

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5736329号  
(P5736329)

(45) 発行日 平成27年6月17日 (2015. 6. 17)

(24) 登録日 平成27年4月24日 (2015. 4. 24)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 P

請求項の数 11 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2012-44350 (P2012-44350)  
 (22) 出願日 平成24年2月29日 (2012. 2. 29)  
 (65) 公開番号 特開2013-179981 (P2013-179981A)  
 (43) 公開日 平成25年9月12日 (2013. 9. 12)  
 審査請求日 平成26年5月23日 (2014. 5. 23)

(73) 特許権者 306037311  
 富士フイルム株式会社  
 東京都港区西麻布2丁目26番30号  
 (74) 代理人 100115107  
 弁理士 高松 猛  
 (74) 代理人 100151194  
 弁理士 尾澤 俊之  
 (74) 代理人 100164758  
 弁理士 長谷川 博道  
 (72) 発明者 疋田 麻衣  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
 富士フイルム株式会社内  
 審査官 富永 昌彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡スコープ先端部内に内蔵された撮像素子及び前記撮像素子の周辺回路と、  
 前記撮像素子及び前記周辺回路を搭載し前記撮像素子及び前記周辺回路の入出力端子が  
 設けられた硬質基板と、

前記内視鏡スコープ内に挿通され前記入出力端子に電気接続される複数の信号線を束ね  
 る信号線ケーブルと、

前記信号線ケーブルの前記内視鏡スコープ側の先端部が固定支持される支持部分を含み、  
 前記信号線ケーブルの先端部と前記硬質基板との間に連設され、前記硬質基板から前記  
 信号線ケーブルの先端部に至る方向に徐々に又は段階的に可撓性を増すケーブル支持部材  
 と、を備える電子内視鏡装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の電子内視鏡装置であって、  
 前記ケーブル支持部材の形状構造によって前記可撓性が増す構成となっている電子内視  
 鏡装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 に記載の電子内視鏡装置であって、  
 前記ケーブル支持部材は、前記ケーブル支持部材自体が可撓性材料で形成されている電  
 子内視鏡装置。

【請求項 4】

10

20

請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡装置であって、

前記信号線ケーブルの先端部の断面と前記撮像素子の前段に設けられる対物光学系の鏡筒断面とが、光軸方向に見て重なるように前記ケーブル支持部材が形成されている電子内視鏡装置。

【請求項 5】

請求項 1 乃至請求項 4 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡装置であって、

前記信号線ケーブルの先端部から引き出され前記入出力端子に電気接続される前記信号線の前記先端部からの引き出し長さが、該先端部から前記入出力端子までの距離よりも余裕分だけ長くなっている電子内視鏡装置。

【請求項 6】

10

請求項 1 乃至請求項 5 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡装置であって、

前記信号線ケーブルはシールド線又はアース線を備え、

前記シールド線又はアース線は、前記ケーブル支持部材の中に設けられた配線に接続されるものである電子内視鏡装置。

【請求項 7】

請求項 2 に記載の電子内視鏡装置であって、

前記形状構造は、階段形状である電子内視鏡装置。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の電子内視鏡装置であって、

前記階段形状部分は、前記信号線ケーブルの先端部に近づくほど幅が狭くなっている電子内視鏡装置。

20

【請求項 9】

請求項 2 に記載の電子内視鏡装置であって、

前記形状構造は、Z 型形状である電子内視鏡装置。

【請求項 10】

請求項 2 に記載の電子内視鏡装置であって、

前記形状構造は、板状基板を螺旋状としたものである電子内視鏡装置。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の電子内視鏡装置であって、

前記螺旋状の半径は、前記先端部に近づくほど大径になっている電子内視鏡装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明はスコープ先端部内に撮像素子を配置する電子内視鏡装置に係り、特に、スコープがどのような湾曲状態になっても撮像素子に不要な力を加えることがない信号線ケーブル支持構造を持つ電子内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

電子内視鏡装置の内視鏡スコープは、患者の負担を軽減するために細径化が進んでいる。現在では直径 9 mm 程度まで細径化されたが、更なる細径化が望まれている。ここで問題となるのは、内視鏡スコープ内に挿通される信号線ケーブルと撮像素子との接続である。

40

【0003】

従来の径の太い内視鏡スコープの場合、特許文献 1 に記載されている様に、撮像素子を CCD ベース上に載置し、周辺回路を設けた硬質基板を当該 CCD ベースに連設し、信号線ケーブルから引き出された信号線を硬質基板に電気接続する様になっている。

【0004】

しかし、細径化が進むに従って、撮像素子を搭載し且つ信号線ケーブルの信号線を電気接続する基板が、特許文献 2、3 に記載されている様に、フレキシブル基板に置き換えられる様になってきている。

50

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0005】

【特許文献1】特開昭63—70820号公報

【特許文献2】特開2011—200397号公報

【特許文献3】特開2011—224349号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

信号線ケーブルの先端部から引き出された信号線が、撮像素子を搭載したフレキシブル基板に電気接続されることで、この信号線を介して信号線ケーブル先端部が内視鏡スコープ先端部内で固定支持されることになる。

10

## 【0007】

信号線の1本1本は大きな可撓性を持っているが、多数の信号線を束ねた信号線ケーブルは信号線個々に比べて硬くなる。この信号線ケーブルが内視鏡スコープ内に挿通され、内視鏡スコープが患者の体腔に合わせて湾曲操作されながら挿入されることになる。

## 【0008】

細い内視鏡スコープが大きく湾曲されると、その内部に挿通された硬い信号線ケーブルに大きな力が加わり、この力が、信号線の撮像素子側電気接続箇所にも過度のストレスを与えると共に、フレキシブル基板を大きく変形させる虞が生じる。

20

## 【0009】

現状より更に細径化を図った内視鏡スコープの場合、このフレキシブル基板の大きな変形により、電気接続箇所の信頼性が低下し、また、フレキシブル基板に搭載された脆い材質の半導体製撮像素子の不具合が生じる虞がある。

## 【0010】

このため、電気接続箇所や半導体製撮像素子に過度なストレスが加わらない構造の撮像素子と信号線ケーブルとの接続構造を実現する必要がある。

## 【0011】

本発明の目的は、内視鏡スコープが大きく湾曲操作されても電気接続箇所や半導体製撮像素子に過度のストレスを与えない電子内視鏡装置を提供することにある。

30

## 【課題を解決するための手段】

## 【0012】

本発明の電子内視鏡装置は、内視鏡スコープ先端部内に内蔵された撮像素子及び前記撮像素子の周辺回路と、前記撮像素子及び前記周辺回路を搭載し前記撮像素子及び前記周辺回路の入出力端子が設けられた硬質基板と、前記内視鏡スコープ内に挿通され前記入出力端子に電気接続される複数の信号線を束ねる信号線ケーブルと、前記信号線ケーブルの前記内視鏡スコープ側の先端部が固定支持される支持部分を含み、前記信号線ケーブルの先端部と前記硬質基板との間に連設され、前記硬質基板から前記信号線ケーブルの先端部に至る方向に徐々に又は段階的に可撓性を増すケーブル支持部材と、を備えるものである。

40

## 【発明の効果】

## 【0013】

本発明によれば、内視鏡スコープが大きく湾曲されても、信号線ケーブルが柔軟支持されているため、且つ、撮像素子や入出力端子が硬質基板上に搭載されているため、撮像素子や電気接続箇所にも過度のストレスが加わることが回避される。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0014】

【図1】本発明の一実施形態に係る電子内視鏡装置のシステム構成図である。

【図2】図1に示す内視鏡スコープの先端面を示す図である。

【図3】図1の内視鏡スコープの先端部の縦断面図である。

【図4】図3に示す信号線ケーブルと撮像素子側との接続構造の概略を示す斜視図である

50

。

【図 5】図 4 の実施形態の変形例を示す斜視図である。

【図 6】図 4 , 図 5 の実施形態に代わる信号線ケーブルの支持構造の説明図である。

【図 7】信号線ケーブルの支持構造の別実施形態の説明図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 5 】

以下、本発明の一実施形態について、図面を参照して説明する。

【 0 0 1 6 】

図 1 は本発明の一実施形態に係る電子内視鏡装置のシステム構成図である。本実施形態の電子内視鏡装置（内視鏡システム）10は、内視鏡スコープ12と、本体装置を構成するプロセッサ装置14及び光源装置16とから構成される。

10

【 0 0 1 7 】

内視鏡スコープ12は、患者（被検体）の体腔内に挿入される可撓性の挿入部20と、挿入部20の基端部分に連設された操作部22と、プロセッサ装置14及び光源装置16に接続されるユニバーサルコード24とを備えている。

【 0 0 1 8 】

挿入部20の先端には先端部26が連設され、先端部26内に、体腔内撮影用の撮像チップ54（図3参照）が内蔵される。先端部26の後方には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部28が設けられている。

【 0 0 1 9 】

20

湾曲部28は、操作部22に設けられたアングルノブ30が操作されたとき、挿入部20内に挿設されたワイヤが押したり引かれたりされ、上下左右方向に湾曲動作する。これにより、先端部26が体腔内で所望の方向に向けられる。

【 0 0 2 0 】

ユニバーサルコード24の基端にはコネクタ36が設けられている。コネクタ36は、複合タイプのものであり、プロセッサ装置14に接続される他、光源装置16にも接続される。

【 0 0 2 1 】

プロセッサ装置14は、ユニバーサルコード24内に挿通されたケーブル68（図3参照）を介して内視鏡スコープ12に給電を行い、撮像チップ54の駆動を制御する。また、プロセッサ装置14は、撮像チップ54からケーブル68を介して伝送された撮像信号を受信し、受信した撮像信号に各種信号処理を施して画像データに変換する。

30

【 0 0 2 2 】

プロセッサ装置14で変換された画像データは、プロセッサ装置14にケーブル接続されたモニタ38に内視鏡撮影画像（観察画像）として表示される。

【 0 0 2 3 】

また、プロセッサ装置14は、コネクタ36を介して光源装置16とも電氣的に接続され、光源装置16を含め内視鏡システム10の動作を統括的に制御する。

【 0 0 2 4 】

図 2 は、内視鏡スコープ12の先端部26の先端面26aを示した正面図である。

40

【 0 0 2 5 】

図 2 に示すように、先端部26の先端面26aには、観察窓40と、照明窓42と、鉗子出口44と、送気・送水用ノズル46が設けられている。

【 0 0 2 6 】

観察窓40は、先端面26aの中央且つ片側に偏心して配置されている。照明窓42は、観察窓40を中心に対称な位置に2個配され、体腔内の被観察部位に光源装置16からの照明光を照射する。

【 0 0 2 7 】

鉗子出口44は、挿入部20内に配設された鉗子チャンネル45（図3参照）に接続され、操作部22に設けられた鉗子口34（図1参照）に連通している。

50

## 【 0 0 2 8 】

鉗子口 3 4 には、注射針や高周波メスなどが先端に配された各種処置具が挿通され、各種処置具の先端が鉗子出口 4 4 から体腔内に出される。

## 【 0 0 2 9 】

送気・送水用ノズル 4 6 は、操作部 2 2 に設けられた送気・送水ボタン 3 2 ( 図 1 参照 ) の操作に応じて、光源装置 1 6 に内蔵された送気・送水装置から供給される洗浄水や空気を、観察窓 4 0 や体腔内に向けて噴射する。

## 【 0 0 3 0 】

図 3 は内視鏡スコープ 1 2 の先端部 2 6 のうち、撮像系の縦断面を例示する図である。

## 【 0 0 3 1 】

図 3 に示すように、観察窓 4 0 の奥には、体腔内の被観察部位の像光を取り込むための対物光学系 5 0 を保持する鏡筒 5 1 が配設されている。

## 【 0 0 3 2 】

鏡筒 5 1 は、挿入部 2 0 の中心軸に対物光学系 5 0 の光軸が平行となるように取り付けられている。鏡筒 5 1 の後端には、対物光学系 5 0 を経由した被観察部位の像光を、略直角に曲げて撮像チップ 5 4 に向けて導光するプリズム 5 6 が配設されている。

## 【 0 0 3 3 】

撮像チップ 5 4 は、CMOS 型の固体撮像素子 5 8 と、この固体撮像素子 5 8 の駆動及び信号の入出力を行う周辺回路 6 0 とが一体形成されたモノリシック半導体 ( CMOS センサチップ ) である。

## 【 0 0 3 4 】

撮像チップ 5 4 は、支持基板 6 2 上に実装されている。本実施形態では、支持基板 6 2 を硬質基板で構成する。なお、固体撮像素子 5 8 は CMOS 型に限らず、CCD 型等の他の形式のものをを用いてもよい。硬質基板とは、内視鏡スコープ 1 2 の使用中において、挿入部 2 0 が曲がる場合でも、その曲げ応力によって変形しない程度の硬さを有する基板である。

## 【 0 0 3 5 】

固体撮像素子 5 8 の撮像面 ( 受光面 ) は、プリズム 5 6 の出射面と対向するように配置されている。撮像面上には、矩形枠状のスペーサ 6 3 を介して矩形板状のカバーガラス 6 4 が取り付けられている。撮像チップ 5 4 とスペーサ 6 3 とカバーガラス 6 4 とは、接着剤を介して組み付けられており、これにより、塵埃などの侵入から撮像面が保護される。

## 【 0 0 3 6 】

挿入部 2 0 の後端に向けて延設された硬質基板 6 2 の後端部には、複数の入出力端子 6 2 a が設けられている。

## 【 0 0 3 7 】

入出力端子 6 2 a には、ユニバーサルコード 2 4 を介してプロセッサ装置 1 4 との各種信号のやり取りを媒介するための信号線 6 6 が接合されている。また、入出力端子 6 2 a は、硬質基板 6 2 に形成された配線やボンディングパッド等 ( 図示せず ) を介して撮像チップ 5 4 内の周辺回路 6 0 と電氣的に接続されている。

## 【 0 0 3 8 】

プリズム 5 6 の後端部にも図示しない支持部材を介して硬質基板 4 7 が配置されており、この硬質基板 4 7 にも、撮像系に必要な回路部品等の周辺回路が設けられている。

## 【 0 0 3 9 】

そして、基板 4 7 に設けられた複数の入出力端子 4 7 a にも、信号線 6 6 が接続されている。なお、硬質基板 4 7 を設ける必要の無い内視鏡スコープもある。

## 【 0 0 4 0 】

信号線 6 6 は、可撓性の管状の信号線ケーブル 6 8 内にまとめて挿通されている。信号線ケーブル 6 8 は、図 1 の挿入部 2 0、操作部 2 2、及びユニバーサルコード 2 4 の各内部を挿通し、コネクタ 3 6 に接続されている。

## 【 0 0 4 1 】

図４は、図３に示す撮像系回路と信号線ケーブル６８との接続構造の概略斜視図である。

【００４２】

硬質基板６２の後端部に第１基板７０を連設し、第１基板７０の後端面部に縦（光軸５５ａに対して垂直方向）に第２基板７１を連設し、この第２基板７１の上端面部に第３基板７２を、その上面が後方に延びるように連設している。

【００４３】

好適には、第１基板７０、第２基板７１は硬質基板６２より少し可撓性を持った基板とし、第３基板７２は、第１基板７０及び第２基板７１より更に可撓性を持った柔軟性の高い基板とするのが良い。

【００４４】

そして、この第３基板７２の上面部に、接着材等で信号線ケーブル６８の端部を固定する。そして、信号線ケーブル６８から引き出した信号線６６を、硬質基板６２、４７の入出力端子６２ａ、４７ａに半田付けするのであるが、このとき、信号線６６の長さ之余裕分６６ａの長さを持たせておく。

【００４５】

更に、本実施形態では、第３基板７２に固定する信号線ケーブル６８の断面と、対物光学系５０の鏡筒５１の断面とが、対物光学系５０の光軸５５ａの方向に見て重なるように、第２基板７１の高さを定める。好ましくは、信号線ケーブル６８の中心軸と、対物光学系５０の光軸５５ａとが、光軸５５ａの方向に見て重なる様に、第２基板７１の高さを定める。

【００４６】

この様に、本実施形態では、撮像素子５８を硬質基板６２に載置するため、脆い材質の半導体製撮像素子５８は、曲げる力から硬質基板６２によって保護される。

【００４７】

また、本実施形態では、硬質基板６２に階段状の基板７０、７１、７２を取り付け、最後の基板７２に信号線ケーブル６８を固定支持する構造を採用している。即ち、少しずつ段階的に可撓性を増す支持部材７０、７１、７２介してケーブル６８が支持されるため、内視鏡スコープ１２が大きく湾曲して強い力が信号線ケーブル６８に加わっても、その変形力は、階段状支持部材によって吸収される。

【００４８】

更に、本実施形態では、信号線６６の長さ之余裕分６６ａを設けて硬質基板６２、４７に半田付けするため、内視鏡スコープの湾曲に伴って信号線ケーブル６８が移動しても、余裕分６６ａがこの移動を吸収する。これにより、信号線６６の半田付け箇所に大きなストレスが加わることがなくなり、電気接続の信頼性を維持することができる。

【００４９】

更に、本実施形態では、対物光学系５０の中心軸と信号線ケーブル６８の中心軸とが一致するように、信号線ケーブル６８の位置を中心軸側に持ち上げたので、信号線ケーブル６８が他の構造物と干渉しないようにすることができる。

【００５０】

他の構造物とは、光ファイバを束ねたライトガイドや、鉗子チャネル４５等である。この結果、内視鏡スコープの更なる細径化が可能となる。また、図４において、第３の基板７２の下側の空きスペースを有効利用することが可能となる。

【００５１】

また、対物光学系の中心軸と信号線ケーブル６８の中心軸とを一致させるようにしたため、内視鏡スコープが大きく湾曲しても信号線ケーブル６８に加わる力を少なくでき、しかも、内視鏡スコープを曲げやすくなる効果が得られる。

【００５２】

尚、信号線６６は、硬質基板６２、４７に接続する構成としているが、信号線ケーブル１２に内蔵されるシールド線６９及びアース線（図示せず）は、硬質基板６２、４７では

10

20

30

40

50

なく、第 1 基板 7 0 や第 3 基板 7 2 に内蔵されたアース線等に電気接続する構成としても良い。

【 0 0 5 3 】

シールド線 6 9 は、曲がった内視鏡スコープが真っ直ぐに延びるとき、中心軸に近い位置に自己復元させるのが望ましいため、ケーブル 6 8 を柔支持する基板 7 0 , 7 2 等に接続するのが良い場合がある。

【 0 0 5 4 】

なお、硬質基板 6 2 と第 1 基板 7 0 とは、半田付けによって固定しても、結束バンドで固定しても良い。結束バンドで固定する場合、基板 7 0 と硬質基板 6 2 との間で電気接続しなければならない配線、例えばアース線等は、別の信号線で電気接続しておくのは勿論である。

【 0 0 5 5 】

図 5 は、信号線ケーブルと撮像系回路との接続構造を示す本発明の第 2 の実施形態に係る斜視図である。

【 0 0 5 6 】

この実施形態でも、階段状の支持部材として基板 7 0 , 7 1 , 7 2 を設けているが、図 5 の実施形態では更に、信号線ケーブル 6 8 の支持箇所に行くに従って、基板 7 0 , 7 1 , 7 2 の幅を狭くしている。これにより、信号線ケーブル 6 8 の支持箇所に行くに従って、ケーブル支持部材の可撓性が増し、信号線ケーブル 6 8 を更に柔支持することが可能となる。

【 0 0 5 7 】

図 4 , 図 5 の実施形態では、信号線ケーブルの支持部材とする基板 7 0 , 7 1 , 7 2 を、ケーブル 6 8 の支持箇所に行くに従って階段状とし、可撓性が増す様にした。しかし、支持部材の形状構造を工夫することで可撓性を増す構成は、これに限るものでない。

【 0 0 5 8 】

例えば、図 6 に示す様に、複数の基板 7 5 , 7 6 , 7 7 を Z 型に連設しても良い。この図 6 の構成にすると、信号線ケーブル 6 8 に加わる上下方向の応力や、左右方向の応力を緩和することが可能となる。

【 0 0 5 9 】

また、図 7 に示す様に、板材 7 8 を螺旋状に巻き、板材 7 8 の一端 7 8 a 側の外周面を硬質基板 6 2 に固定し、他端 7 8 b 側の内周面に、信号線ケーブル 6 8 を固定支持する構成とする。この構成によれば、信号線ケーブル 6 8 に加わる前後方向、縦方向、横方向の夫々の応力を緩和することが可能となる。

【 0 0 6 0 】

板材 7 8 として、フレキシブル基板を用いると柔らかすぎるため、ある程度の硬質を有する板材とし、図 7 に示す様に螺旋状に巻くことで可撓性を持たせるのが良い。また、螺旋の半径は、一定でも良いが、硬質基板 6 2 に接続する側を細径にして、信号線ケーブル 6 8 に近づくほど大径とすることで、信号線ケーブル 6 8 側の可撓性を大きくすることができる。

【 0 0 6 1 】

以上述べた様に、実施形態の電子内視鏡装置は、内視鏡スコープ先端部内に内蔵された撮像素子及び前記撮像素子の周辺回路と、前記撮像素子及び前記周辺回路を搭載し前記撮像素子及び前記周辺回路の入出力端子が設けられた硬質基板と、前記内視鏡スコープ内に挿通され前記入出力端子に電気接続される複数の信号線を束ねる信号線ケーブルと、前記信号線ケーブルの前記内視鏡スコープ側の先端部が固定支持される支持部分を含み、前記信号線ケーブルの先端部と前記硬質基板との間に連設され、前記硬質基板から前記先端部に至る方向に徐々に又は段階的に可撓性を増すケーブル支持部材と、を備えるものである。

【 0 0 6 2 】

また、実施形態の電子内視鏡装置は、前記ケーブル支持部材の形状構造によって前記可

10

20

30

40

50

撓性を増す構成となっていることを特徴とする。

【 0 0 6 3 】

また、実施形態の電子内視鏡装置の前記ケーブル支持部材は、該ケーブル支持部材自体が可撓性材料で形成されていることを特徴とする。

【 0 0 6 4 】

また、実施形態の電子内視鏡装置は、前記信号線ケーブルの先端部の断面と前記撮像素子の前段に設けられる対物光学系の鏡筒断面とが、光軸方向に見て重なるように前記ケーブル支持部材が形成されていることを特徴とする。

【 0 0 6 5 】

また、実施形態の電子内視鏡装置は、前記信号線ケーブルの先端部から引き出され前記入出力端子に電気接続される前記信号線の前記先端部からの引き出し長さが、該先端部から前記入出力端子までの距離よりも余裕分だけ長くなっていることを特徴とする。

10

【 0 0 6 6 】

また、実施形態の電子内視鏡装置の前記信号線ケーブルはシールド線又はアース線を備え、該シールド線又はアース線は、前記ケーブル支持部材の中に設けられた配線に接続されるものであることを特徴とする。

【 0 0 6 7 】

また、実施形態の電子内視鏡装置の前記形状構造は、階段形状であることを特徴とする。

【 0 0 6 8 】

20

また、実施形態の電子内視鏡装置の前記形状構造は、Z型形状であることを特徴とする。

【 0 0 6 9 】

また、実施形態の電子内視鏡装置の前記階段形状部分は、前記先端部に近づくほど幅が狭くしてあることを特徴とする。

【 0 0 7 0 】

また、実施形態の電子内視鏡装置の前記形状構造は、板状基板を螺旋状としたことを特徴とする。

【 0 0 7 1 】

また、実施形態の電子内視鏡装置であって、前記螺旋状の半径は、前記先端部に近づくほど大径にしたことを特徴とする。

30

【 0 0 7 2 】

以上述べた実施形態によれば、信号線に比べて硬くなる信号線ケーブルの先端部を可撓性が徐々に増すケーブル支持部材に柔支持するため、内視鏡スコープが大きく湾曲しても撮像素子や電気接続箇所にも過度のストレスを加えることが無くなる。この結果、内視鏡スコープを更に細径化することが可能となる。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 7 3 】

本発明に係る電子内視鏡装置は、内視鏡スコープを大きく湾曲させても撮像素子や撮像系回路の電気配線接続部に大きなストレスを加えることがないため、更なる内視鏡スコープの細径化を図る電子内視鏡装置に適用すると有用である。

40

【符号の説明】

【 0 0 7 4 】

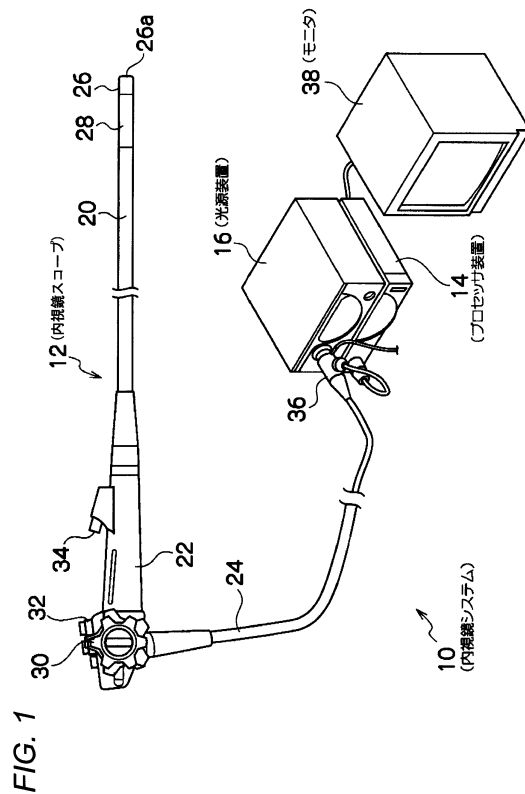
- 1 0 電子内視鏡装置（内視鏡システム）
- 1 2 内視鏡スコープ
- 2 6 先端部
- 2 6 a 先端面
- 4 0 観察窓
- 4 4 鉗子出口
- 4 5 鉗子チャネル

50

- 5 0 対物光学系
- 5 4 撮像チップ
- 5 6 プリズム
- 5 8 固体撮像素子
- 6 0 周辺回路
- 6 2 撮像素子支持基板（硬質基板）
- 6 2 a 入出力端子
- 6 6 信号線
- 6 6 a 信号線の余裕分
- 6 8 信号線ケーブル
- 6 9 シールド線
- 7 0 第 1 基板
- 7 1 第 2 基板
- 7 2 第 3 基板
- 7 8 板材

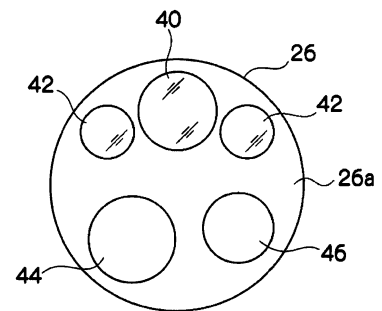
10

【 図 1 】



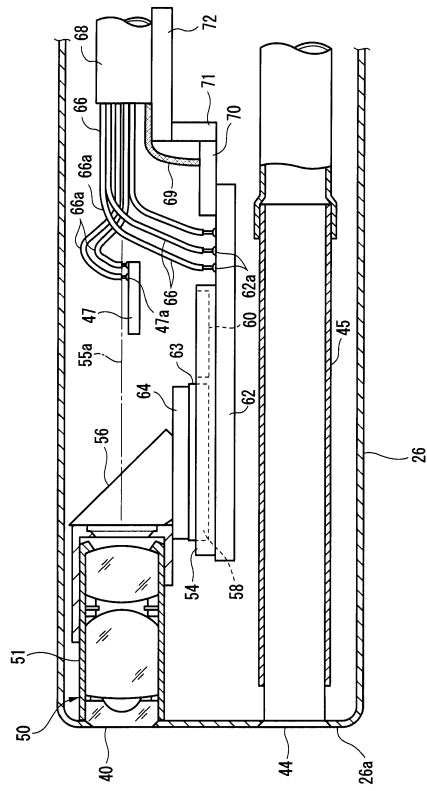
【 図 2 】

FIG. 2



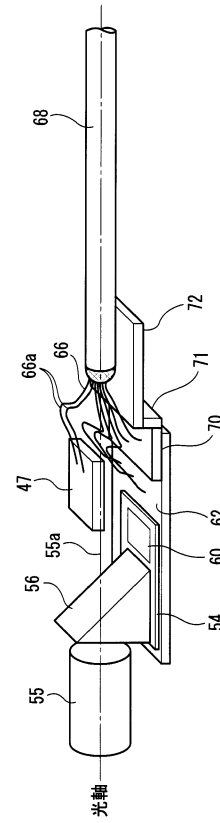
【図 3】

FIG. 3



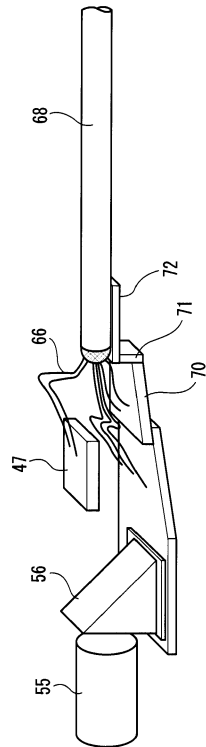
【図 4】

FIG. 4



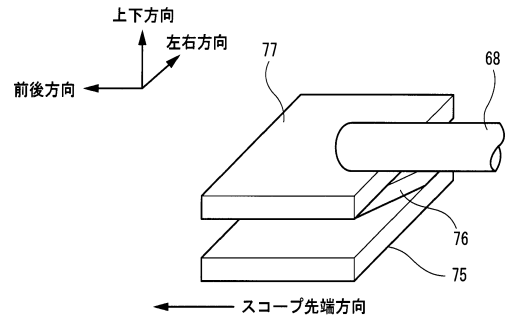
【図 5】

FIG. 5



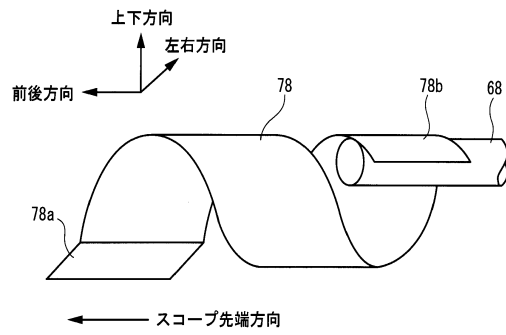
【図 6】

FIG. 6



【図 7】

FIG. 7



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平05-261064(JP,A)  
特開2001-314405(JP,A)  
特開平03-215541(JP,A)  
特開2003-010111(JP,A)  
特開2008-118568(JP,A)  
特開2009-082503(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

|                |                                                                                                    |         |            |
|----------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 电子内视镜装置                                                                                            |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5736329B2</a>                                                                        | 公开(公告)日 | 2015-06-17 |
| 申请号            | JP2012044350                                                                                       | 申请日     | 2012-02-29 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社                                                                                           |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 富士胶片株式会社                                                                                           |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 富士胶片株式会社                                                                                           |         |            |
| [标]发明人         | 正田麻衣                                                                                               |         |            |
| 发明人            | 正田 麻衣                                                                                              |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/04 A61B1/00                                                                                  |         |            |
| FI分类号          | A61B1/04.372 A61B1/00.300.P A61B1/00.680 A61B1/00.715 A61B1/04.530 A61B1/05                        |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP06 4C161/SS01 |         |            |
| 代理人(译)         | 长谷川弘道                                                                                              |         |            |
| 其他公开文献         | JP2013179981A                                                                                      |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                          |         |            |

#### 摘要(译)

摘要：要解决的问题：防止过度的应力施加到成像装置和内窥镜远端内部的电连接位置。解决方案：电子内窥镜设备包括：成像装置54和外围电路60，其位于内窥镜的远端内部的成像装置驱动系统的周边；硬质基板62，其中安装有成像装置54和外围电路60，并且其中设置有成像装置54的输入/输出端子62a和外围电路60；信号线电缆68，用于捆绑插入内窥镜并电连接到输入/输出端子62a的多条信号线66；电缆支撑构件70,71和72作为用于将远端固定和支撑在信号线电缆68的内窥镜侧上的支撑部件。电缆支撑构件连接在远端和硬质基板62之间，并且它们的柔性逐渐变化在从硬质基板62到支撑部件的方向上增加。

