしまう。

【 0 0 2 6 】

2) 撮像ユニットからの信号伝送に関わる課題

また、挿入部先端部に配設した撮像ユニットから無線電波による信号伝送をしようとしても、例えば、被検体体腔内の観察を行なう場合には、被検体の体腔内に存在する各種の電解質、水分等が電波の伝播を邪魔してしまい、ごく近距離の通信しかおこなうことができない虞がある。

【 0 0 2 7 】

このことから、現実的には日本国特許 5 3 9 5 6 7 1 号明細書に記載するような操作部から画像処理部までの信号伝送のみを無線伝送する形態にしか採用し得ない。すなわち、挿入部内の信号伝送は日本国特許 5 3 9 5 6 7 1 号明細書に示すような電気接続（リードワイヤ）による信号線路に拠る形を採らざるを得ないために、伝送速度の制約は緩和（改善）するものの、完全に解決できるとは言い難い。

【 0 0 2 8 】

本発明は、上述した課題に鑑みてなされたものであって、リードワイヤによる信号伝送方式の課題である伝送速度の限界を克服しつつ、光ファイバによる信号伝送方式の課題をも克服する新しい信号伝送方式を備える内視鏡システムを提供することを目的とする。

【 発明の開示 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 2 9 】

本発明の一態様の内視鏡システムは、被検物を撮像して映像信号を生成する撮像ユニットが先端に配された挿入部と、前記撮像ユニットで生成された映像信号を処理する映像処理部と、前記撮像ユニットと映像処理部とを結ぶ信号伝送路を有する内視鏡システムであって、前記信号伝送路の少なくとも一部がミリ波またはサブミリ波を伝搬する導波路であって、前記導波路により信号伝送を行なう。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 0 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明の第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムの概略構成を示す斜視図である。

【 図 2 】 図 2 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 図 3 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおいて採用する導波路として円形導波管を仮定した際の当該導波路の形状等を説明するための要部斜視図である。

【 図 4 】 図 4 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおいて採用する導波路においてアンテナの給電線路として用いられる TE_{11} モードの電磁界分布と遮断波長を示した図である。

【 図 5 】 図 5 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおいて採用する導波路においてミリ波低損失伝送線路として注目される TE_{01} モードの電磁界分布と遮断波長を示した図である。

【 図 6 】 図 6 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおける撮像ユニットおよび導波路の構造を示した要部拡大斜視図である。

【 図 7 】 図 7 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおける撮像ユニットおよび導波路の構造を一部断面にて示した要部拡大斜視図である。

【 図 8 】 図 8 は、本発明の第 2 の実施の形態にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【 図 9 】 図 9 は、本発明の第 3 の実施の形態にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を

10

20

30

40

50

示すブロック図である。

【図 1 0】図 1 0 は、本発明の第 4 の実施の形態にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【図 1 1】図 1 1 は、従来の内視鏡システムにおいて用いられる電気インターコネクションによる伝送が可能な伝送距離と伝送速度の関係を示したモデル図である。

【図 1 2】図 1 2 は、本発明の第 5 の実施の形態にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【図 1 3】図 1 3 は、第 5 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおいて採用する導波管内における誘電体の誘電損失を説明する図である。

【図 1 4】図 1 4 は、第 5 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおいて採用する導波管内における誘電体の誘電損失のシミュレーション結果を示す図である。

【図 1 5】図 1 5 は、第 5 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおいて採用する導波管内における誘電体の誘電損失のシミュレーション結果の要部を示した拡大図である。

【図 1 6】図 1 6 は、第 5 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおいて採用する導波管の断面を示した断面図である。

【図 1 7】図 1 7 は、第 5 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおいて採用する導波管の断面の要部を示した拡大図である。

【図 1 8】図 1 8 は、本発明の第 6 の実施の形態にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【図 1 9】図 1 9 は、第 6 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおいて採用する導波管の断面を示した断面図である。

【図 2 0】図 2 0 は、第 6 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおいて採用する導波管内における誘電体の誘電損失のシミュレーション結果を示す図である。

【図 2 1】図 2 1 は、第 6 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおいて採用する導波管の変形例の断面を示した断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

また、この実施の形態により、この発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一部分には同一の符号を付している。さらにまた、図面は、模式的なものであり、各部材の厚みと幅との関係、各部材の比率等は、現実と異なることに留意する必要がある。また、図面の相互間においても、互いの寸法や比率が異なる部分が含まれている。

【0032】

< 第 1 の実施形態 >

図 1 は、本発明の第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムの概略構成を示す斜視図であり、図 2 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【0033】

図 1 に示すように、内視鏡システム 1 は、いわゆる上部消化管用の内視鏡システムであって、被検体 100 の体腔内に先端部を挿入することによって被写体 100 の体内画像を撮像し当該被写体像の画像信号を出力する撮像部を備える内視鏡 2 と、内視鏡 2 における前記撮像部から出力される画像信号に対して所定の画像処理を施す画像処理部を備えるとともに内視鏡システム 1 全体の動作を統括的に制御するビデオプロセッサ 3 と、内視鏡 2 の先端から出射するための照明光を発生する光源装置 4 と、ビデオプロセッサ 3 において画像処理が施された画像を表示する表示装置 5 と、を主に備える。

【0034】

内視鏡 2 は、先端部に前記撮像部を備えると共に主として可撓性を有する細長形状部により構成される挿入部 6 と、挿入部 6 の基端側に接続され各種の操作信号の入力を受け付ける操作部 7 と、操作部 7 から基端側に向けて延出されビデオプロセッサ 3 および光源装

10

20

30

40

50

置 4 と接続するユニバーサルコード 8 と、を備える。

【 0 0 3 5 】

ここで内視鏡 2 は、挿入部 6 の先端部に配設した撮像部とビデオプロセッサ 3 における画像処理部との間において、挿入部 6 における前記撮像部から当該挿入部 6、前記操作部 7 および前記ユニバーサルコード 8 のそれぞれ内部を経由してビデオプロセッサ 3 の画像処理部に至るまで延設され、撮像部からの画像信号等の伝送するための信号伝送路を備える。

【 0 0 3 6 】

そして、本実施形態における内視鏡システムにおいては、前記信号伝送路をミリ波またはサブミリ波（以下、場合により代表してミリ波と記載する）を通す導波路により構成されることを特徴とする（当該「導波路」については、後に詳述する）。

10

【 0 0 3 7 】

図 1 に戻って、挿入部 6 は、最先端部に配設された、前記撮像部を構成する撮像素子 2 2 等を内蔵した先端硬性部 1 0 と、当該先端硬性部 1 0 の基端側に配設され、複数の湾曲駒によって構成された湾曲自在な湾曲部 9 と、当該湾曲部 9 の基端側に接続され、可撓性を有する長尺状の可撓管部 1 1 と、を有する。

【 0 0 3 8 】

また、図 2 に示すように、本実施形態において挿入部 6 の最先端に配設された先端硬性部 1 0 には、被検体像を撮像して光電変換により所定の画像信号を出力する撮像素子 2 2 等を含む撮像ユニット 2 0 が配設されている。

20

【 0 0 3 9 】

前記撮像ユニット 2 0 は、被検体像を入光する撮像光学系 2 1 と、撮像光学系 2 1 の結像位置に設けられ、撮像光学系 2 1 が集光した光を受光して電気信号に光電変換する前記撮像素子 2 2 と、撮像素子 2 2 の近傍基端側に配設され、当該撮像素子 2 2 を駆動すると共に撮像素子 2 2 から出力された撮像信号に所定の処理を施すドライバ IC 2 3 と、ドライバ IC 2 3 の基端側に設けられ、導波路 4 1（詳しくは後述する）を介して信号の送受信をするための送受信アンテナ 2 7（詳しくは後述する）と、を有する。

【 0 0 4 0 】

撮像素子 2 2 は、本実施形態においては、CMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）イメージセンサであって、かつ、いわゆるフルハイビジョン相当以上の画素数である 2 0 0 万画素以上の画素数を有するイメージセンサを採用する。

30

【 0 0 4 1 】

ドライバ IC 2 3 は、撮像素子 2 2 が出力した電気信号に対してノイズ除去および A/D 変換を行うアナログフロントエンド（AFE）2 4 と、撮像素子 2 2 の駆動タイミングおよび AFE 2 4 等における各種信号処理のパルスを発生するタイミングジェネレータ（TG）2 5 と、前記送受信アンテナ 2 7 を接続し、前記導波路 4 1 を介して AFE 2 4 が出力したデジタル信号をビデオプロセッサ 3 における画像処理部との間で送受信するための送受信回路 2 6 と、撮像素子 2 4 の動作を制御する図示しない制御部と、を有する。

【 0 0 4 2 】

前記送受信回路 2 6 は、いわゆる MMIC（monolithic microwave integrated circuit；モノシリックマイクロ波集積回路）により形成される、ミリ波・サブミリ波通信回路である。

40

【 0 0 4 3 】

また前記ドライバ IC 2 3 は、本実施形態においては、前記アナログフロントエンド AFE 2 4、タイミングジェネレータ TG 2 5、送受信回路 2 6 等の各回路が全てシリコン CMOS プロセスにより作成され、十分に小型化されている。

【 0 0 4 4 】

また、撮像素子 2 2 とドライバ IC 2 3 とは、セラミック基板を介して接続され、また、当該セラミック基板にはコンデンサ等の複数の受動部品が搭載されている（詳しくは後述する）。

50

【 0 0 4 5 】

一方、ビデオプロセッサ 3 は、内視鏡 2 における前記撮像ユニット 2 0 から出力される画像信号に対して所定の画像処理を施す前記画像処理部としての画像処理エンジン 3 1 と、内視鏡 2 における撮像素子 2 2 等に対して供給するための電源を生成する電源供給回路 3 2 と、前記導波路を介して内視鏡 2 における撮像ユニット 2 0 と所定の信号の送受信を行うための送受信回路 3 3 と、送受信回路 3 3 に接続された送受信アンテナ 3 4 と、を備える。

【 0 0 4 6 】

なお、ビデオプロセッサ 3 における前記送受信回路 3 3 も、前記送受信回路 2 6 と同様に、いわゆる M M I C (monolithic microwave integrated circuit ; モノシリックマイクロ波集積回路) により形成される。

10

【 0 0 4 7 】

なお、図 2 に示すように、内視鏡 2 における前記挿入部 6、操作部 7 およびユニバーサルコード 8 内には、上述したように信号伝送路としての導波路 4 1 が内設されるが、これらユニバーサルコード 8 等の内部には前記導波路 4 1 と並行して、ビデオプロセッサ 3 における電源供給回路 3 2 から供給される電源線 4 2 およびグランド線 (G N D 線) 4 3 が配設される。

【 0 0 4 8 】

そして、内視鏡 2 における前記撮像素子 2 2 およびドライバ I C 2 3 における前記各回路には、前記電源線 4 2 およびグランド線 (G N D 線) 4 3 を介して、ビデオプロセッサ 3 の電源供給回路 3 2 から電源が供給されるようになっている。

20

【 0 0 4 9 】

< 導波路および送受信回路並びに撮像ユニットの構成について >

次に、本実施形態の内視鏡システムを特徴づける導波路および送受信回路並びにこれらの周辺回路 (撮像ユニット等) について詳しく説明する。

【 0 0 5 0 】

上述したように、本発明は、内視鏡における撮像部とビデオプロセッサにおける画像処理部とを結ぶ信号伝送方式として従来用いられてきた、リードワイヤによる信号伝送方式および光ファイバーによる信号伝送方式に代わり、ミリ波またはサブミリ波 (おおよそ 3 0 ~ 6 0 0 G H z の周波数を有する電波) を通す導波路による信号伝送方式を新たに提案するものである。

30

【 0 0 5 1 】

なお、本実施形態においてミリ波、サブミリ波は、ミリからサブミリオーダ (0 . 5 ~ 1 0 m m 程度) の波長をもつ電波を指すものとする。

【 0 0 5 2 】

図 6 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおける撮像ユニットおよび導波路の構造を示した要部拡大斜視図であり、図 7 は、同内視鏡システムにおける撮像ユニットおよび導波路の構造を一部断面にて示した要部拡大斜視図である。なお、図 6 および図 7 においては、撮像ユニットにおける撮像光学系については省略して示している。

【 0 0 5 3 】

図 6 および図 7 に示すように、撮像ユニット 2 0 は、図示しない撮像光学系 2 1 の結像位置に設けられた前記撮像素子 2 2 の基端側に、セラミック基板 5 1 を介して前記ドライバ I C 2 3 が配設されている。なお、当該セラミック基板 5 1 には、コンデンサ 5 2 等の複数の受動部品が搭載されている。

40

【 0 0 5 4 】

また、前記ドライバ I C 2 3 の基端側には、図 7 に示すように、前記ドライバ I C 2 3 のパッケージに一体化された前記送受信アンテナ 2 7 を挟んで、ミリ波またはサブミリ波を通す前記導波路 4 1 の先端部が接続されている。

【 0 0 5 5 】

この導波路 4 1 は、先端硬性部 1 0 に配設された前記ドライバ I C 2 3 にその先端側が

50

接続された後、挿入部 6 の基端側に向けて延出される。より詳しくは、導波路 4 1 は、挿入部 6 においてドライバ IC 2 3 よりさらなる基端側、すなわち、先端硬性部 1 0 における前記ドライバ IC 2 3 の配設箇所より基端側部をはじめ、より基端側の前記湾曲部 9 および可撓管部 1 1 を含めた挿入部 6 の内部を挿通した後、操作部 7 内部およびユニバーサルコード 8 の内部を挿通し、ビデオプロセッサ 3 に至る位置に配設されるようになっている。

【 0 0 5 6 】

なお、前記導波路 4 1 の基端側は、ユニバーサルコード 8 の一端に設けたコネクタにおける変換を経てビデオプロセッサ 3 に接続されるものであってもよい。

【 0 0 5 7 】

また、導波路 4 1 は、本実施形態においては、ポリスチレン樹脂（誘電率約 2 . 3、誘電正接約 0 . 0 0 0 2 の誘電体）の周囲に金属めっきを施して形成される。また、本実施形態においては、導波路 4 1 における前記金属めっき面の内径は 1 . 4 mm、画像情報の伝送に使用される電波の周波数は約 1 8 0 GHz（導波路内での波長は約 1 . 1 mm）に設定されている。

【 0 0 5 8 】

ここで、本発明の構成を有効に活用するためには前記導波路 4 1 の形状・寸法を適切に選択する必要があるが、この形状・寸法は使用する電波の波長とも関連性が高い。以下、図 3 ~ 図 5 を参照して、本実施形態における導波路 4 1 の形状・寸法について、ミリ波またはサブミリ波を通す導波路として円形導波管を仮定し説明する。

【 0 0 5 9 】

図 3 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおいて採用する導波路として円形導波管を仮定した際の当該導波路の形状等を説明するための要部斜視図、図 4 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおいて採用する導波路においてアンテナの給電線路として用いられる TE_{11} モードの電磁界分布と遮断波長を示した図、図 5 は、第 1 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおいて採用する導波路においてミリ波低損失伝送線路として注目される TE_{01} モードの電磁界分布と遮断波長を示した図である。

【 0 0 6 0 】

なお、図 3 には「中空金属管」との記載があるが、これは単に発明の作用を明確にするための一例で有り、本発明の実施形態を制限するものではない。具体的には導波路の実現手段として、柔軟性をもつ樹脂製の管路の内側に金属導体によるめっきを施すなどの形態、または、方形の導波管、円形もしくは方形の誘電体導波路による形態など、様々な形態を採りえるものであり、どの形態においても本発明の効果を達成することができる。

【 0 0 6 1 】

ここで仮定した円形導波管について、その伝送波には複数のモードが存在し得る。これは TE モードおよび TM モードに大別され、更にこれは θ 方向と r 方向のモード次数に細分される。

【 0 0 6 2 】

図 4、図 5 は、アンテナの給電線路として用いられる TE_{11} モードとミリ波低損失伝送線路として注目される TE_{01} モードの電磁界分布の概要と、その遮断波長 λ_c を示したものである。

【 0 0 6 3 】

導波管はその構造から一定上の波長の電波は伝送できないが、遮断波長 λ_c はこの「これ以上の波長の電波は伝送できない」波長を示す。ここで TE_{11} モードが最も長い波長をもつことから、 TE_{11} モードの λ_c 以上の波長（管の内半径を a としたとき、 $\lambda_c = 3 . 4 1 \times a$ ）を伝送できないことが判る。

【 0 0 6 4 】

因みに、ここで示したような寸法と遮断波長との関係は、方形の導波管、誘電体による導波路などでも同様に存在しており、上述した説明は導波路の形態を制限するものではない。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 5 】

ところで、一般に内視鏡の挿入部およびユニバーサルコードはその目的から、10 mm 程度以下の外形寸法を持つことが多く、さらに細径を有するものもあるが、その中を通る信号伝送線路を円筒形状と仮定したとき、この信号伝送線路は概ね $\phi 6$ mm 以下の径を持つことが望ましいといえる。

【 0 0 6 6 】

そして、上述した遮断波長 λ_c の計算式から、 $\phi 6$ mm の内径をもつ中空金属管路における λ_c は 10 . 23 mm となるが、伝送できる波長の限界を示すものであるから、信号伝送を行なう波長はより小さいことが望ましく、本発明においては、有効な波長範囲は 10 mm 以下（ミリ波以下 = 30 GHz 以上の周波数範囲）と想定する。

10

【 0 0 6 7 】

一方、内視鏡内部の通信線路には軽く細いことが求められるが、あまり細すぎると製造性または製造コストの問題が発生する虞があり、既に述べたように信号伝送の信頼性にも影響する。

【 0 0 6 8 】

より具体的には、上述した日本国特開 2007 - 260066 号公報に記載の光ファイバはコア径がシングルモードファイバーで 10 μ m 程度、マルチモードファイバーでも 50 μ m 程度と小さいが、本発明の実施形態に抛れば、これらよりもはるかに太い信号伝送線路（導波路）を持つことができるため、製造性、製造コストの課題、信号伝送の信頼性に係る課題を解決することができる。

20

【 0 0 6 9 】

なお、これらの事情を勘案したとき、導波路の径は 0 . 2 mm 以上であることが望ましいとはいえるが、この値は絶対的なものではない。

【 0 0 7 0 】

因みに、信号伝送に用いる電波の波長が短いことには、情報密度を高めやすい、送受信回路を小さくしやすいといった複数の利点がある。しかしミリ波・サブミリ波帯はその波長の短さがゆえに取り扱いが難しく、波長が短くなるにつれて回路の効率が低下するという問題も存在する。

【 0 0 7 1 】

このために、近年までミリ波・サブミリ波帯の利用が進まなかったが、半導体プロセスによる微細回路技術の進展に伴ってミリ波・サブミリ波の利用技術が進展するとともに、前記回路の効率低下に対しても対策が進んだ結果、ここ数年でサブミリ波帯までの利用しやすい環境が整ってきている。

30

【 0 0 7 2 】

本願出願人は、これらの事情を総合的に勘案して鋭意研究を行なった結果、内視鏡内部の信号伝送に用いる電波としては 600 GHz 程度までの周波数でメリットが得られることが判った。

【 0 0 7 3 】

この 600 GHz の電波は、真空中において 0 . 5 mm 程度の波長を持つが、誘電体内部においてはより短い波長をもつことができることから、 $\phi 0 . 2$ mm 程度の導波路による伝送も可能であり、上述した製造性、製造コストに係る課題および信号伝送の信頼性に係る課題の解決とも相反しない。

40

【 0 0 7 4 】

既に説明したように、本発明の有効な利用範囲は、導波路の形状・寸法に関係するが、実際には導波路の形状には様々なパターンが考えられ、形状や寸法による規定では本質および有効な範囲を表現することが困難である。

【 0 0 7 5 】

そこで本実施形態では、上述したようにこれら導波路の形状・寸法は利用する電波の波長との関係が明確であることを考慮し、利用する電波の波長により発明の構成要件を定めている。

50

【 0 0 7 6 】

(作用)

次に、上述した如き構成をなす本実施形態の内視鏡システムにおける作用について説明する。

【 0 0 7 7 】

撮像素子 2 2 は、撮像光学系 2 1 に入光された被写体像を撮像素子面において受光し電気信号に光電変換してアナログの撮像信号として出力する。

【 0 0 7 8 】

その後ドライバ I C 2 3 は、内部の A F E 2 4 において、撮像素子 2 2 から出力されたアナログの撮像信号に対して A / D 変換等の所定の処理を施しデジタルの画像信号として出力する。なお、このとき図示しないパラレル / シリアル変換部においてシリアルのデジタル信号に変換される。

【 0 0 7 9 】

さらにドライバ I C 2 3 は、M M I C により構成される送受信回路 2 6 において、ミリ波・サブミリ波の搬送波を前記画像信号により変調し、送受信アンテナ 2 7 から当該画像情報が載ったミリ波・サブミリ波の電波として導波路 4 1 に向けて送信する。

【 0 0 8 0 】

その後、送受信アンテナ 2 7 から送信されたミリ波・サブミリ波は、前記導波路 4 1 (上述したように、挿入部 6 における先端硬性部 1 0 に配設された前記ドライバ I C 2 3 より基端側、その基端側の湾曲部 9、可撓管部 1 1、操作部 7 内部およびユニバーサルコード 8 内部において配設される) を通じてビデオプロセッサ 3 に送られる。

【 0 0 8 1 】

前記導波路 4 1 内において送信された前記ミリ波 (画像情報が載ったミリ波) は、ビデオプロセッサ 3 における前記送受信アンテナ 3 4 により受信される。

【 0 0 8 2 】

その後、前記送受信アンテナ 3 4 において受信されたミリ波 (画像情報が載ったミリ波) は、ビデオプロセッサ 3 における前記送受信回路 3 3 において、所定の画像情報が取り出される。

【 0 0 8 3 】

そして、送受信回路 3 3 において取り出された画像情報は画像処理エンジン 3 1 で適宜画像処理が施され、前記表示装置 5 に投影される。

【 0 0 8 4 】

(効果)

以上説明したように、本第 1 の実施形態によれば、有線のミリ波通信経路 (導波路) を通じた高い信頼性での信号伝送が可能であり、画像情報の伝送速度としても、フルハイビジョンを大きく超える高精細画像を実用的なフレームレートによって送信可能である。

【 0 0 8 5 】

ここで本実施形態における導波路 4 1 の太さはミリオーダーであり、また、送受信アンテナ 2 7 および送受信アンテナ 3 4 が導波路 4 1 の寸法範囲にあれば効率の良い通信が可能であるため、導波路とアンテナの接続は容易に行なうことができる。

【 0 0 8 6 】

また、撮像素子 2 2 からの画像情報を処理し、信号伝送を行なうドライバ I C 2 3 は、上述したようにアナログフロントエンド部、タイミングジェネレータ部、送受信回路が全てシリコン C M O S プロセスにより作成され、十分に小型化されている。

【 0 0 8 7 】

この中でも、送受信回路 2 6 および送受信回路 3 3 がモノシリックマイクロ波集積回路 (M M I C) により構成されることから回路の小型化に寄与している。

【 0 0 8 8 】

このようにドライバ I C 2 3 の小型化を実現した結果、フルハイビジョン画像信号の高い信頼性での伝送と、先端部の小型化を両立することを可能としている。

【 0 0 8 9 】

さらに、導波管の利用により、撮像ユニット側アンテナから発せられた電波は、導波管内に閉じ込められる形で伝播するため、拡散などによるロスが最小に抑えられる。すなわち、送信に必要な電力量の最小化をも果たすことができている。

【 0 0 9 0 】

また、本実施形態の効果について、上述した従来技術である日本国特開昭 6 1 - 1 2 1 5 9 0 号公報、日本国特開 2 0 0 7 - 2 6 0 0 6 6 号公報および日本国特許 5 3 9 5 6 7 1 号明細書に記載の技術と対比させて説明する。

【 0 0 9 1 】

上述したように、本実施形態の内視鏡システムにおいては、導波路 4 1 を伝送される前記ミリ波・サブミリ波は、ミリからサブミリオーダの波長を有する電波であって概略で 3 0 ~ 6 0 0 G H z の周波数を有することから、上述した日本国特開昭 6 1 - 1 2 1 5 9 0 号公報に記載のリードワイヤ方式における伝送速度の問題については解決することができる。すなわち、2 . 5 G b p s 以上の信号伝送速度を問題なく実現することができる。

10

【 0 0 9 2 】

また、ミリ波・サブミリ波においては、通常の電波通信で実績のある多様な信号変調方式を利用しやすく、情報伝送の密度を高めやすいという利点を持つことから、機器の構成によっては、上述した日本国特開 2 0 0 7 - 2 6 0 0 6 6 号公報に記載する光ファイバによる信号伝送方式よりも情報速度を高めることが可能となる。

【 0 0 9 3 】

さらに、本実施形態の内視鏡システムに抛れば、日本国特開 2 0 0 7 - 2 6 0 0 6 6 号公報および 3 における信号伝送の信頼性に係る課題を解決することができる。

20

【 0 0 9 4 】

すなわち、まず、伝送信号であるミリ波・サブミリ波を伝送効率の良い導波路に閉じ込めて伝送するために、十分な信号強度を得られるうえに、伝送が途中で不安定になるような心配がない。

【 0 0 9 5 】

また、老朽化に伴い、仮に導波路が劣化し、亀裂等により切断することがあっても、ミリ波・サブミリ波は切断部を含めて伝播するうえに、上述した理由により、本実施形態においては信号伝送路（導波路）を十分に太くすることができるために、信号伝送の品質は劣化することはあっても、信号伝送自体が突然途切れることは無い。

30

【 0 0 9 6 】

因みに日本国特開 2 0 0 7 - 2 6 0 0 6 6 号公報における光ファイバによる信号伝送では、信号伝送路（コア部）が $\phi 50 \mu m$ 程度以下と極めて小さいために破断の際には信号伝送が遮断される可能性が高い。

【 0 0 9 7 】

また、上述したように、本実施形態においては、撮像素子 2 2 として、2 0 0 万画素以上のいわゆるフルハイビジョン相当以上の画素数を持つ固体撮像素子を採用したが、本実施形態は、上述したように 2 . 5 G b p s 以上の信号伝送速度を可能とするため、斯様な画素数であっても支障はない。

40

【 0 0 9 8 】

さらに、本実施形態においては、送受信回路 2 6、送受信回路 3 3 として、MMIC（モノシリックマイクロ波集積回路）により構成されるミリ波・サブミリ波通信回路を採用したので、通信回路を小型化することができ、日本国特開 2 0 0 7 - 2 6 0 0 6 6 号公報に係る課題を解決することができる。

【 0 0 9 9 】

さらに、本実施形態の内視鏡システムは、湾曲部、可撓管部を備える挿入部 6 を構成要素とする内視鏡 2 を有し、すなわち、屈曲部を有することで先端硬性部の方向を自在に変更し所望の方向の画像を取得する機能を持つビデオ内視鏡システムにおいても、日本国特開 2 0 0 7 - 2 6 0 0 6 6 号公報に係る撮像ユニットの大きさに関する課題を解決し、先

50

端部の小さいビデオ内視鏡システムを実現できる。

【 0 1 0 0 】

これは、ミリ波・サブミリ波によれば小さい通信回路を実現できるということだけでなく、ミリ波・サブミリ波によれば撮像ユニットの外から、電源となるエネルギーや動作クロックを撮像ユニットに送ることが可能であることに起因する。

【 0 1 0 1 】

すなわち、日本国特開 2 0 0 7 - 2 6 0 0 6 6 号公報に示すような光ファイバによる信号伝送方式では実現が困難な、フルハイビジョン画像信号の伝送と、先端部の小型化を両立することができる。

【 0 1 0 2 】

上述したように、このタイプのビデオ内視鏡システムにおいて先端部（屈曲しない部分）を小さくすることには強いニーズがあり、実際に狭い空間における観察を自由にするなど内視鏡の機能向上に大きく寄与することができる。

【 0 1 0 3 】

なお、本実施形態の内視鏡システムは、上部消化管のビデオ内視鏡システムであることを前提としたが、撮像ユニットが先端部に配された挿入部と、前記撮像ユニットにおいて生成された画像信号を処理する画像処理部と、前記撮像ユニットと前記画像処理部とを結ぶ信号伝送路を有するビデオ内視鏡システムであれば、内視鏡の種類に拠らず上記同様の効果を得ることができる。

【 0 1 0 4 】

すなわち、下部消化管（大腸）用内視鏡など各種の消化管用内視鏡はもちろんのこと、内視鏡外科手術において用いられる各種外科用内視鏡、パイプ、機械、各種構造物の内部を観察するための各種工業用内視鏡などにおいて、それぞれ同様の効果を得ることができる。

【 0 1 0 5 】

また本実施形態においては、上述したように、撮像ユニット 2 0 の構成として、撮像光学系 2 1、撮像素子 2 2、ドライバ I C 2 3、送受信アンテナ 2 7 および図示しないコンデンサを含み、前記ドライバ I C 2 3 はアナログフロントエンド（ A F E ）部 2 4、タイミングジェネレータ（ T G ）部 2 5 および送受信回路 2 6 を備えるものとしたが、この構成はこれに限らずとも、同様の効果を得ることができる。

【 0 1 0 6 】

たとえば、ドライバ I C 2 3 内にあるアナログフロントエンド（ A F E ）部 2 4、タイミングジェネレータ（ T G ）部 2 5 は、撮像素子 2 2 内に含めることも可能であり、この場合も同様の効果を得ることができる。

【 0 1 0 7 】

また内視鏡 2 側における送受信回路 2 6 およびビデオプロセッサ 3 側における送受信回路 3 3 は、いずれもモノシリックマイクロは集積回路（ M M I C ）として、上述したように回路の小型化において最適な構成としたが、これに拠らずとも、フルハイビジョン画像信号の高い信頼性での伝送は可能であり、同様の効果を得ることはできる。

【 0 1 0 8 】

< 第 2 の実施形態 >

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。

【 0 1 0 9 】

図 8 は、本発明の第 2 の実施の形態にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【 0 1 1 0 】

本第 2 の実施形態の内視鏡システムは、その構成は基本的には第 1 の実施形態と同様であるので、ここでは第 1 の実施形態との差異のみの説明にとどめ、その他の詳細の説明は省略する。

【 0 1 1 1 】

上述したように、第 1 の実施形態の内視鏡システム 1 は、撮像素子 2 2 を駆動すると共に撮像素子 2 2 から出力された撮像信号に所定の処理を施し、導波路 4 1 に対してミリ波・サブミリ波の電波を送信する役目を果たすドライバ I C 2 3 を、挿入部 6 の先端硬性部 1 0 に配設し、導波路 4 1 は、先端硬性部 1 0 以降の挿入部 6、操作部 7 およびユニバーサルコード 8 の内部を延設するものとした。

【 0 1 1 2 】

これに対して本第 2 の実施形態の内視鏡システム 1 0 1 は、上述の如き役目を果たすドライバ I C を操作部 7 に設け、第 1 の実施形態と同様の役目を果たす導波路を操作部 7 およびユニバーサルコード 8 の内部に延設することの特徴とする。

【 0 1 1 3 】

図 8 に示すように、本第 2 の実施形態における内視鏡システム 1 0 1 は、第 1 の実施形態と同様に、いわゆる上部消化管用の内視鏡システムであって、被写体の体内画像を撮像し当該被写体像の画像信号を出力する撮像部を備える内視鏡 1 0 2 と、内視鏡 1 0 2 における撮像部から出力される画像信号に対して所定の画像処理を施す画像処理部を備えるとともに内視鏡システム 1 0 1 全体の動作を統括的に制御するビデオプロセッサ 1 0 3 と、図示しない光源装置および表示装置と、を主に備える。

【 0 1 1 4 】

本第 2 の実施形態において内視鏡 1 0 2 は、第 1 の実施形態と同様の挿入部 6、操作部 7 およびユニバーサルコード 8 を備え、また、当該挿入部 6 は、撮像素子 2 2 等を内蔵した先端硬性部 1 0 を有する。

【 0 1 1 5 】

本第 2 の実施形態においては、図 8 に示すように、前記操作部 7 に上述した第 1 の実施形態におけるドライバ I C 2 3 と同様の役目を果たすドライバ I C 1 2 3 を配設する。

【 0 1 1 6 】

ドライバ I C 1 2 3 には、第 1 の実施形態と同様の役目を果たすアナログフロントエンド (A F E) 1 2 4 およびタイミングジェネレータ (T G) 1 2 5 を備え、これら A F E 1 2 4 および T G 1 2 5 は、挿入部 6 内を挿通する信号線 (リードワイヤ) 6 1、6 2 により撮像素子 2 2 と接続されるようになっている。

【 0 1 1 7 】

なお、当該信号線 (リードワイヤ) 6 1、6 2 は、本実施形態においてはいずれも約 8 0 c m の長さを有する。

【 0 1 1 8 】

すなわち、本第 2 の実施形態においては、撮像素子 2 2 とドライバ I C 1 2 3 とは、約 8 0 c m のリードワイヤにより接続されることとなる。

【 0 1 1 9 】

さらにドライバ I C 1 2 3 は、第 1 の実施形態と同様の構成をなす送受信回路 1 2 6 および送受信アンテナ 1 2 7 を備える。

【 0 1 2 0 】

また、前記ドライバ I C 1 2 3 の基端側には、ミリ波またはサブミリ波を伝搬する、第 1 の実施形態と同様の導波路 1 4 1 の先端部が接続されている。

【 0 1 2 1 】

本第 2 の実施形態において前記導波路 1 4 1 は、操作部 7 に配設された前記ドライバ I C 2 3 にその先端側が接続された後、ユニバーサルコード 8 内部を挿通しビデオプロセッサ 1 0 3 に至る位置に配設されるようになっている。

【 0 1 2 2 】

一方、ビデオプロセッサ 1 0 3 は、第 1 の実施形態と同様の画像処理エンジン 3 1、電源供給回路 3 2、送受信回路 3 3 および送受信アンテナ 3 4 を備える。

【 0 1 2 3 】

また図 8 に示すように本第 2 の実施形態においては、内視鏡 1 0 2 における前記操作部 7 およびユニバーサルコード 8 内には、信号伝送路としての導波路 1 4 1 が内設されるが

10

20

30

40

50

、これらユニバーサルコード 8 等の内部には前記導波路 1 4 1 および上述した信号線 6 1、6 2 と並行して、ビデオプロセッサ 1 0 3 における電源供給回路 3 2 から供給される電源線 1 4 2 およびグランド線 (G N D 線) 1 4 3 が配設される。

【 0 1 2 4 】

このように、本第 2 の実施形態においては、信号伝送路は、撮像素子 2 2 から操作部 7 内に配設したドライバ I C 1 2 3 までをリードワイヤ接続 (電氣的接続) による信号線に抛り、前記操作部 7 内のドライバ I C 1 2 3 からビデオプロセッサ 1 0 3 の画像処理部までをミリ波を伝搬する導波路 1 4 1 に抛り、これら信号伝送路により信号伝送を行なう。

【 0 1 2 5 】

ここで撮像素子 2 2 とドライバ I C 1 2 3 とを結ぶリードワイヤは約 8 0 c m であり、フルハイビジョン画像信号を伝達することは可能である。

10

【 0 1 2 6 】

以上説明したように本第 2 の実施形態によれば、第 1 の実施形態と同様に、有線のミリ波通信経路 (導波路) を通じた高い信頼性での信号伝送が可能であり、画像情報の伝送速度としても、フルハイビジョン程度までの高精細画像を実用的なフレームレートによって送信可能である。また他の効果についても第 1 の実施形態と同様の効果を奏する。

【 0 1 2 7 】

< 第 3 の実施形態 >

次に、本発明の第 3 の実施形態について説明する。

【 0 1 2 8 】

図 9 は、本発明の第 3 の実施の形態にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

20

【 0 1 2 9 】

本第 3 の実施形態の内視鏡システムは、その構成は基本的には第 1 の実施形態と同様であるので、ここでは第 1 の実施形態との差異のみの説明にとどめ、その他の詳細の説明は省略する。

【 0 1 3 0 】

上述したように、第 1 の実施形態の内視鏡システム 1 は、ミリ波・サブミリ波を伝搬する信号伝送路としての導波路 4 1 を、挿入部 6 の先端硬性部 1 0 に設けた撮像ユニット 2 0 の基端側以降の、挿入部 6、操作部 7 およびユニバーサルコード 8 の内部を延設しビデオプロセッサ 3 に至るものとした。

30

【 0 1 3 1 】

これに対して本第 3 の実施形態の内視鏡システム 2 0 1 は、上述の如き役目を果たす導波路は、挿入部 6 の先端硬性部 1 0 に設けた撮像ユニット 2 0 の基端側以降、操作部 7 まで延設するものとし、操作部 7 以降は光ファイバにより信号を伝送するものとしたことを特徴とする。

【 0 1 3 2 】

図 9 に示すように、本第 3 の実施形態における内視鏡システム 2 0 1 は、第 1 の実施形態と同様に、いわゆる上部消化管用の内視鏡システムであって、被写体の体内画像を撮像し当該被写体像の画像信号を出力する撮像部を備える内視鏡 2 0 2 と、内視鏡 2 0 2 における撮像部から出力される画像信号に対して所定の画像処理を施す画像処理部を備えるとともに内視鏡システム 2 0 1 全体の動作を統括的に制御するビデオプロセッサ 2 0 3 と、図示しない光源装置および表示装置と、を主に備える。

40

【 0 1 3 3 】

本第 3 の実施形態において内視鏡 2 0 2 は、第 1 の実施形態と同様の挿入部 6、操作部 7 およびユニバーサルコード 8 を備え、また、当該挿入部 6 は、第 1 の実施形態と同様の構成をなす撮像ユニット 2 0 を内蔵した先端硬性部 1 0 を有する。

【 0 1 3 4 】

また、前記撮像ユニット 2 0 を構成するドライバ I C 2 3 の基端側には、第 1 の実施形態と同様に、ミリ波またはサブミリ波を伝搬する、第 1 の実施形態と同様の構成をなす導

50

波路 2 4 1 の先端部が接続されている。

【 0 1 3 5 】

本第 3 の実施形態において前記導波路 2 4 1 は、前記ドライバ I C 2 3 にその先端側が接続された後、挿入部 6 内部を挿通し、操作部 7 に配設されたドライバ I C 7 1 に至る位置まで延設されるようになっている。

【 0 1 3 6 】

本第 3 の実施形態においては、図 9 に示すように、前記操作部 7 の内部において、前記導波路 2 4 1 を伝搬するミリ波（画像情報が載ったミリ波）を受信し、さらに、当該画像情報が載ったミリ波を所定の光信号に変換し、光ファイバにより後段に伝送するためのドライバ I C 7 1 が配設されている。

10

【 0 1 3 7 】

具体的にドライバ I C 7 1 は、第 1 の実施形態と同様に、いわゆる M M I C（モノシリックマイクロ波集積回路）により形成される、ミリ波・サブミリ波通信回路である送受信回路 7 2 と、送受信回路 7 2 に接続され、前記導波路 2 4 1 を伝搬するミリ波（画像情報が載ったミリ波）を受信するための送受信アンテナ 7 4 と、送受信回路 7 2 において取り出された画像情報から所定の光通信のための信号を生成する光通信回路 7 3 と、光通信回路 7 3 において生成された信号を光電変換するレーザダイオード（L D）7 5 と、ビデオプロセッサ 2 0 3 から受信した光情報を光電変換するフォトダイオード（P D）7 6 と、を備える。

20

【 0 1 3 8 】

また、第 3 の実施形態においてユニバーサルコード 8 には、操作部 7 における前記ドライバ I C 7 1 とビデオプロセッサ 2 0 3 とを結ぶ信号伝送路としての光ファイバ 8 1、8 2 が配設されている。

【 0 1 3 9 】

一方、ビデオプロセッサ 2 0 3 は、第 1 の実施形態と同様の画像処理エンジン 3 1、電源供給回路 3 2 を備えるほか、所定の光通信のための信号を生成する光通信回路 3 5 と、光通信回路 3 5 において生成された信号を光電変換するレーザダイオード（L D）3 6 と、ドライバ I C 7 1 から受信した光情報を光電変換するフォトダイオード（P D）3 7 と、を備える。

30

【 0 1 4 0 】

なお、前記光ファイバ 8 1 は、前記レーザダイオード（L D）7 5 とフォトダイオード（P D）3 7 とを結ぶ信号伝送路であり、前記光ファイバ 8 2 は、前記レーザダイオード（L D）3 6 とフォトダイオード（P D）7 6 とを結ぶ信号伝送路である。

【 0 1 4 1 】

また図 9 に示すように本第 3 の実施形態においては、内視鏡 2 0 2 における前記信号伝送路としての導波路 2 4 1 および光ファイバ 8 1、8 2 と並行して、ビデオプロセッサ 2 0 3 における電源供給回路 3 2 から供給される電源線 2 4 2 およびグランド線（G N D 線）2 4 3 が配設される。

【 0 1 4 2 】

このように、本第 3 の実施形態においては、屈曲など通信経路を变形させるなどが多い撮像ユニットから操作部の経路においては信号伝達経路の切断が置きにくい有線のミリ波通信経路（導波路）を用いると共に、屈曲などの变形が少なく距離の長い操作部からビデオプロセッサまでの経路には、長距離の信号伝送に有利な光ファイバ通信経路を用いることを特徴とする。

40

【 0 1 4 3 】

また本第 3 の実施形態は、このように使用形態に対する信号伝送手段の最適化を図っている。

【 0 1 4 4 】

以上説明したように本第 3 の実施形態によれば、第 1 の実施形態と同様に、有線のミリ波通信経路（導波路）を通じた高い信頼性での信号伝送が可能であり、画像情報の伝送速

50

度としても、フルハイビジョン程度までの高精細画像を実用的なフレームレートによって送信可能である。

【 0 1 4 5 】

加えて本第 3 の実施形態は、上述したように使用形態に対する信号伝送手段を最適化することができる。

【 0 1 4 6 】

< 第 4 の実施形態 >

次に、本発明の第 4 の実施形態について説明する。

【 0 1 4 7 】

図 1 0 は、本発明の第 4 の実施の形態にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

10

【 0 1 4 8 】

本第 4 の実施形態の内視鏡システムは、いわゆるワイヤレス内視鏡システムに本発明を適用したものであり、挿入部 6 から操作部 7 にかけての構成は基本的には第 1 の実施形態と同様であるが、第 1 の実施形態におけるユニバーサルコードとビデオプロセッサとの間の信号伝送を無線で行うことを特徴とする。

【 0 1 4 9 】

なお、挿入部 6、撮像ユニット 2 0 の構成等、第 1 の実施形態と共通する部分についてはその説明を省略するものとする。

【 0 1 5 0 】

20

図 1 0 に示すように、本第 4 の実施形態における内視鏡システム 3 0 1 は、いわゆるワイヤレス内視鏡システムであって、被写体の体内画像を撮像し当該被写体像の画像信号を出力する撮像部を備える内視鏡 3 0 2 と、内視鏡 3 0 2 との間の情報伝達を無線で行うと共に、撮像部から出力される画像信号に対して所定の画像処理を施す画像処理部を備えるビデオプロセッサ 3 0 3 と、を主に備える。

【 0 1 5 1 】

本第 4 の実施形態において内視鏡 3 0 2 は、第 1 の実施形態と同様の挿入部 6、操作部 7 を備えるほか、図示しない光源を備え、当該挿入部 6 は、第 1 の実施形態と同様の構成をなす撮像ユニット 2 0 を内蔵した先端硬性部 1 0 を有する。

【 0 1 5 2 】

30

また、前記撮像ユニット 2 0 を構成するドライバ I C 2 3 の基端側には、第 1 の実施形態と同様に、ミリ波またはサブミリ波を伝搬する、第 1 の実施形態と同様の構成をなす導波路 3 4 1 の先端部が接続されている。

【 0 1 5 3 】

本第 4 の実施形態において前記導波路 3 4 1 は、前記ドライバ I C 2 3 にその先端側が接続された後、挿入部 6 内部を挿通し、操作部 7 に至る位置まで延設されるようになっている。

【 0 1 5 4 】

本第 4 の実施形態においては、図 1 0 に示すように、前記操作部 7 の内部において、前記導波路 3 4 1 を伝搬するミリ波（画像情報が載ったミリ波）を受信し、さらに、当該画像情報が載ったミリ波を所定の無線用信号に変換し、無線によりビデオプロセッサ 3 0 3 に伝送するための送受信部 9 2 が配設されている。

40

【 0 1 5 5 】

具体的に送受信部 9 2 は、第 1 の実施形態と同様に、いわゆる M M I C（モノシリックマイクロ波集積回路）により形成される、ミリ波・サブミリ波通信回路である送受信回路を備えるほか、無線通信のための周波数変換回路を備える。

【 0 1 5 6 】

さらに送受信部 9 2 は、前記導波路 3 4 1 を伝搬するミリ波（画像情報が載ったミリ波）を受信するための送受信アンテナ 9 3 と、無線通信のためのアンテナ 9 4 とを備える。また、操作部 7 の内部には、内視鏡 3 0 2 全体の電源となる蓄電池 9 1 を備える。

50

【 0 1 5 7 】

一方、ビデオプロセッサ 3 0 3 は、第 1 の実施形態と同様の画像処理エンジン 3 1 を備えるほか、内視鏡 3 0 2 側の前記送受信部 9 2 と無線により通信するための送受信回路 3 3 と、アンテナ 3 4 とを備える。

【 0 1 5 8 】

また図 1 0 に示すように本第 4 の実施形態においては、内視鏡 3 0 2 における前記信号伝送路としての導波路 3 4 1 と並行して、前記蓄電池 9 1 から供給される電源線 3 4 2 およびグランド線 (G N D 線) 3 4 3 が配設される。

【 0 1 5 9 】

このように、本第 4 の実施形態においては、ワイヤレス内視鏡システムにおいても屈曲など通信経路を変形させるなどが多い撮像ユニットから操作部の経路においては信号伝達経路の切断が置きにくい有線のミリ波通信経路 (導波路) を用いると共に、距離の長い操作部からビデオプロセッサまでの経路には、長距離の信号伝送に有利な無線通信経路を用いることにより、本第 3 の実施形態と同様に使用形態に対する信号伝送手段の最適化を図っている。

【 0 1 6 0 】

以上説明したように本第 4 の実施形態によれば、いわゆるワイヤレス内視鏡システムにおいても、挿入部 6 から操作部 7 までの間においては第 1 の実施形態と同様の効果を奏することできると共に、本第 3 の実施形態と同様に、使用形態に対する信号伝送手段を最適化することができる。

【 0 1 6 1 】

さらに、上述した実施の形態では、本発明の実施形態として内視鏡システムの構成を例に挙げたが、本発明はこれに限らず、本発明は画像処理機能と有する他の撮像システムに対しても適用することができる。

【 0 1 6 2 】

< 第 5 の実施形態 >

次に、本発明の第 5 の実施形態について説明する。

【 0 1 6 3 】

本第 5 の実施形態の内視鏡システムは、その構成は基本的には第 1 の実施形態と同様であるので、ここでは第 1 の実施形態との差異のみの説明にとどめ、その他の詳細の説明は省略する。

【 0 1 6 4 】

上述したように、本発明は、内視鏡における撮像部とビデオプロセッサにおける画像処理部とを結ぶ信号伝送方式として従来用いられてきた、リードワイヤによる信号伝送方式および光ファイバーによる信号伝送方式に代わり、ミリ波またはサブミリ波 (おおよそ 3 0 ~ 6 0 0 G H z の周波数を有する電波) を通す導波路による信号伝送方式を新たに提案するものである。

【 0 1 6 5 】

また、第 1 の実施形態の内視鏡システム 1 において前記導波路 4 1 は、ポリスチレン樹脂 (誘電率約 2 . 3、誘電正接約 0 . 0 0 0 2 の誘電体) の周囲に金属めっきを施して形成され、前記金属めっき面の内径は 1 . 4 m m、画像情報の伝送に使用される電波の周波数は約 1 8 0 G H z (導波路内での波長は約 1 . 1 m m) に設定されているものとした。

【 0 1 6 6 】

さらに、第 1 の実施形態においては、導波路 4 1 の形状・寸法について、ミリ波またはサブミリ波を通す導波路として、例えば、円形導波管を仮定し説明した。

【 0 1 6 7 】

これに対して本第 5 の実施形態の内視鏡システムは、第 1 の実施形態に比して導波路の構成を異にするものであり、すなわち、導波路の構成をより具体的に示すものである。

【 0 1 6 8 】

以下、本第 5 の実施形態における導波路の構成を具体的に説明する。

【 0 1 6 9 】

図 1 2 は、本発明の第 5 の実施の形態にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【 0 1 7 0 】

また、図 1 3、図 1 4、図 1 5 は、第 5 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおいて採用する導波管のシミュレーションについて説明する図であり、図 1 3 は第 5 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおいて採用する導波管を模したシミュレーションモデルの形態を説明する図であり、図 1 4 は、図 1 3 のシミュレーションモデルにおける誘電体の誘電損失のシミュレーション結果を示す図であり、図 1 5 は、当該シミュレーション結果の要部を示した拡大図である。

10

【 0 1 7 1 】

さらに図 1 6 は、第 5 の実施の形態にかかる内視鏡システムにおいて採用する導波管の断面を示した断面図であり、図 1 7 は、当該導波管の断面の要部を示した拡大図である。

【 0 1 7 2 】

本第 5 の実施形態にかかる内視鏡システム 5 0 1 において導波路 5 4 1 (図 1 2 参照) は、第 1 の実施形態と同様に、撮像ユニット 2 0 から画像処理エンジン 3 1 までの信号伝送路のほぼ全てがミリ波またはサブミリ波を伝搬する導波管により構成される。

【 0 1 7 3 】

< 第 5 の実施形態における導波管の構成 >

また、本第 5 の実施形態において導波路 5 4 1 は、長手方向に誘電率が均一になるように延出された誘電体 5 0 1 と、長手方向に連続的に延出され前記誘電体の外周を覆う金属層 5 0 2 と、を有する導波管 5 0 0 により構成され、前記誘電体 5 0 1 は、誘電損失 $\tan \delta$ が 10^{-3} より小さい値であることを特徴とする (図 1 6 参照) 。なお、前記導波路 5 4 1 および導波管 5 0 0 の構成については、後に詳述する。

20

【 0 1 7 4 】

因みに、本実施形態において、「誘電率が均一」とは、導波管内部を伝搬する電波 (ミリ波またはサブミリ波) の波長オーダーの寸法で見たときに均一であることを意味するものである。

【 0 1 7 5 】

すなわち、波長オーダーよりも 1 ~ 2 桁以上寸法の異なる構造による誘電率分布は、導波管内部を伝搬する電波には影響を与えないため、本実施形態においては、これを含めて誘電率が均一と表現している。

30

【 0 1 7 6 】

なお、後述するように本実施形態においては樹脂材料に結晶材料を混合した誘電体材料の利用を想定するが、この場合には混合される誘電体材料は前記波長よりも遥かに小さい。これにより、樹脂材料と結晶材料の誘電率の違い、または、微細な構造は導波管内部の電波に影響を与えず、平均した誘電率のみが伝送特性に影響する。

【 0 1 7 7 】

以下、本第 5 の実施形態の導波路 5 4 1 における導波管の構成について、より詳しく説明するが、当該説明に先立って、当該導波管 5 0 0 における誘電体の誘電損失 $\tan \delta$ が 10^{-3} より小さい値であることの臨界的意味を説明する。より具体的には、「比誘電率 ϵ_r の平方根と誘電正接 $\tan \delta$ の積が 2×10^{-3} より小さいこと」の臨界的意味について説明する。

40

【 0 1 7 8 】

すでに述べたように、本発明はミリ波およびサブミリ波への適用が可能であり、伝送線路としての太さでいえば $\phi 6 \text{ mm}$ 以下であれば効果を持ち得るが、本発明に際して、本発明者らは本発明時点の技術状況を詳細に検討した結果として、内視鏡の内部通信で利用価値の高い導波管の要件として、以下の条件を最初に抽出した。

【 0 1 7 9 】

(1) その外形が $\phi 2 \text{ mm}$ 以下であること

50

(2) 1 mあたりの伝送損失が20 dBを超えないこと

ここで、条件(1)は、当該導波管を内視鏡に内蔵するための物理的な制約条件であり、本発明時点の内視鏡製品の構成から導出している。ここで、前述のとおり内視鏡の挿入部およびユニバーサルコードはその目的から10 mm程度以下の外形寸法を持つことが多い。

【0180】

すなわち、挿入部およびユニバーサルコードの内部には、観察部を照明するためのライトガイド、湾曲部9(図1参照)の湾曲を実現するためのワイヤー等の内部構造、対物レンズを洗浄するための送水管、観察を容易にする(例えば胃を膨らませる)ための送気管、および観察部の処置をするための処置具を挿通する処置具チャンネルなど多くの内臓物が含まれていることを考慮し、条件(1)として、本発明時点において伝送線路に許容される可能性の高い数値を具体的に設定した。

10

【0181】

同様に条件(2)は、本発明時点の送受信回路の能力による制約(十分に低いビットエラーレート(誤り率)を得るには伝送損失が20 dB以下程度である必要があること)と内視鏡で利用可能性のある最低の長さ(約1 m)とを勘案して設定している。

【0182】

また、本発明時点における無線電波技術の開発状況を鑑みると、次世代無線通信の国際規格としてIEEE 802.11adが立ち上がるなど、ミリ波帯電波の中でも60 GHzの利用がし易い環境が整ってきている(無線通信チップが安価に供給される見込みが立つなど、実用化を考慮したときに最も利用し易いミリ波電波の周波数が60 GHzである)。

20

【0183】

すなわち、これら周辺技術の状況を勘案し、ミリ波電波を伝搬する導波管を内視鏡内部の通信に適用するという前提においては、ミリ波電波の中でも60 GHzで利用できる導波管技術を探求することが、実用化への近道だと判断した。

【0184】

なお、本発明時点においては、300 GHzまで一般機器にて利用可能とする為の技術開発が進んでおり、近い将来において300 GHzまで利用可能となる可能性がある。この段階に至れば周波数を上げることに拠ってさらに細い導波管を利用できるようになるが、この段階に至っても本発明はその価値を失うものではなく、広く利用できるものであると確信する。

30

【0185】

上述したこれら要件を考察し、鋭意研究を重ねた結果、本発明者は、周波数60 GHzにおいて外径太さ $\phi 2$ 以下を実現するには、導波管の内部に誘電体を配することで電磁波の波長短縮効果(電磁波は比誘電率 ϵ_r の媒質内において、その波長 f が ϵ_r の平方根に反比例して小さくなる)を得ることが有効であると見出した。

【0186】

加えて、同試作を重ねた結果として、導波管の内部に誘電体を配した場合の伝送損失は前記誘電体の誘電損失(誘電体による損失)が支配的であることを見出した。更に理論的検討からその損失量は「比誘電率 ϵ_r の平方根と誘電正接 $\tan \delta$ の積」に大きく依存することを見出した。

40

【0187】

さらに本発明者は、周波数60 GHzにて長径が2 mm以下程度($\epsilon_r = 3.8$)となる楕円断面の導波管(図13参照)を仮定したうえで、電磁界シミュレータを用いた検討を行い、図14および図15に示すシミュレーション結果を得た。

【0188】

ここで、シミュレーションの結果(図14および図15参照)から、1 mあたりの誘電損失が20 dB程度となるのは、誘電正接 $\tan \delta$ が 1.0×10^{-3} 程度になるところであることが判った。

50

【0189】

また、これを超えると誘電損失が急激に増加して利用可能性のある損失量ではなくなることも併せて判った。

【0190】

すなわち、本発明者は、上記検討の結果、損失量は「比誘電率 ϵ_r の平方根と誘電正接 $\tan \delta$ の積」に大きく依存すること、また、上記のシミュレーション結果（比誘電率 $\epsilon_r = 3.8$ において誘電正接 $\tan \delta$ が 1.0×10^{-3} 程度を超えると利用可能な損失量（ 20 dB/m ）をこえる）ことから、内視鏡の内部通信で利用する導波管は、その内部誘電体の特性として、（ $\epsilon_r = 3.8$ の平方根が 1.95 であるから）比誘電率 ϵ_r の平方根と誘電正接 $\tan \delta$ の積が概ね 2.0×10^{-3} 以下であることが必要であることを明確にした。

10

【0191】

因みにこの事実は、図3にあるモデルを基に導出した結果ではあるが、前記損失量と比誘電率、誘電正接の関係式は理論的検討から導出したものであり、長手方向に誘電率が均一になるように延出された導波管一般に通じて適用可能である。

【0192】

ここで明確となった要素から、本発明者は比誘電率 ϵ_r の平方根と誘電正接 $\tan \delta$ の積が概ね 2.0×10^{-3} 以下となる材料の探索を行なった。

【0193】

ここで本発明者が鋭意探索を進めた結果、樹脂材料では、ポリテトラフルオエチレン（PTFE）ほかのフッ素樹脂、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリスチレンなどの無極性プラスチックがこの条件に合致し、本実施形態の導波管に利用できる可能性が高いことが判った。

20

【0194】

さらに、本発明者は、これら無極性プラスチックについて本実施形態の内視鏡システムで利用できるものをスクリーニングした。その結果、これらの中でポリテトラフルオエチレン（PTFE）ほかのフッ素樹脂のみが内視鏡に必要な温度耐性（医用内視鏡では概ね 140°C 以上、工業用内視鏡では概ね 120°C 以上）を持ち、前記無極性プラスチックの中でも特に利用価値が高いことを見出した。

【0195】

すなわち、本実施形態の内視鏡システムに利用される導波路または導波管の内部に用いられる誘電体は、少なくとも一部がフッ素樹脂を含む材質により構成されることで、導波路または導波管として高い性能（伝送効率）を持つことができる。

30

【0196】

また同様に、樹脂以外の材料では、二酸化ケイ素（シリカ； SiO_2 ）、酸化アルミニウム（アルミナ； Al_2O_3 ）など幾つかの結晶材料が前記条件に合致することがわかった。

【0197】

さらに、これら結晶材料の中でも二酸化ケイ素（シリカ； SiO_2 ）、酸化アルミニウム（アルミナ； Al_2O_3 ）、酸化マグネシウム（ MgO ）または窒化ホウ素（ BN ）は人体に無害であり、内視鏡製品において特に利用価値が高いことを見出した。

40

【0198】

ここで重要なのは、これらの結晶材料が前記樹脂材料に比べて大きい比誘電率 ϵ_r を持つことであり、この特性を利用することで比誘電率が約 2.0 である前記樹脂材料のみに抛るよりも細い導波管を実現できる点である。

【0199】

すなわち、二酸化ケイ素（シリカ； SiO_2 ）、酸化アルミニウム（アルミナ； Al_2O_3 ）、酸化マグネシウム（ MgO ）または窒化ホウ素（ BN ）の少なくとも1つを含み、比誘電率 ϵ_r が2よりも大きい誘電体を用いることで、より細く、内視鏡システムに適したミリ波電波を伝搬する導波管を実現できる。

50

【0200】

ここで上記結晶材料は、そのままでは可撓性を持たないことから、粉末状にした結晶材料と樹脂とを混合して導波管内部に充填するなどといった工夫が必要となる。

上述の点を考慮して本第5の実施形態において導波路541は、図16、図17に示すように、長手方向に誘電率が均一になるように延出された誘電体501と、長手方向に連続的に延出され前記誘電体の外周を覆う金属層502と、を有する導波管500により構成され、前記誘電体501は、誘電損失 $\tan \delta$ が 10^{-3} より小さい値であることを特徴とする。

【0201】

より具体的には、本第5の実施形態における導波管500は、ポリテトラフルオエチレン(PTFE)に粉末状にした酸化アルミニウム(Al_2O_3 粉末; #1 μm)を所定の体積割合で混合した材料を内部誘電体501として用いた。

10

【0202】

また、上記2種材料の混合の結果、この材料は ϵ_r が約4.0、 $\tan \delta = 2.0 \times 10^{-4}$ 以下程度となり、これにより長径が1.88mm、短径0.94mmの楕円断面をもつ線状の誘電体501を作成した。

【0203】

この線状の誘電体501は、酸化アルミニウム粉末(Al_2O_3)の混合によりポリテトラフルオエチレン(PTFE)の結合が弱まっていること、そもそもの線径が細いことにより、十分な可撓性を有している。

20

【0204】

そして、前記線状の誘電体501の周りには、前記金属層502が配設される。この金属層502は、本実施形態においては、ポリエチレンテフタレート(PET)フィルム上に銅を蒸着した金属フィルムを海苔巻き状に巻き付けることで構成される。

【0205】

なお、本実施形態においては、前記金属層502として、ポリエチレンテフタレート(PET)フィルム等の樹脂フィルム上に銅を蒸着した金属フィルムを採用したが、これに限らず、樹脂フィルム上に金、銀、または、アルミニウムを蒸着して形成された金属フィルムを採用するものであってもよい。

30

【0206】

また、前記金属層502の外層には、薄いシリコンゴムのテープ503が配設される。このテープ503は、金属層502の外層を外部から押さえることで外部導体(保護層)を形成する。

【0207】

上述した如き構成による本実施形態における導波管500により、長径が約2.0mm、短径が約1.1mmの楕円断面を有し、周波数60GHzにおける損失が十分に小さい(約13dB/m)の可撓性導波管を得ることができた。

【0208】

<第6の実施形態>

次に、本発明の第6の実施形態について説明する。

40

【0209】

本第6の実施形態の内視鏡システムは、その構成は基本的には第1の実施形態と同様であるので、ここでは第1の実施形態との差異のみの説明にとどめ、その他の詳細の説明は省略する。

【0210】

本第6の実施形態の内視鏡システムは、第1の実施形態に比して導波路の構成を異にするものであり、すなわち、第5の実施形態と同様に、導波路の構成をより具体的に示すものである。

【0211】

以下、本第6の実施形態における導波路の構成を具体的に説明する。

50

【 0 2 1 2 】

ところで、上述の如き導波管内部の誘電体棒の断面は楕円形であり、曲げやすさに方向性がある。すなわち、楕円短径方向の曲げは容易だが、楕円長径方向への曲げをしなやかに行うことが困難となる虞がある。

【 0 2 1 3 】

本願出願人は、係る点に鑑み、伝送特性を維持しつつ、曲げやすさの方向性を改善した可撓性導波管を提供するものである。

【 0 2 1 4 】

図 1 8 は、本発明の第 6 の実施の形態にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

10

【 0 2 1 5 】

また、図 1 9 は、第 6 の実施の形態にかかる導波管の断面を示した断面図であり、図 2 0 は、第 6 の実施の形態にかかる導波管内部における誘電体の誘電損失のシミュレーション結果を示す図である。さらに図 2 1 は、当該第 6 の実施形態にかかる導波管の変形例の断面を示した断面図である。

【 0 2 1 6 】

本第 6 の実施形態にかかる内視鏡システム 6 0 1 において導波路 6 4 1 (図 1 8 参照) は、第 1 の実施形態と同様に、撮像ユニット 2 0 から画像処理エンジン 3 1 までの信号伝送路のほぼ全てがミリ波またはサブミリ波を伝搬する導波管により構成される。

【 0 2 1 7 】

20

< 第 6 の実施形態における導波管の構成 >

図 1 9 に示すように、本第 6 の実施形態における導波管 6 0 0 は、内部の誘電体として、2 本の円形断面の可撓性誘電体 6 0 1 a、6 0 1 b を用いることを特徴とする。

【 0 2 1 8 】

すなわち、第 6 の実施形態における可撓性導波管 6 0 0 は、金属層 6 0 2 に囲われた領域を所要の長さでもつ電波を伝送するための導波管であって、円形断面が長手方向に連続する可撓性のある 2 本の誘電体 6 0 1 a、6 0 1 b を芯材として配設する。

【 0 2 1 9 】

この 2 本の誘電体 6 0 1 a、6 0 1 b は、本実施形態においては、例えば、P F A (テトラフルオロエチレン・パーフルオロアルキルビニルエーテル共重合体) により形成される。

30

【 0 2 2 0 】

また、本実施形態における可撓性導波管 6 0 0 において、前記 2 本の誘電体 6 0 1 a、6 0 1 b の周りには、前記金属層 6 0 2 が配設される。この金属層 6 0 2 は、上記第 5 実施形態と同様に、ポリエチレンテフタレート (P E T) フィルム上に銅を蒸着した金属フィルムを海苔巻き状に巻き付けることで構成される。

【 0 2 2 1 】

なお、本実施形態においても、前記金属層 6 0 2 として、ポリエチレンテフタレート (P E T) フィルム等の樹脂フィルム上に銅を蒸着した金属フィルムを採用したが、これに限らず、樹脂フィルム上に金、銀、または、アルミニウムを蒸着して形成された金属フィルムを採用するものであってもよい。

40

【 0 2 2 2 】

そして本実施形態においては、前記 2 本の円形断面の可撓性誘電体 6 0 1 a、6 0 1 b により、前記金属層 6 0 2 に囲われた領域の断面形状が規定されることとなる。

【 0 2 2 3 】

また、前記金属層 6 0 2 の外層には、薄いシリコンゴムのテープ 6 0 3 が配設される。このテープ 6 0 3 は、金属層 6 0 2 の外層を外部から押さえることで外部導体 (保護層) を形成する。

【 0 2 2 4 】

なお、第 6 の実施形態における可撓性導波管 6 0 0 において前記 2 本の誘電体 6 0 1 a

50

、 6 0 1 b の間には、空間部 6 0 4 が形成される。

【 0 2 2 5 】

このように構成される本第 6 の実施形態における導波管 6 0 0 は、芯材が円形断面の可撓性誘電体 6 0 1 a、6 0 1 b、すなわち、P F A（テトラフルオロエチレン・パーフルオロアルキルビニルエーテル共重合体）により形成された 2 本の丸棒で構成されるため、断面長手方向に対して曲げの外力が印加されても、内部の誘電体 6 0 1 a、6 0 1 b がいずれも円形断面であること、また、内部素材同士が滑ることに拠り、十分な曲げやすさを有する。

【 0 2 2 6 】

また、図 2 0 に示す数値シミュレーション結果からも判るように、導波管 6 0 0 自体の伝送特性も、楕円断面形状を呈する上述した第 5 実施形態の如き導波管 5 0 0 と比べても遜色はない。

10

【 0 2 2 7 】

図 2 1 は、当該第 6 の実施形態にかかる導波管の変形例の断面を示した断面図である。

【 0 2 2 8 】

この変形例に係る導波管 6 0 0 A は、前記導波管 6 0 0 における前記 2 本の丸棒形状の誘電体 6 0 1 a、6 0 1 b の間に形成された空間部 6 0 4 に、例えば、P F A（テトラフルオロエチレン・パーフルオロアルキルビニルエーテル共重合体）により構成された糸状部 6 0 5 を挿入したことを特徴とする。

20

【 0 2 2 9 】

さらに当該変形例に係る導波管 6 0 0 A は、誘電体 6 0 1 a、6 0 1 b と金属層 6 0 2 との間に、P F A（テトラフルオロエチレン・パーフルオロアルキルビニルエーテル共重合体）により構成されたフィルム状部 6 0 6 を配設したことを特徴とする。

【 0 2 3 0 】

このように当該変形例に係る導波管 6 0 0 A によると、空間部 6 0 4 に P F A 糸状部 6 0 5 を挿入することで、可撓性を損なわずに伝送特性をさらに改善することができる。

【 0 2 3 1 】

さらに、誘電体 6 0 1 a、6 0 1 b と金属層 6 0 2 との間に、P F A フィルム状部 6 0 6 を配設したことにより、内部素材の滑り性を改善し、可撓性の更なる向上に寄与している。

30

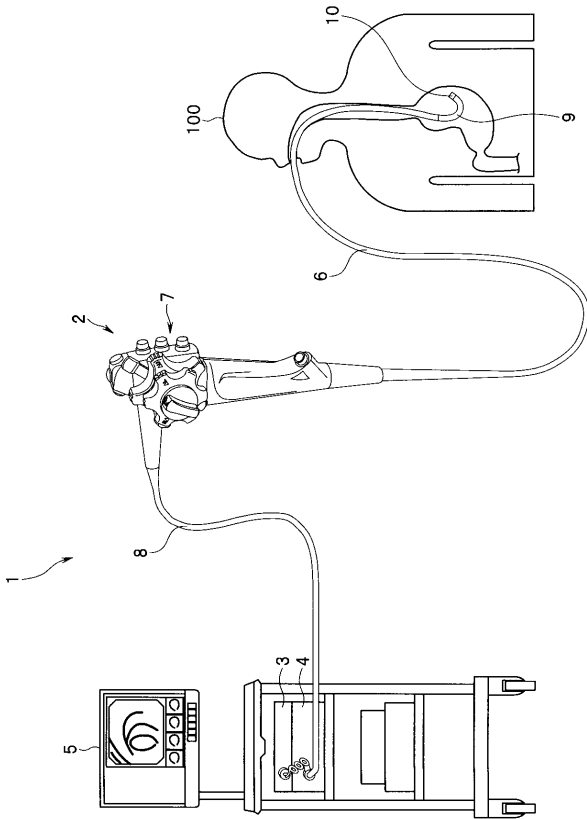
【 0 2 3 2 】

本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

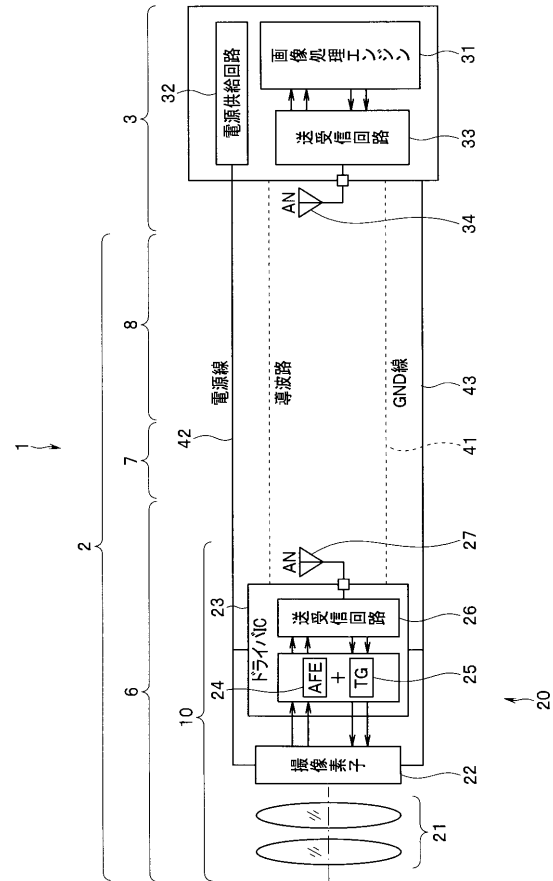
【 0 2 3 3 】

本出願は、2 0 1 5 年 6 月 3 0 日に日本国に出願された特願 2 0 1 5 - 1 3 1 9 1 3 号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

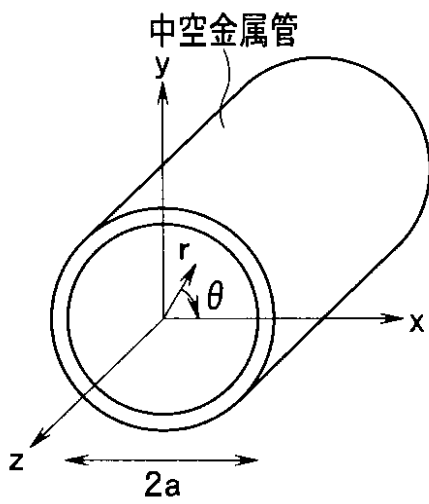
【図 1】



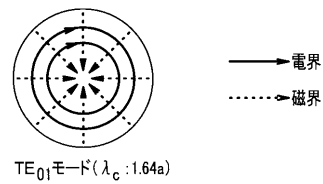
【図 2】



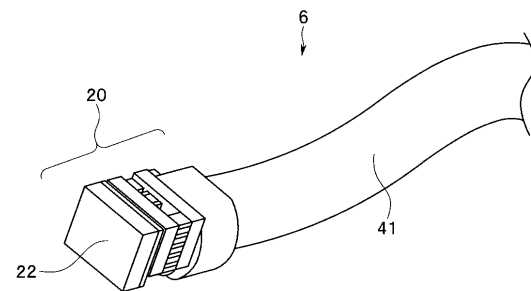
【図 3】



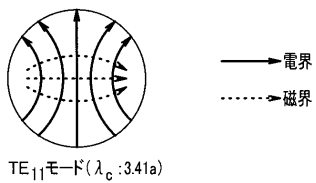
【図 5】



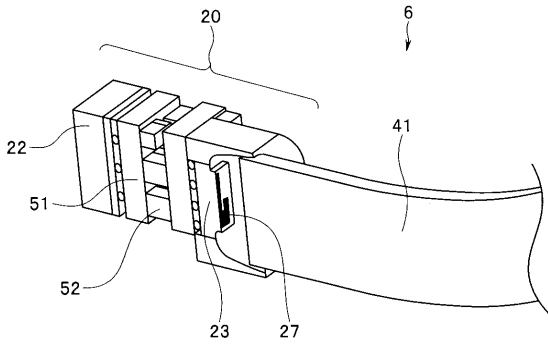
【図 6】



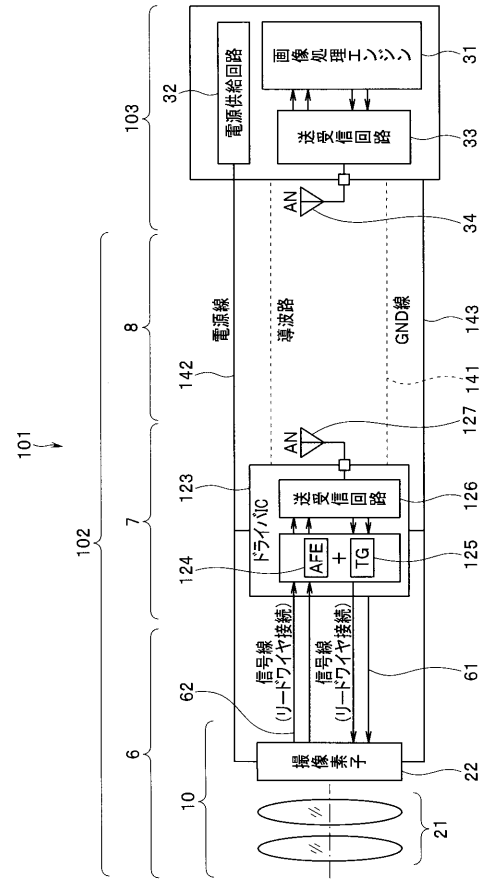
【図 4】



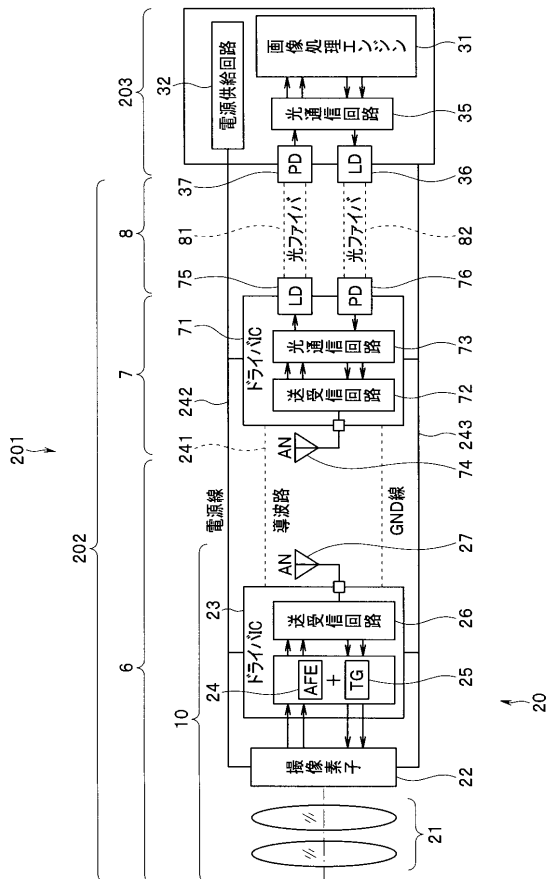
【 図 7 】



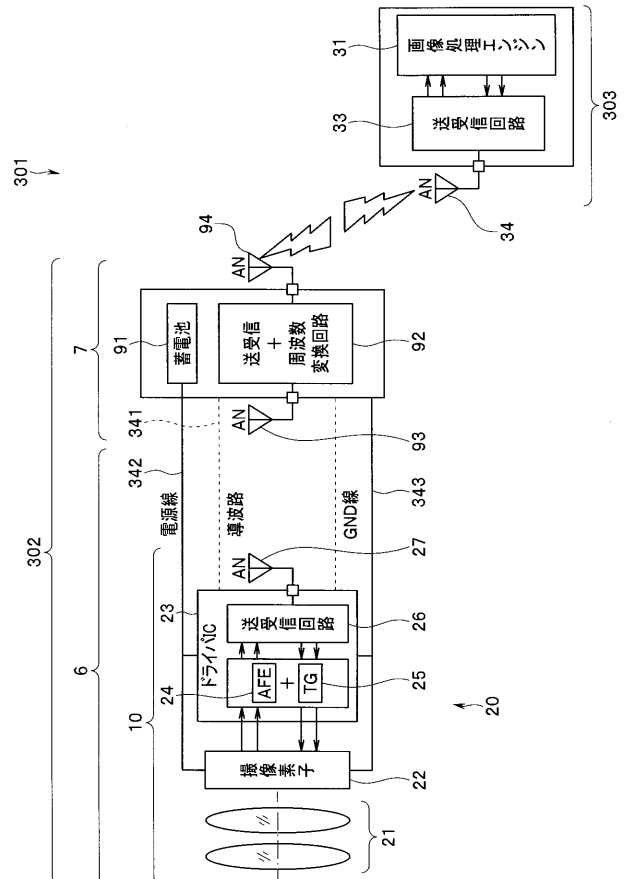
【 図 8 】



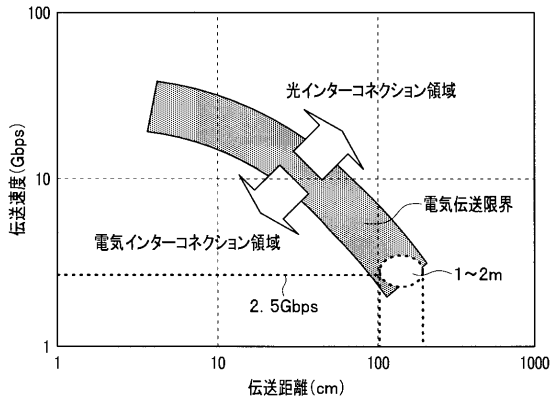
【 圖 9 】



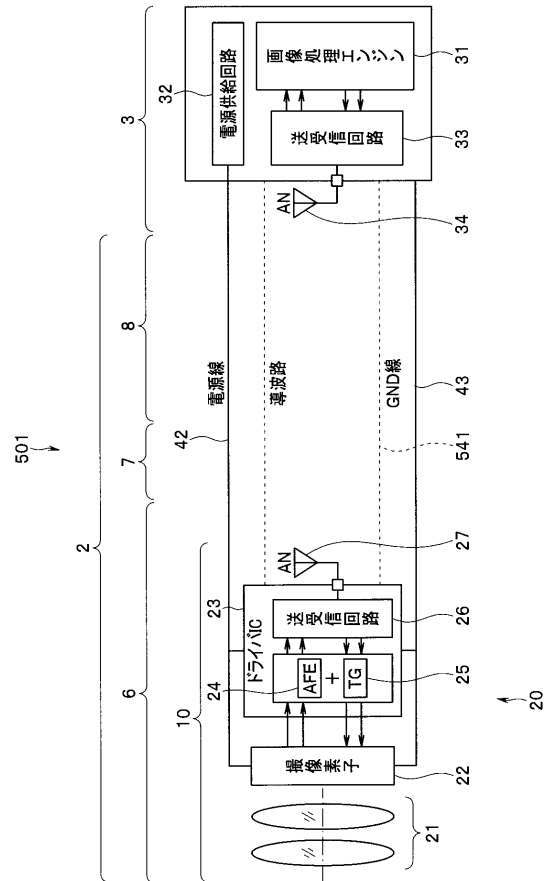
【 図 1 0 】



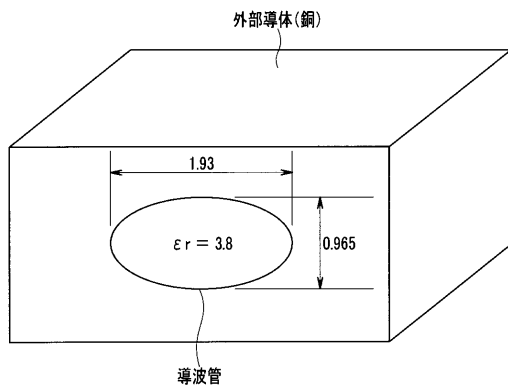
【図 1 1】



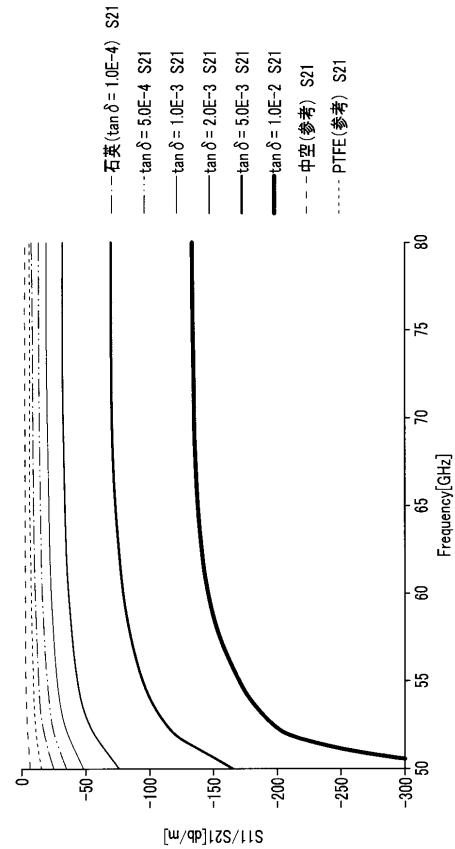
【図 1 2】



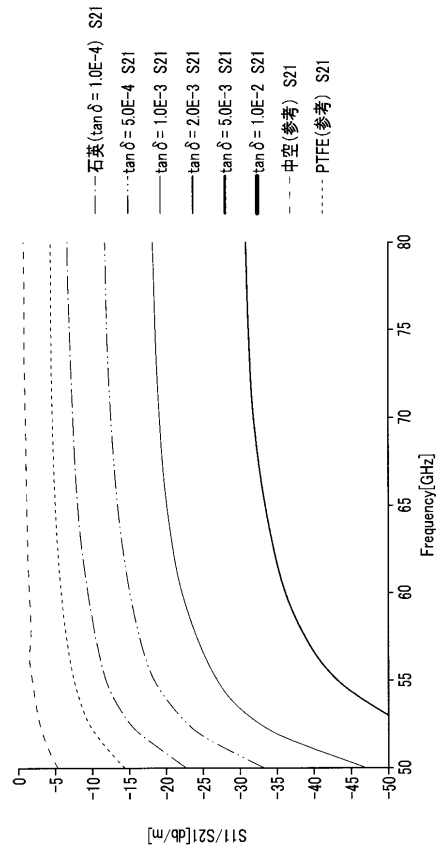
【図 1 3】



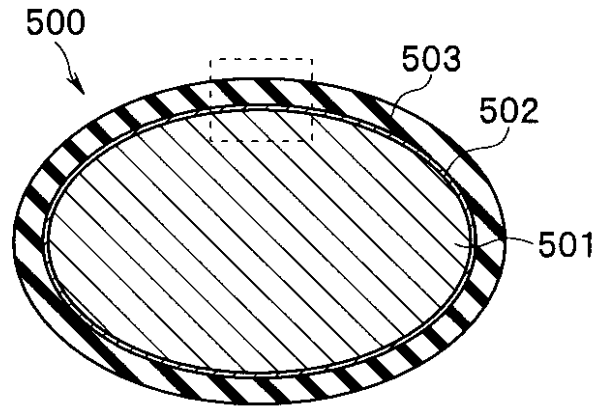
【図 1 4】



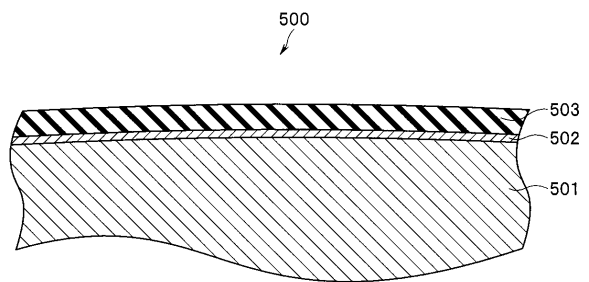
【図 15】



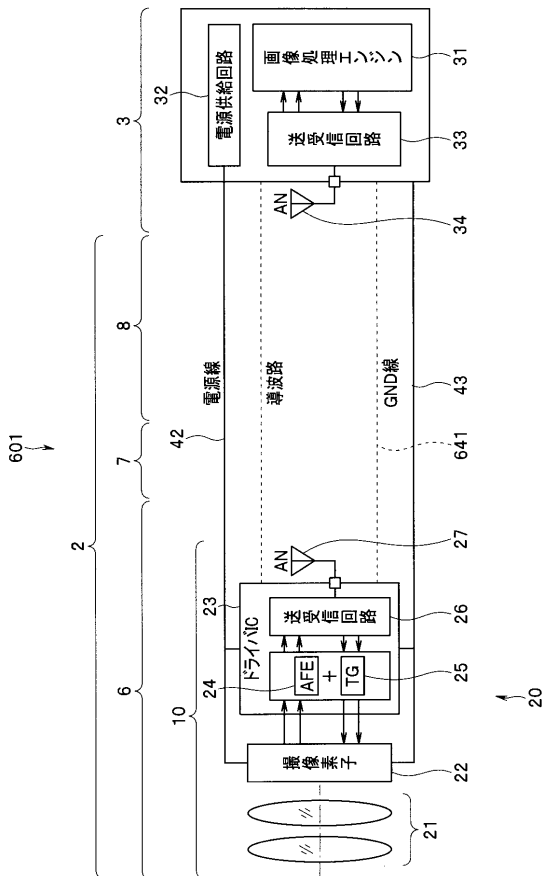
【図 16】



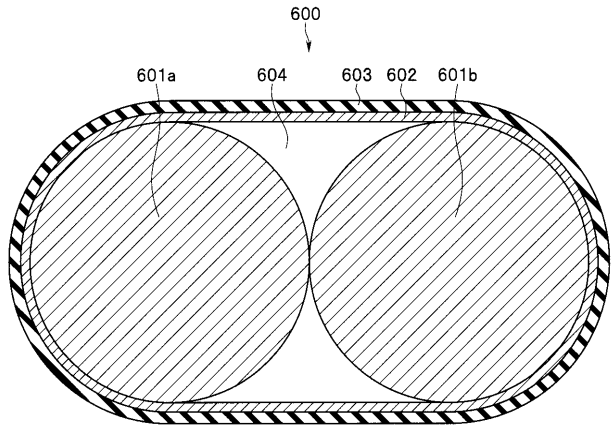
【図 17】



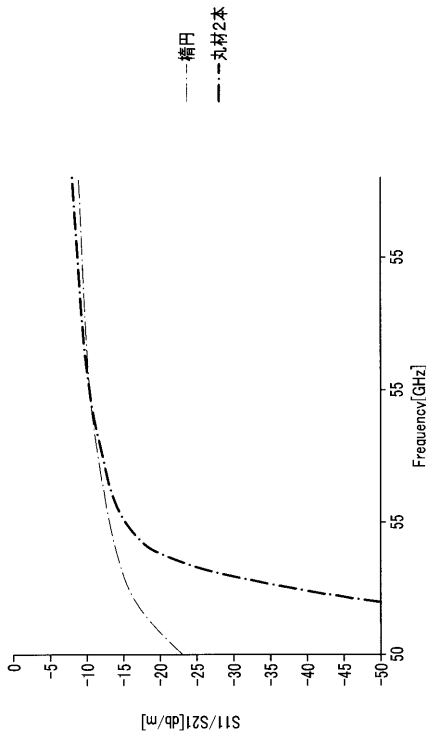
【図 18】



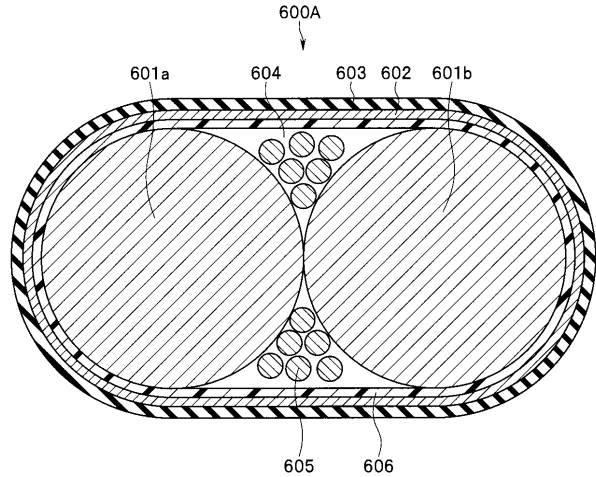
【図 19】



【図 20】



【図 21】



【手続補正書】

【提出日】平成28年10月6日(2016.10.6)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検物を撮像して映像信号を生成する撮像ユニットが先端に配された挿入部と、前記撮像ユニットで生成された映像信号を処理する映像処理部と、前記撮像ユニットと映像処理部とを結ぶ信号伝送路を有する内視鏡システムであって、

前記信号伝送路の少なくとも一部がミリ波またはサブミリ波を伝搬する導波路であって、前記導波路により信号伝送を行なうことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

前記導波路は、長手方向に誘電率が均一になるように延出された誘電体と、長手方向に連続的に延出され前記誘電体の外周を覆う金属層と、を有する導波管により構成されている

ことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項3】

前記誘電体は、誘電損失 $\tan \delta$ が 10^{-3} より小さい値である

ことを特徴とする請求項2に記載の内視鏡システム。

【請求項4】

前記誘電体は、少なくとも一部がフッ素樹脂を含む材質により構成される

ことを特徴とする請求項2に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記誘電体は、二酸化ケイ素、酸化アルミニウム、酸化マグネシウムまたは窒化ホウ素の少なくとも 1 つを含み、比誘電率 ϵ_r が 2 より大きいことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記誘電体は、断面形状が円形状である 2 本の芯材を含むことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記金属層は、金、銀、銅またはアルミニウムの何れか 1 つを含む金属膜と、樹脂フィルムとにより構成されることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記撮像ユニット内に、200 万画素以上の画素数を持つ固体撮像素子を有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

さらに MMIC (モノシリックマイクロ波集積回路) により構成されるミリ波・サブミリ波通信回路を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記挿入部に、前記撮像ユニットが配された先端部と、前記先端部の方向を変更するための湾曲部とを有するとともに、

前記 MMIC (モノシリックマイクロ波集積回路) は前記先端部に配設され、

前記導波路は、少なくとも前記湾曲部が配されることを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記誘電体は、樹脂材料と、前記樹脂材料より大きい比誘電率を持つ結晶材料とを有する

ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記誘電体は、前記 2 本の芯材の間にテトラフルオロエチレン・パーフルオロアルキルビニルエーテル共重合により構成される系部材を備える

ことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/067399
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/04 (2006.01) i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/04, H01P3/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2010-51503 A (Sharp Corp.), 11 March 2010 (11.03.2010), paragraphs [0001] to [0008]; fig. 7 (Family: none)	1-5, 7-10
Y A	WO 2014/162833 A1 (Sony Corp.), 09 October 2014 (09.10.2014), paragraphs [0013] to [0015], [0032], [0036] to [0038], [0047], [0052] & US 2016/0056860 A1 paragraphs [0033] to [0036], [0054], [0058] to [0060], [0072], [0078] & EP 2983241 A1 & CN 105103369 A	1-5, 7-10 6
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 24 August 2016 (24.08.16)		Date of mailing of the international search report 06 September 2016 (06.09.16)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/067399

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2012-184122 A (Kyocera Corp.), 27 September 2012 (27.09.2012), paragraphs [0001], [0028], [0040] (Family: none)	5
Y	JP 2014-192549 A (Nippon Telegraph and Telephone Corp.), 06 October 2014 (06.10.2014), paragraph [0001] (Family: none)	9-10
Y	JP 2008-205182 A (Fujitsu Ten Ltd.), 04 September 2008 (04.09.2008), paragraph [0004] (Family: none)	9-10
A	Takahiro Ito et al., Flexible terahertz fiber optics with low bend-induced losses, J. Opt. Soc. Am. B, 2007.05, Vol.24, No.5, pp.1230-1235	6
A	Shunsuke Sato et al., Fabrication method of small-diameter hollow waveguides for terahertz waves, J. Opt. Soc. Am. B, 2012.11, Vol.29, No.11, pp.3006-3009	6

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 7 3 9 9									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04 (2006.01) i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04, H01P3/00,											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2016年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2016年	日本国実用新案登録公報	1996-2016年	日本国登録実用新案公報	1994-2016年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2016年										
日本国実用新案登録公報	1996-2016年										
日本国登録実用新案公報	1994-2016年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
Y	JP 2010-51503 A (シャープ株式会社) 2010.03.11, [0001]-[0008], 図7 (ファミリーなし)	1-5, 7-10									
Y A	WO 2014/162833 A1 (ソニー株式会社) 2014.10.09, [0013]-[0015] , [0032], [0036]-[0038], [0047], [0052] & US 2016/0056860 A1 , [0033]-[0036], [0054], [0058]-[0060], [0072], [0078] & EP 2983241 A1 & CN 105103369 A	1-5, 7-10 6									
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献											
国際調査を完了した日 24.08.2016		国際調査報告の発送日 06.09.2016									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 門田 宏 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9224								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 7 3 9 9
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2012-184122 A (京セラ株式会社) 2012. 09. 27, [0001], [0028], [0040] (ファミリーなし)	5
Y	JP 2014-192549 A (日本電信電話株式会社) 2014. 10. 06, [0001] (フ ァミリーなし)	9-10
Y	JP 2008-205182 A (富士通テン株式会社) 2008. 09. 04, [0004] (フ ァミリーなし)	9-10
A	Takahiro Ito et al., Flexible terahertz fiber optics with low bend-induced losses, J. Opt. Soc. Am. B, 2007. 05, Vol. 24, No. 5, pp. 1230-1235	6
A	Shunsuke Sato et al., Fabrication method of small-diameter hollow waveguides for terahertz waves, J. Opt. Soc. Am. B, 2012. 11, Vol. 29, No. 11, pp. 3006-3009	6

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 坂下 守

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

Fターム(参考) 2H040 CA23 DA03 DA11 GA02 GA11

4C161 AA01 BB02 CC06 DD03 JJ03 NN03 UU06

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2017002585A1	公开(公告)日	2018-04-19
申请号	JP2017526262	申请日	2016-06-10
[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		
[标]发明人	渡邊正 松尾直樹 坂下守		
发明人	渡邊 正 松尾 直樹 坂下 守		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/05 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00016 A61B1/051 G02B23/2484 H04N5/2257 H04N2005/2255 A61B1/05 G02B23/26 H04N5/2256 H04N7/22		
FI分类号	A61B1/00.682 A61B1/05 A61B1/04.530 G02B23/24.B A61B1/00.680		
F-TERM分类号	2H040/CA23 2H040/DA03 2H040/DA11 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/AA01 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/JJ03 4C161/NN03 4C161/UU06		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2015131913 2015-06-30 JP		
其他公开文献	JPWO2017002585A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

插入单元 (6) 的前端布置有用于对测试对象进行成像并生成视频信号的成像单元 (20) , 以及用于处理由成像单元 (20) 生成的视频信号的视频处理器 (3) 。 在具有连接成像单元 (20) 和视频处理器3的信号传输路径的内窥镜系统中, 信号传输路径的至少一部分是传播毫米波或亚毫米波的波导 (41) 。 因此, 通过波导41进行信号传输。

图 4

