

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/134912

発行日 平成30年2月8日(2018.2.8)

(43) 国際公開日 平成29年8月10日(2017.8.10)

| (51) Int.Cl. | F I | テーマコード(参考) |
|-----------------------------|---------------|------------|
| A61B 8/12 (2006.01) | A61B 8/12 | 4C161 |
| A61B 1/00 (2006.01) | A61B 1/00 R | 4C601 |
| A61B 1/307 (2006.01) | A61B 1/00 530 | |
| A61B 1/267 (2006.01) | A61B 1/307 | |
| A61B 1/31 (2006.01) | A61B 1/267 | |

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 23 頁) 最終頁に続く

出願番号 特願2017-526004 (P2017-526004)
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2016/085634
 (22) 国際出願日 平成28年11月30日(2016.11.30)
 (11) 特許番号 特許第6165405号 (P6165405)
 (45) 特許公報発行日 平成29年7月19日(2017.7.19)
 (31) 優先権主張番号 特願2016-18919 (P2016-18919)
 (32) 優先日 平成28年2月3日(2016.2.3)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

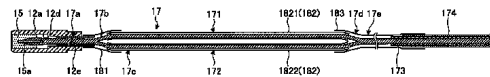
(71) 出願人 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 110002147
 特許業務法人酒井国際特許事務所
 (72) 発明者 鶴田 哲平
 東京都八王子市石川町2951番地 オリ
 ンパス株式会社内
 (72) 発明者 仁科 研一
 東京都八王子市石川町2951番地 オリ
 ンパス株式会社内
 Fターム(参考) 4C161 AA06 AA07 DD01 FF43 WW16
 4C601 BB06 EE10 FE01 FF03 GB03
 GB41

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡の製造方法および内視鏡

(57) 【要約】

本発明に係る内視鏡の製造方法は、弾性変形可能なチューブの一部に、互いに対向する方向から切り込みを入れて切欠き部を形成した第1成形体を折り曲げて、端部を揃えることによって熱収縮チューブを作製し、この熱収縮チューブの各筒部に、複数の信号線の一部を分岐して形成された複数の束部をそれぞれ挿通して熱収縮により被覆し、その後、複数の筒部により形成される空隙にチャンネルを挿通し、該チャンネルの一端を先端構成部に接続する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に挿入される挿入部であって、映像センサを先端に有し、長尺状の部材を挿通可能な筒状のチャンネル、および前記映像センサと電氣的に接続する信号ケーブルが内部に挿通されている挿入部を備えた内視鏡の製造方法であって、

前記映像センサが取得した信号を伝送する複数の信号線の一部を複数の束部に分割する分割ステップと、

熱収縮性および絶縁性を有するチューブの一部を、周方向の一部を残して切り欠いて一つまたは複数の切欠き部を形成し、該切欠き部を基点に前記チューブを折り曲げた状態で前記チューブの少なくとも一方の端部を切断することにより、長手方向の端部が揃った複数の筒部を有する第 1 熱収縮チューブを製造する製造ステップと、

前記分割ステップで分割された複数の束部を前記第 1 熱収縮チューブの前記複数の筒部にそれぞれ挿通する第 1 挿通ステップと、

前記第 1 熱収縮チューブとは異なる第 2 熱収縮チューブであって、熱収縮性および絶縁性を有する第 2 熱収縮チューブを前記信号線に挿通する第 2 挿通ステップと、

前記第 1 および第 2 熱収縮チューブの一部を重複させた状態で少なくとも重複部分を加熱して熱収縮させる熱収縮ステップと、

前記複数の筒部により形成される空隙に前記チャンネルを挿通する第 3 挿通ステップと、

前記複数の信号線と前記映像センサとを電氣的に接続し、前記映像センサを保持可能な先端構成部に前記映像センサを取り付ける第 1 挿入部形成ステップと、

前記信号ケーブルおよび前記チャンネルを挿通可能な管状をなす管状部に該信号ケーブルおよび前記チャンネルを挿通するとともに、前記管状部を前記先端構成部に接続して前記挿入部を形成する第 2 挿入部形成ステップと、

を含むことを特徴とする内視鏡の製造方法。

【請求項 2】

前記製造ステップは、

前記チューブに対して、楔形の切り込みを入れることによって前記切欠き部を形成することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡の製造方法。

【請求項 3】

前記製造ステップは、

前記チューブに対して、円形の切り込みを入れることによって前記切欠き部を形成することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡の製造方法。

【請求項 4】

前記映像センサは、超音波振動子であり、

前記第 1 挿入部形成ステップは、前記超音波振動子と前記信号ケーブルとを電氣的に接続する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡の製造方法。

【請求項 5】

前記映像センサは、撮像素子であり、

前記第 1 挿入部形成ステップは、前記撮像素子と前記信号ケーブルとを電氣的に接続する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡の製造方法。

【請求項 6】

前記熱収縮ステップは、前記第 2 熱収縮チューブの一部が前記先端構成部から延出する絶縁パイプの一部と重複した状態で、少なくとも重複部分を加熱して熱収縮させる

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡の製造方法。

【請求項 7】

被検体に挿入される挿入部を備えた内視鏡であって、

前記被検体の画像を順次取得する映像センサと、

10

20

30

40

50

前記挿入部の先端に設けられ、前記映像センサを保持可能な先端構成部と、
 前記映像センサから延び、映像センサが取得した信号を伝送する複数の信号線を有し、
 前記映像センサに接続するとともに、前記複数の信号線が一束をなして延びる第1ケーブル部、および前記第1ケーブル部の前記映像センサとの接続側と反対側の端部から延び、
 前記複数の信号線が複数の束に分けられてなる複数の束部からなる第2ケーブル部を有する信号ケーブルと、
 前記挿入部の内部に設けられ、長尺状の部材を挿通可能な筒状のチャンネルと、
 前記信号ケーブルおよび前記チャンネルを挿通可能な管状をなす管状部と、
 を備え、
 前記信号ケーブルには、前記第1ケーブル部の前記複数の信号線を被覆する絶縁性の第1チューブと、前記複数の束部をそれぞれ被覆する複数の筒部であって、隣り合う筒部の少なくとも一端が連結されている複数の筒部が長手方向に沿った長さを揃えられてなり、
 絶縁性を有する第2チューブとが設けられ、
 前記第1チューブの一部が、前記第2チューブの一部と密着している
 ことを特徴とする内視鏡。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡の製造方法および内視鏡に関する。

20

【背景技術】

【0002】

従来、患者等の被検体の臓器や材料を観察する際に、硬性または軟性の内視鏡が用いられている。例えば、医師などの術者は、挿入部の先端に超音波を送受信する超音波振動子が設けられた内視鏡を用いて、超音波振動子から受信した超音波エコーに基づき生成される観測対象の特性に関する情報をもとに、観測対象の観察を行う。

【0003】

超音波振動子は、電気的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス）に変換して観測対象へ照射するとともに、観測対象で反射された超音波エコーを電気的なエコー信号に変換して出力する複数の圧電素子を備える。各圧電素子は、複数のケーブルを介して超音波観測装置と電気的に接続している。

30

【0004】

内視鏡の挿入部には、処置具などを挿通して挿入部の先端から延出させるための処置具チャンネルが設けられている。硬性の内視鏡の場合、処置具チャンネルは、硬質性の筒状部材であり、挿入部の先端から基端側にわたって設けられている。

【0005】

ところで、硬性の内視鏡の挿入部の内部において、処置具チャンネルなどの硬質性の内蔵物の配置を変更することがある。この際、処置具チャンネルとケーブルとが干渉して内蔵物の配置を変更できない場合があった。このような内容物の配置を変更するための技術として、ケーブル中の複数の信号線の一部を複数束に分けることによって内蔵物との干渉を回避する技術が知られている（例えば、特許文献1を参照）。特許文献1が開示する技術によって、内蔵物とケーブルとの干渉を回避させて内蔵物の配置を変更することができる。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2005-342129号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

50

超音波振動子に接続するケーブルには、電気信号を伝送する信号線の断線防止や結束、絶縁性の確保のため、絶縁チューブが設けられる。しかしながら、特許文献1が開示する技術のように、複数の信号線を複数の束に分けた場合、分岐部分で重複するように複数の絶縁チューブが配設されるが、分岐部分において設けられる絶縁チューブの位置がずれると、絶縁性の確保が不十分になってしまうおそれがあった。特許文献1には、複数の束に分けた信号線に複数の絶縁チューブを設ける方法についての記載はなく、上述したような絶縁チューブの位置ずれによる問題が生じるおそれがあった。

【0008】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、複数の束に分けた信号線に被せる絶縁チューブを正確に配置させることができる内視鏡の製造方法および内視鏡を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0009】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る内視鏡の製造方法は、被検体に挿入される挿入部であって、映像センサを先端に有し、長尺状の部材を挿通可能な筒状のチャンネル、および前記映像センサと電氣的に接続する信号ケーブルが内部に挿通されている挿入部を備えた内視鏡の製造方法であって、前記映像センサが取得した信号を伝送する複数の信号線の一部を複数の束部に分割する分割ステップと、熱収縮性および絶縁性を有するチューブの一部を、周方向の一部を残して切り欠いて一つまたは複数の切欠き部を形成し、該切欠き部を基点に前記チューブを折り曲げた状態で前記チューブの少なくとも一方の端部を切断することにより、長手方向の端部が揃った複数の筒部を有する第1熱収縮チューブを製造する製造ステップと、前記分割ステップで分割された複数の束部を前記第1熱収縮チューブの前記複数の筒部にそれぞれ挿通する第1挿通ステップと、前記第1熱収縮チューブとは異なる第2熱収縮チューブであって、熱収縮性および絶縁性を有する第2熱収縮チューブを前記信号線に挿通する第2挿通ステップと、前記第1および第2熱収縮チューブの一部を重複させた状態で少なくとも重複部分を加熱して熱収縮させる熱収縮ステップと、前記複数の筒部により形成される空隙に前記チャンネルを挿通する第3挿通ステップと、前記複数の信号線と前記映像センサとを電氣的に接続し、前記映像センサを保持可能な先端構成部に前記映像センサを取り付ける第1挿入部形成ステップと、前記信号ケーブルおよび前記チャンネルを挿通可能な管状をなす管状部に該信号ケーブルおよび前記チャンネルを挿通するとともに、前記管状部を前記先端構成部に接続して前記挿入部を形成する第2挿入部形成ステップと、を含むことを特徴とする。

20

30

【0010】

また、本発明に係る内視鏡の製造方法は、上記発明において、前記製造ステップは、前記チューブに対して、楔形の切り込みを入れることによって前記切欠き部を形成することを特徴とする。

【0011】

また、本発明に係る内視鏡の製造方法は、上記発明において、前記製造ステップは、前記チューブに対して、円形の切り込みを入れることによって前記切欠き部を形成することを特徴とする。

40

【0012】

また、本発明に係る内視鏡の製造方法は、上記発明において、前記映像センサは、超音波振動子であり、前記第1挿入部形成ステップは、前記超音波振動子と前記信号ケーブルとを電氣的に接続することを特徴とする。

【0013】

また、本発明に係る内視鏡の製造方法は、上記発明において、前記映像センサは、撮像素子であり、前記第1挿入部形成ステップは、前記撮像素子と前記信号ケーブルとを電氣的に接続することを特徴とする。

【0014】

また、本発明に係る内視鏡の製造方法は、上記発明において、前記熱収縮ステップは、

50

前記第2熱収縮チューブの一部が前記先端構成部から延出する絶縁パイプの一部と重複した状態で、少なくとも重複部分を加熱して熱収縮させることを特徴とする。

【0015】

また、本発明に係る内視鏡の製造方法は、上記発明において、被検体に挿入される挿入部を備えた内視鏡であって、前記被検体の画像を順次取得する映像センサと、前記挿入部の先端に設けられ、前記映像センサを保持可能な先端構成部と、前記映像センサから延び、映像センサが取得した信号を伝送する複数の信号線を有し、前記映像センサに接続するとともに、前記複数の信号線が一束をなして延びる第1ケーブル部、および前記第1ケーブル部の前記映像センサとの接続側と反対側の端部から延び、前記複数の信号線が複数の束に分けられてなる複数の束部からなる第2ケーブル部を有する信号ケーブルと、前記挿入部の内部に設けられ、長尺状の部材を挿通可能な筒状のチャンネルと、前記信号ケーブルおよび前記チャンネルを挿通可能な管状をなす管状部と、を備え、前記信号ケーブルには、前記第1ケーブル部の前記複数の信号線を被覆する絶縁性の第1チューブと、前記複数の束部をそれぞれ被覆する複数の筒部であって、隣り合う筒部の少なくとも一端が連結されている複数の筒部が長手方向に沿った長さを揃えられてなり、絶縁性を有する第2チューブとが設けられ、前記第1チューブの一部が、前記第2チューブの一部と密着していることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、複数の束に分けた信号線に被せる絶縁チューブを正確に配置させることができるという効果を奏する。

20

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係る硬性内視鏡システムを模式的に示す斜視図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態1に係る硬性内視鏡システムの硬性鏡本体に光学視管を取り付けた場合の構成を模式的に示す斜視図である。

【図3】図3は、本発明の実施の形態1に係る硬性内視鏡システムの硬性鏡本体の要部の構成を模式的に示す断面図である。

【図4】図4は、本発明の実施の形態1に係る硬性内視鏡システムの硬性鏡本体の先端構成を模式的に示す断面図である。

30

【図5A】図5Aは、図4に示すA-A線に対応する硬性鏡本体の断面図である。

【図5B】図5Bは、図4に示すB-B線に対応する硬性鏡本体の断面図である。

【図5C】図5Cは、図4に示すC-C線に対応する硬性鏡本体の断面図である。

【図5D】図5Dは、図4に示すD-D線に対応する硬性鏡本体の断面図である。

【図5E】図5Eは、図4に示すE-E線に対応する硬性鏡本体の断面図である。

【図5F】図5Fは、図4に示すF-F線に対応する硬性鏡本体の断面図である。

【図6A】図6Aは、本発明の実施の形態1に係る第2チューブの作製方法を説明する図である。

【図6B】図6Bは、本発明の実施の形態1に係る第2チューブの作製方法を説明する図である。

40

【図6C】図6Cは、本発明の実施の形態1に係る第2チューブの作製方法を説明する図である。

【図6D】図6Dは、本発明の実施の形態1に係る第2チューブの作製方法を説明する図である。

【図7A】図7Aは、本発明の実施の形態1に係る硬性鏡本体における信号ケーブルの作製方法を説明する図である。

【図7B】図7Bは、本発明の実施の形態1に係る硬性鏡本体における信号ケーブルの作製方法を説明する図である。

【図7C】図7Cは、本発明の実施の形態1に係る硬性鏡本体における信号ケーブルの作

50

製方法を説明する図である。

【図 7 D】図 7 D は、本発明の実施の形態 1 に係る硬性鏡本体における信号ケーブルの作製方法を説明する図である。

【図 7 E】図 7 E は、本発明の実施の形態 1 に係る硬性鏡本体における信号ケーブルの作製方法を説明する図である。

【図 8】図 8 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 に係る第 2 チューブの作製方法を説明する図である。

【図 9】図 9 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 2 に係る第 2 チューブの作製方法を説明する図である。

【図 10】図 10 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 3 に係る第 2 チューブの構成を説明する図である。

【図 11】図 11 は、本発明の実施の形態 2 に係る第 2 チューブの構成を説明する部分断面図である。

【図 12 A】図 12 A は、本発明の実施の形態 2 に係る第 2 チューブの作製方法を説明する図である。

【図 12 B】図 12 B は、本発明の実施の形態 2 に係る第 2 チューブの作製方法を説明する図である。

【図 12 C】図 12 C は、本発明の実施の形態 2 に係る第 2 チューブの作製方法を説明する図である。

【図 12 D】図 12 D は、本発明の実施の形態 2 に係る第 2 チューブの作製方法を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下に、図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、実施の形態）について説明する。なお、以下に説明する実施の形態によって本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、同一の部分には同一の符号を付している。

【0019】

（実施の形態 1）

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る硬性内視鏡システムを模式的に示す斜視図である。図 2 は、本実施の形態 1 に係る硬性内視鏡システムの硬性鏡本体に光学視管を取り付けた場合の構成を模式的に示す斜視図である。図 3 は、本実施の形態 1 に係る硬性内視鏡システムの硬性鏡本体の要部の構成を模式的に示す断面図であって、直線状に引き延ばした場合の構成を示す断面図である。図 4 は、本実施の形態 1 に係る硬性内視鏡システムの硬性鏡本体の先端構成を模式的に示す断面図である。

【0020】

硬性内視鏡システム 1 は、超音波内視鏡を用いて人等の被検体内の超音波診断を行うシステムであり、例えば前立腺の生体組織を経尿道的に採取する際に使用するものである。硬性内視鏡システム 1 は、硬性鏡本体 11 と、イメージングデバイスとしての光学視管 21 と、処置具ガイド 22 と、処置具装置 23 とを備える。

【0021】

硬性鏡本体 11 は、被検体の管腔（例えば尿道）に挿入される第 1 挿入部 12 を有し、第 1 挿入部 12 の手元側に把持部 13 が設けられ、把持部 13 の第 1 挿入部 12 に連なる側と反対側からユニバーサルコード 14 が延出されている。図 2 には、硬性内視鏡システム 1 の使用態様の一例として、硬性鏡本体 11 に光学視管 21 を取り付けた場合の構成を示している。

【0022】

第 1 挿入部 12 は、硬性で直線状に延在しており、内部の下側にユニバーサルコード 14 から延出する信号ケーブル 17 が軸方向に沿って挿通されている。第 1 挿入部 12 は、第 1 挿入部 12 の先端に設けられ、被検体の情報を取得するための超音波振動子 15 を保持する先端構成部 12a と、先端が先端構成部 12a の基端側に嵌合されてなり、基端が

10

20

30

40

50

把持部 1 3 に接続する管状の管状部 1 2 b とを有する（図 4 参照）。また、先端構成部 1 2 a には、後述する第 1 チャンネル 1 9 に連通する連通孔 1 2 c と、超音波振動子 1 5 を取り付ける取付部 1 2 d と、が形成されている。取付部 1 2 d には、信号ケーブル 1 7 を挿通可能な絶縁パイプ 1 2 e が設けられている。

【 0 0 2 3 】

また、第 1 挿入部 1 2 の先端に被検体の情報を取得するための映像センサである超音波振動子 1 5 が設けられている。超音波振動子 1 5 は、例えばコンベックスアレイ型の超音波振動子からなり、信号ケーブル 1 7 の先端部が接続されている。超音波振動子 1 5 は、第 1 挿入部 1 2 の軸芯に沿い、かつ第 1 挿入部 1 2 の中心軸の延長上を扇状に走査するように配列された複数の圧電素子を有している。超音波振動子 1 5 は、その先端部に設けられた超音波振動子によって、制御装置、例えば後述する信号処理ユニットから受信した電気的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス）に変換して被検体へ照射するとともに、被検体で反射された超音波エコーを電圧変化で表現する電気的なエコー信号に変換して出力する。

10

【 0 0 2 4 】

なお、超音波振動子 1 5 は、コンベックス振動子およびニア振動子のいずれでも構わない。本実施の形態 1 では、超音波振動子 1 5 が、複数の圧電素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる圧電素子を電子的に切り替えることで、電子的に走査させるコンベックス型の超音波振動子であるものとして説明する。

【 0 0 2 5 】

なお、図示しないがユニバーサルコード 1 4 の基端にコネクタが設けられており、コネクタが信号処理ユニットに接続される。信号処理ユニットは、信号ケーブル 1 7 を介して超音波振動子 1 5 に駆動信号を送信するとともに、超音波振動子 1 5 で受信した超音波信号を処理して、被検体の体腔壁よりも深さ方向に存在する組織の超音波断層像を生成し、モニタ（図示せず）に表示させる。

20

【 0 0 2 6 】

また、把持部 1 3 の上部にコック付きの送水口 1 6 が設けられている。送水口 1 6 は、後述する第 1 チャンネル 1 9 に連通しており、灌流チューブ（図示せず）を介して灌流液が供給自在にされている。術者は送水口 1 6 のコックを開くことで、第 1 チャンネル 1 9 内に灌流液を適宜送水することができる。

30

【 0 0 2 7 】

第 1 挿入部 1 2 の内部には、第 1 チャンネル 1 9 が第 1 挿入部 1 2 の軸方向に対して傾斜して設けられている。具体的に、第 1 チャンネル 1 9 は、先端部が第 1 挿入部 1 2 における把持部 1 3 側とは反対側の先端面に開口されているとともに、基端部が第 1 挿入部 1 2 の把持部 1 3 側の基端面に開口されている。第 1 チャンネル 1 9 は、基端部が第 1 挿入部 1 2 の径方向の送水口 1 6 側に位置し、先端部が第 1 挿入部 1 2 の径方向の送水口 1 6 側とは反対側に位置している。第 1 チャンネル 1 9 は、例えばステンレスなどを用いて形成された硬質性の筒状部材である。第 1 チャンネル 1 9 は、肉厚が 0 . 1 5 mm ~ 0 . 2 0 mm であることが、第 1 挿入部 1 2 の外径を小さくするうえで好ましい。なお、本明細書では、第 1 挿入部 1 2 における把持部 1 3 側とは反対側の先端面の開口と、第 1 挿入部 1 2 の把持部 1 3 側の基端面の開口との各中心を通過する直線が、管状部 1 2 b の長手軸に対して傾斜しているものとして説明する。

40

【 0 0 2 8 】

また、把持部 1 3 には、先端が第 1 チャンネル 1 9 に連通するとともに、基端が把持部 1 3 の基端面に開口されている挿入ガイド孔 1 3 a が形成されている。ここで、把持部 1 3 の基端面に位置決め孔 1 3 b を穿設して、後述する光学視管 2 1、および処置具ガイド 2 2 に突設されている位置決めピンが係入される。なお、把持部 1 3 に位置決めピンを固定する固定ねじによって抜け止めするようにしてもよい。

【 0 0 2 9 】

また、硬性鏡本体 1 1 の第 1 チャンネル 1 9 には、光学視管 2 1 に設けられた第 2 挿入

50

部 2 1 a と、処置具ガイド 2 2 に設けられた第 3 挿入部 2 2 a とが選択的に挿抜される。両挿入部 2 1 a , 2 2 a は硬性で直線状に延在しており、第 1 チャンネル 1 9 の内径は第 2 挿入部 2 1 a の外径に適合するサイズに設定されている。一方、第 3 挿入部 2 2 a の外径は第 2 挿入部 2 1 a の外径と同一に設定されている。また、第 1 チャンネル 1 9 の内周と両挿入部 2 1 a , 2 2 a の外周との間には、灌流液を流通させることのできる微小間隙が確保されている。従って、第 1 チャンネル 1 9 の内径は、両挿入部 2 1 a , 2 2 a の外径よりも、灌流液を流通させる間隙分だけ若干大きく設定されている。

【 0 0 3 0 】

また、図 1 に示すように、光学視管 2 1 に設けられている第 2 挿入部 2 1 a の手元側に接眼部 2 1 b が設けられ、接眼部 2 1 b の先端付近の上部にライトガイド（図示せず）が挿入される口金部 2 1 c が設けられている。ライトガイドは第 2 挿入部 2 1 a 内を通り先端方向へ延出されており、ライトガイドを介して伝送された照明光が第 2 挿入部 2 1 a の先端部に設けた照明窓（図示せず）から出射されて被検体の体腔壁が照射される。また、第 2 挿入部 2 1 a の先端には照明窓に隣接して観察窓 2 1 d が設けられており、被検体の体腔壁からの反射光が観察窓 2 1 d に入射し、観察窓 2 1 d 内に備えられている対物レンズなどの光学部材に結像した被写体像がリレー光学系を介して接眼部 2 1 b に伝送されて観察される。

10

【 0 0 3 1 】

さらに、接眼部 2 1 b の先端には、フランジ部 2 1 g が形成されている。フランジ部 2 1 g の先端中央には支持部 2 1 e が突設されている。また、支持部 2 1 e には、第 2 挿入部 2 1 a の基端部が支持されている。フランジ部 2 1 g の先端は、挿入ガイド孔 1 3 a を介して硬性鏡本体 1 1 に第 2 挿入部 2 1 a を挿入した場合に、把持部 1 3 の基端面と対向する。この際、支持部 2 1 e が、挿入ガイド孔 1 3 a に挿通される。また、フランジ部 2 1 g の先端下部には、位置決めピン 2 1 f が突設されている。位置決めピン 2 1 f は把持部 1 3 の基端面に開口を有する位置決め孔 1 3 b に係入されて、回転方向への移動が規制される。

20

【 0 0 3 2 】

処置具ガイド 2 2 は、第 3 挿入部 2 2 a と、誘導部 2 2 b と、フランジ部 2 2 c と、支持部 2 2 d とを有する。誘導部 2 2 b は、第 3 挿入部 2 2 a の手元側に設けられ、漏斗状をなしている。さらに、誘導部 2 2 b の先端にフランジ部 2 2 c が形成され、その先端中央に支持部 2 2 d が突設され、支持部 2 2 d に第 3 挿入部 2 2 a の基端が支持されている。フランジ部 2 2 c の先端は、挿入ガイド孔 1 3 a を介して硬性鏡本体 1 1 に第 3 挿入部 2 2 a を挿入した場合に、把持部 1 3 の基端面に対向する。この際、支持部 2 2 d が、挿入ガイド孔 1 3 a に挿通される。また、フランジ部 2 2 c の先端下部には、位置決めピン 2 2 f が突設されている。位置決めピン 2 2 f は把持部 1 3 の基端面に開口を有する位置決め孔 1 3 b に係入されて、回転方向への移動が規制される。

30

【 0 0 3 3 】

第 3 挿入部 2 2 a の内部には、先端が第 3 挿入部 2 2 a の先端面に開口を有するとともに、基端が誘導部 2 2 b に形成されている誘導孔に連通する第 2 チャンネル 2 2 e が形成されている。第 2 チャンネル 2 2 e は、処置具装置 2 3 に設けられている装置本体 2 3 a から前方へ直線状に延在する細長で硬質の処置具 2 3 b が挿抜可能である。

40

【 0 0 3 4 】

第 2 チャンネル 2 2 e は処置具 2 3 b を挿抜する際のガイドとして機能するものであり、第 2 チャンネル 2 2 e の内径は処置具 2 3 b の外径よりも若干大きく形成されている。なお、本実施の形態 1 では、第 3 挿入部 2 2 a をパイプ材で形成し、内部に樹脂材を充填し、充填した樹脂材に第 2 チャンネル 2 2 e が形成されている。なお、第 3 挿入部 2 2 a は中実の金属材料に孔を形成することにより第 2 チャンネル 2 2 e を形成するようにしてもよい。

【 0 0 3 5 】

本実施の形態 1 では、処置具装置 2 3 の一例として生検装置が示されており、生検装置

50

の針部が処置具 2 3 b に対応している。従って、以下においては、処置具装置 2 3 を生検装置 2 3 と読み換え、また処置具 2 3 b を針部 2 3 b と読み換えて説明する。

【 0 0 3 6 】

針部 2 3 b は、光学視管 2 1 の第 2 挿入部 2 1 a よりも細い外径のガイド筒針 2 3 c と、生検針 2 3 d とを有し、ガイド筒針 2 3 c に生検針 2 3 d が進退自在に挿通されている。また、生検針 2 3 d の先端側にポケットが形成されている。生検針 2 3 d は装置本体 2 3 a の背面に設けられている発射ボタン 2 3 e を押すことにより、装置本体 2 3 a に内装されているばねの弾発力を受けて前方へ突出して、被検体の組織内に穿刺され、ポケットに生検組織が取り込まれる。発射ボタン 2 3 e が押されると、生検針 2 3 d に続いてガイド筒針 2 3 c が突出し、その先端がポケット上を通過する際に、生検組織が切り取られてポケットに取り込まれる。

10

【 0 0 3 7 】

第 1 チャンネル 1 9 は、超音波振動子 1 5 の走査面（観察視野）に突出する位置に配置されているため、針部 2 3 b を第 1 チャンネル 1 9 から前方へ突出させれば、針部 2 3 b が超音波振動子 1 5 の走査面を通過するので、モニタ上の超音波断層像に針部 2 3 b を表示させることができる。

【 0 0 3 8 】

本実施形態の針部 2 3 b は、第 1 チャンネル 1 9 に対して処置具ガイド 2 2 に設けた第 3 挿入部 2 2 a を介して挿通している。従って、第 3 挿入部 2 2 a の外径を第 1 チャンネル 1 9 の内径に対応して設定し、且つ、第 3 挿入部 2 2 a に形成されている第 2 チャンネル 2 2 e の内径を針部 2 3 b の外径に対応して設定すれば、光学視管 2 1 の第 2 挿入部 2 1 a よりも細い針部 2 3 b を、超音波振動子 1 5 の走査面に正確に突出させることができる。

20

【 0 0 3 9 】

続いて、硬性鏡本体 1 1 の内部構成について、図 3 , 4 および図 5 A ~ 図 5 F を参照して説明する。図 5 A は、図 4 に示す A - A 線に対応する硬性鏡本体の断面図である。図 5 B は、図 4 に示す B - B 線に対応する硬性鏡本体の断面図である。図 5 C は、図 4 に示す C - C 線に対応する硬性鏡本体の断面図である。図 5 D は、図 4 に示す D - D 線に対応する硬性鏡本体の断面図である。図 5 E は、図 4 に示す E - E 線に対応する硬性鏡本体の断面図である。図 5 F は、図 4 に示す F - F 線に対応する硬性鏡本体の断面図である。

30

【 0 0 4 0 】

信号ケーブル 1 7 は、図 3 に示すように、超音波振動子 1 5 と信号ケーブル 1 7 とにそれぞれ電氣的に接続する中継基板 1 5 a に接続する複数の信号線を一束に形成してなる第 1 ケーブル部 1 7 a と、第 1 ケーブル部 1 7 a に連なり、複数の信号線を二つに分岐する分岐部 1 7 b と、分岐部 1 7 b によって分岐された二つの束部（第 1 束部 1 7 1 および第 2 束部 1 7 2 ）からなる第 2 ケーブル部 1 7 c と、第 1 束部 1 7 1 および第 2 束部 1 7 2 を一束に結束する結束部 1 7 d と、結束部 1 7 d から一束の状態を維持して把持部 1 3 側に延びる第 3 ケーブル部 1 7 e と、を有する。第 3 ケーブル部 1 7 e は、複数の信号線のなす外周に総合シールド 1 7 3 が設けられ、総合シールド 1 7 3 の外周にはジャケット 1 7 4 が設けられている。なお、第 3 ケーブル部 1 7 e の結束部 1 7 d と反対側の端部は、把持部 1 3 を介してユニバーサルコード 1 4 に電氣的に接続するコネクタ（図示せず）に接続されている。

40

【 0 0 4 1 】

上述したように、第 1 チャンネル 1 9 は、第 1 挿入部 1 2 の軸方向に対して傾斜して設けられているため、信号ケーブル 1 7 を第 1 挿入部 1 2 の中心軸と平行に延びるように設けると、第 1 チャンネル 1 9 と干渉してしまう。このため、本実施の形態 1 では、信号ケーブル 1 7 が有する複数の信号線の一部を二つに分け、二つに分けたことで形成された空隙に第 1 チャンネル 1 9 を挿通することによって、信号ケーブル 1 7 と第 1 チャンネル 1 9 との干渉を回避しつつ、両者の配置を入れ替えている（図 4 参照）。

【 0 0 4 2 】

50

具体的には、第1挿入部12の超音波振動子15側から、一束の第1ケーブル部17aと第1チャンネル19とが、図の上下方向に並んで配置されている(図5A参照)。この位置では、第1ケーブル部17aが超音波振動子15側、第1チャンネル19がその反対側に配置されている。

【0043】

図5Aの配置から把持部13側に進むと、分岐部17bによって分岐された第1束部171と第2束部172とが、第1チャンネル19の外周に沿って互いに反対方向に移動している(図5B~図5F参照)。この際、第1チャンネル19は、傾斜に沿って徐々に図の上方向に移動している。結束部17dの手前では、信号ケーブル17と第1チャンネル19との配置が、図5Aの配置と反対になっている。その後、結束部17dによって第1束部171および第2束部172の信号線がひとまとめにされる。このようにして、信号ケーブル17の信号線を二つに分けることによって、管状部12bの径を大きくすることなく、かつ信号ケーブル17と第1チャンネル19との干渉を回避しながら、信号ケーブル17と第1チャンネル19との配置を変更することができる。

10

【0044】

また、信号ケーブル17には、第1チューブ181と、第2チューブ182と、第3チューブ183とが設けられている(図3参照)。第1チューブ181、第2チューブ182および第3チューブ183は、それぞれ熱収縮チューブを用いて形成され、熱収縮することにより、隣り合うチューブにおいて互いに重複した領域を含んで信号ケーブル17の一部、少なくとも信号ケーブル17の二つに分岐された部分を含む外周を被覆している。

20

【0045】

第1チューブ181は、絶縁パイプ12eの一部を含む第1ケーブル部17aの一部、分岐部17b、および第2ケーブル部17cの一部を被覆している。第2チューブ182は、第1束部171および第2束部172を被覆するとともに、一端が第1チューブ181に被覆され、他端が第3チューブ183に被覆されている。第2チューブ182は、一端側で一部が連結している二つの筒部(筒部1821, 1822)を有している。第3チューブ183は、第2ケーブル部17cの一部、結束部17d、および第3ケーブル部17eの一部を被覆している。

【0046】

次に、上述した硬性鏡本体11を製造する製造方法について、図6A~図6D、図7A~図7Eを参照して説明する。図6A~図6Dは、本実施の形態1に係る第2チューブの作製方法を説明する図である。図7A~図7Eは、本実施の形態1に係る硬性鏡本体における信号ケーブルの作製方法を説明する図である。まず、図6A~図6Dを参照して第2チューブ182の製造方法(製造ステップ)について説明する。

30

【0047】

まず、図6Aに示すような弾性変形可能なチューブ100の中央部の一部に、楔形状の切り込みを入れて切欠き部101を形成した第1成形体100Aを得る(図6B参照)。その後、切欠き部101を基点に、かつこの切欠き部101が外側になるように第1成形体100Aを折り曲げることによって、切欠き部101によって分けられた第1筒部102および第2筒部103の長手方向を揃えてなる第2成形体100Bを得る(図6C参照)。第2成形体100Bを作製後、切欠き部101による連結部分とは異なる側の端部を揃える。具体的には、図6Cに示す切断面C1に沿って、第1筒部102および第2筒部103の一部を切断する。この際、第1筒部102および第2筒部103の切欠き部101側の端部は連結しているため、端部の位置が揃っている。これにより、長手方向の両端の位置が揃い、かつ互いの位置関係がずれるのを抑制可能であり、第1筒部102Aおよび第2筒部103Aを有する熱収縮チューブ100Cであって、第2チューブ182を熱収縮させる前の熱収縮チューブ100C(第1熱収縮チューブ)を得ることができる(図6D参照)。

40

【0048】

次に、図7A~図7Eを参照して信号ケーブル17の製造方法について説明する。まず

50

、一束にまとめられた信号ケーブル 17 であって、一端側に総合シールド 173 およびジャケット 174 が設けられた複数の信号線からなる信号線群 30 に、他端側から熱収縮前の第 3 チューブ 1830 をジャケット 174 まで挿通する（図 7A 参照）。

【0049】

その後、信号線群 30 の一部において、複数の信号線を二つに分けて、第 1 束部 331 および第 2 束部 332 からなる二股部 33 を形成する（図 7B 参照、分割ステップ）。これにより、上述した結束部 17d および第 3 ケーブル部 17e に対応する信号線結束部 32 および第 1 同軸部 31 が形成される。信号線群 30 を分岐後、上述した熱収縮チューブ 100C（以下、第 2 チューブ 1820 という）を二股部 33 に挿通する（第 1 挿通ステップ）。具体的に、第 2 チューブ 1820 の一方の筒部、例えば第 1 筒部 102A に第 1 束部 331 を挿通し、第 2 チューブ 1820 の他方の筒部、例えば第 2 筒部 103A に第 2 束部 332 を挿通する。

10

【0050】

第 2 チューブ 1820 を二股部 33 に挿通後、熱収縮前の第 1 チューブ 1810（第 2 熱収縮チューブ）および先端構成部 12a を複数の信号線（信号線群 30）に挿通し（第 2 挿通ステップ）、その後、第 1 束部 331 および第 2 束部 332 の信号線結束部 32 側と異なる側をまとめて分岐部 17b および第 1 ケーブル部 17a に対応する信号線分岐部 34 および第 2 同軸部 35 を形成する（図 7C 参照）。この際、先端構成部 12a の取付部 12d には、絶縁パイプ 12e が嵌め込まれている。

【0051】

その後、第 2 同軸部 35 の複数の信号線と中継基板 15a とを接続する（図 7D）。この際、中継基板 15a には、超音波振動子 15 が予め接続されていてもよいし、複数の信号線と中継基板 15a とを接続後、中継基板 15a に超音波振動子 15 を接続してもよい。第 1 ケーブル部 17a と中継基板 15a とを接続後、超音波振動子 15 を先端構成部 12a に収容し、超音波振動子 15 を先端構成部 12a に接着固定する（図 7E 参照、第 1 挿入部形成ステップ）。

20

【0052】

その後、第 1 チューブ 1810 および第 3 チューブ 1830 や信号線の位置調整を行って、第 1 チューブ 1810 および第 3 チューブ 1830 が、それぞれ第 2 チューブ 1820 の一部を被覆するようにし、第 1 チューブ 1810、第 2 チューブ 1820 および第 3 チューブ 1830 を加熱して熱収縮させることによって信号線に圧着させる（熱収縮ステップ）。この際、第 2 チューブ 1820 の二つの筒部（第 1 筒部 102A および第 2 筒部 103A）は繋がっているため、両端が第 1 チューブ 1810 および第 3 チューブ 1830 にそれぞれ覆われて視認が難しくなった場合でも、一方の位置を調整するのみで、第 1 筒部 102A および第 2 筒部 103A が位置ずれすることなく配置することができる。これにより、上述した信号ケーブル 17 を作製することができる。なお、第 1 チューブ 1810 および第 3 チューブ 1830 が第 2 チューブ 1820 の一部をそれぞれ被覆する重複部分の長さであって、チューブの長手方向に沿った長さは、4mm 以上であることが好ましい。また、図 3 からわかるように、第 1 チューブ 1810 は、絶縁パイプ 12e の一部と重複した状態で、熱収縮される。

30

40

【0053】

その後は、第 1 筒部 102A および第 2 筒部 103A が形成する空隙に第 1 チャンネル 19 を挿通（第 3 挿通ステップ）する。その後、管状部 12b に信号ケーブル 17 と第 1 チャンネル 19 とを挿通し、管状部 12b を先端構成部 12a に取り付けることによって、信号ケーブル 17 と第 1 チャンネル 19 とが内部に挿通された第 1 挿入部 12 が形成される（第 2 挿入部形成ステップ）。

【0054】

以上説明した本実施の形態 1 によれば、弾性変形可能なチューブ 100 の中央部の一部に、楔形状の切り込みを入れて切欠き部 101 を形成した第 1 成形体 100A を折り曲げて、端部を揃えることによって熱収縮前の第 2 チューブ 182 である熱収縮チューブ 10

50

0 C を作製し、信号線群 3 0 の一部を分岐することにより形成した第 1 束部 3 3 1 および第 2 束部 3 3 2 を熱収縮チューブ 1 0 0 C の各筒部にそれぞれ挿通し、熱収縮により被覆するようにしたので、第 1 挿入部 1 2 の内部に挿通する信号ケーブル 1 7 における複数の信号線の一部を二つの束に分けた各束部に被せる第 2 チューブ 1 8 2 を位置ずれすることなく正確に配置させることができる。これにより、信号ケーブル 1 7 の分岐部分における絶縁性の確保を確実なものとするることができる。

【 0 0 5 5 】

なお、上述した実施の形態 1 において、製造方法における順序を入れ替えてもよい。例えば、上述した第 1 挿入部形成ステップと熱収縮ステップとを入れ替えて、チューブを熱収縮させた後に、中継基板 1 5 a と信号線との接続、および先端構成部 1 2 a への超音波振動子 1 5 の接着固定を行ってもよい。

10

【 0 0 5 6 】

また、上述した実施の形態 1 では、第 1 チューブ 1 8 1 0 および第 3 チューブ 1 8 3 0 の位置調整を行って、第 1 チューブ 1 8 1 0、第 2 チューブ 1 8 2 0 および第 3 チューブ 1 8 3 0 を加熱して熱収縮させることによって信号ケーブル 1 7 を被覆するものとして説明したが、各チューブが重複する領域、例えば、第 1 チューブ 1 8 1 0 と第 2 チューブ 1 8 2 0 とが重複する領域、および第 2 チューブ 1 8 2 0 と第 3 チューブ 1 8 3 0 とが重複する領域を加熱して、各チューブが重複する領域のみを熱収縮させるようにしてもよい。

【 0 0 5 7 】

上述した実施の形態 1 では、チューブ 1 0 0 の中央部の一部に、楔形状の切り込みを入れて切欠き部 1 0 1 を形成した第 1 成形体 1 0 0 A を作製するものとして説明したが、楔形状に限らず、他の形状の切り込みを入れてもよい。

20

【 0 0 5 8 】

(実施の形態 1 の変形例 1)

図 8 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 に係る第 2 チューブの作製方法を説明する図である。本変形例 1 では、上述したチューブ 1 0 0 の中央部の一部に、図 8 に示すように、半円状に切り込みを入れて切欠き部 1 0 1 A を形成することによって第 1 成形体 1 0 0 D を作製する。その後、第 1 成形体 1 0 0 D を折り曲げて、端部を揃えることによって熱収縮前の第 2 チューブ 1 8 2 である熱収縮チューブを作製する。

【 0 0 5 9 】

30

(実施の形態 1 の変形例 2)

図 9 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 2 に係る第 2 チューブの作製方法を説明する図である。本変形例 2 では、上述したチューブ 1 0 0 の中央部の一部に、図 9 に示すように、線状に切り込み（スリット）を入れて切欠き部 1 0 1 B を形成することによって第 1 成形体 1 0 0 E を作製する。その後、第 1 成形体 1 0 0 E を折り曲げて、端部を揃えることによって熱収縮前の第 2 チューブ 1 8 2 である熱収縮チューブを作製する。

【 0 0 6 0 】

(実施の形態 1 の変形例 3)

また、上述した実施の形態 1 に係る第 2 チューブ 1 8 2 (熱収縮前の第 2 チューブ 1 8 2 0) において、第 2 チューブ 1 8 2 に対する第 1 チューブ 1 8 1 および第 3 チューブ 1 8 3 の配置を指示するマーカを設けてもよい。これにより、熱収縮前の第 2 チューブ 1 8 2 0 に対する位置を確認しながら熱収縮前の第 1 チューブ 1 8 1 0 および第 3 チューブ 1 8 3 0 を配置することができる。

40

【 0 0 6 1 】

図 1 0 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 3 に係る第 2 チューブの構成を説明する図である。本変形例 3 では、第 2 チューブに対する第 1 チューブ 1 8 1 および第 3 チューブ 1 8 3 の配置を指示するマーカの一例として、第 1 チューブ 1 8 1 および第 3 チューブ 1 8 3 の端部の位置を指示する複数のマーカ（マーカ 1 0 2 a , 1 0 2 b , 1 0 3 a , 1 0 3 b ）が熱収縮チューブ 1 0 0 F の表面にそれぞれ設けられている構成を説明する。マーカ 1 0 2 a は、第 1 筒部 1 0 2 A に対する第 3 チューブ 1 8 3 (第 3 チューブ 1 8 3 0) の

50

端部の位置を指示する。マーカ103aは、第2筒部103Aに対する第3チューブ183の端部の位置を指示する。マーカ102bは、第1筒部102Aに対する第1チューブ181(第1チューブ1810)の端部の位置を指示する。マーカ103bは、第2筒部103Aに対する第1チューブ181の端部の位置を指示する。これにより、図7Eで説明したような第1チューブ1810および第3チューブ1830の位置調整時に、容易かつ確実に調整を行うことができる。

【0062】

なお、マーカ102a, 102b, 103a, 103bは、熱収縮チューブ100Fの表面に印刷したり、シール材などを貼付したりすることによって設けられるものであってもよいし、熱収縮チューブ100Fの表面に凹形状または凸形状を形成することによって設けられるものであってもよい。

10

【0063】

(実施の形態2)

上述した実施の形態1では、信号ケーブル17の一部を二つに分けるものとして説明したが、三つ以上の複数に分けるものであってもよい。本実施の形態2では、信号ケーブル17Aの一部を三つに分けた例を説明する。図11は、本発明の実施の形態2に係る第2チューブの構成を説明する部分断面図である。

【0064】

本実施の形態2に係る信号ケーブル17Aは、図11に示すように、上述した第1ケーブル部17aと、第1ケーブル部17aに連なり、複数の信号線を三つに分岐する分岐部17fと、分岐部17fによって分岐された三つの束部(第1束部175、第2束部176および第3束部177)からなる第2ケーブル部17gと、第1束部175、第2束部176および第3束部177を一束に結束する結束部17hと、結束部17hから一束の状態を維持して把持部13側に延びる第3ケーブル部17eと、を有する。なお、上述した実施の形態1と同様、第3ケーブル部17eは、複数の信号線のなす外周に総合シールド173が設けられ、総合シールド173の外周にはジャケット174が設けられている(図3参照)。

20

【0065】

また、信号ケーブル17Aには、上述した第1チューブ181および第3チューブ183と、第2チューブ182Aとが設けられている。第2チューブ182Aは、それぞれ熱収縮チューブを用いて形成され、両端において第1チューブ181および第3チューブ183のそれぞれと互いに重複した領域を含んで複数の信号線の一部を被覆している。

30

【0066】

第1チューブ181は、第1ケーブル部17aの一部、および分岐部17fを被覆している。第2チューブ182Aは、第1束部175、第2束部176および第3束部177を被覆するとともに、一端が第1チューブ181に被覆され、他端が第3チューブ183に被覆されている。第2チューブ182Aは、一端側で一部が連結している三つの筒部(第1筒部1823、第2筒部1824および第3筒部1825)を有している。第3チューブ183は、結束部17hおよび第3ケーブル部17eの一部を被覆している。

40

【0067】

次に、上述した第2チューブ182Aを製造する製造方法について、図12A~図12Dを参照して説明する。図12A~図12Dは、本実施の形態2に係る第2チューブの作製方法を説明する図である。

【0068】

まず、図12Aに示すような弾性変形可能なチューブ200の一部に、楔形状の切り込みを二つ入れて、二つの切欠き部(第1切欠き部201および第2切欠き部202)を形成した第1成形体200Aを得る(図12B)。第1切欠き部201および第2切欠き部202は、互いに対向する側に設けられている。

【0069】

また、第1切欠き部201および第2切欠き部202は、以下の条件1~3を満たすよ

50

うな位置に設けられる。

1) . 第1切欠き部201および第2切欠き部202の間の長さが、上述した第2筒部1824の長手方向の長さと同等となる位置に設けられる。

2) . 第1切欠き部201は、チューブ200の第1切欠き部201側の端部から第1切欠き部201の中央位置までの長さが、上述した第1筒部1823の長手方向の長さ以上となる位置に設けられる。

3) . 第2切欠き部202は、チューブ200の第2切欠き部202側の端部から第2切欠き部202の中央位置までの長さが、上述した第3筒部1825の長手方向の長さ以上となる位置に設けられる。

なお、上述した長さの関係は、熱収縮した際の長さであり、熱収縮前のチューブ200に対して熱収縮による収縮を考慮した位置に第1切欠き部201および第2切欠き部202が設けられる。

【0070】

その後、第1切欠き部201および第2切欠き部202がそれぞれ外側になるように第1成形体200AをS字状に折り曲げることによって、第1切欠き部201および第2切欠き部202によって分けられた三つの筒部(第1筒部203、第2筒部204および第3筒部205)の長手方向を揃えてなる第2成形体200Bを得る(図12C)。

【0071】

第2成形体200Bを作製後、三つの筒部の長手方向の端部を揃える。具体的には、第1筒部203および第2筒部204の第1切欠き部201側の連結部分の端部を通過する切断面C2に沿って第3筒部205の一部を切断する。他方、第2筒部204および第3筒部205の第2切欠き部202側の連結部分の端部を通過する切断面C3に沿って第1筒部203の一部を切断する。これにより、長手方向の両端の位置が揃い、かつ互いの位置関係がずれるのを抑制可能であり、第1筒部203A、第2筒部204Aおよび第3筒部205Aを有する熱収縮チューブ200Cであって、第2チューブ182Aを熱収縮させる前の熱収縮チューブ200C(第1熱収縮チューブ)を得ることができる(図12D)。

【0072】

信号ケーブル17Aを製造する際には、第1チャンネル19を、第1筒部203Aと第2筒部204Aとの間、および第2筒部204Aと第3筒部205Aとの間に挿通する。なお、第1筒部203Aと第2筒部204Aとの間、および第2筒部204Aと第3筒部205Aとの間のうちの一方にのみ第1チャンネル19を挿通するようにしてもよい。

【0073】

以上説明した本実施の形態2によれば、弾性変形可能なチューブ200の一部に、互いに対向する方向から楔形状の切り込みを入れて第1切欠き部201および第2切欠き部202を形成した第1成形体200Aを折り曲げて、端部を揃えることによって熱収縮チューブ200Cを作製し、複数の信号線の一部を分岐することにより形成された第1束部175、第2束部176および第3束部177を熱収縮チューブ200Cの各筒部にそれぞれ挿通し、熱収縮により被覆するようにしたので、第1挿入部12の内部に挿通する信号ケーブル17Aにおける複数の信号線の一部を三つの束に分けた各束部に被せる第2チューブ182Aを位置ずれすることなく配置させることができる。これにより、信号ケーブル17Aの分岐部分における絶縁性の確保を確実なものとすることができる。

【0074】

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態および変形例によってのみ限定されるべきものではない。本発明は、以上説明した実施の形態および変形例には限定されず、特許請求の範囲に記載した技術的思想を逸脱しない範囲内において、様々な実施の形態を含みうるものである。また、実施の形態および変形例の構成を適宜組み合わせてもよい。

【0075】

また、上述した実施の形態1, 2では、複数の信号線が、結束部17dまたは17hに

10

20

30

40

50

よってふたたび一束にまとめられるものとして説明したが、二束（第1束部171および第2束部172）、三束（第1束部175、第2束部176および第3束部177）のままコネクタに接続するようにしてもよい。この場合、信号線を被覆する熱収縮チューブは、第1チューブ181および第2チューブ182または182Aのみで構成される。

【0076】

また、上述した実施の形態1, 2では、超音波を出射するとともに、外部から入射した超音波をエコー信号に変換するものとして圧電素子を例に挙げて説明したが、これに限らず、MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) 的に製造した素子、例えばC-MUT (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers) であってもよい。

【0077】

また、上述した実施の形態1, 2では、尿道を經由して被検体内を観察する超音波内視鏡（超音波ミニチュアプローブ）を例に説明したが、この他、胆道、胆管、膵管、気管、気管支、尿管へ挿入され、その周囲臓器（膵臓、肺、膀胱、リンパ節等）を観察するものであってもよい。

【0078】

また、上述した実施の形態1, 2では、超音波内視鏡を例に説明したが、映像信号を伝送する信号ケーブルを有する内視鏡であれば、これに限らない。例えば、被検体の消化管（食道、胃、十二指腸、大腸）、または呼吸器（気管、気管支）へ挿入され、消化管や、呼吸器の撮像を行う経口内視鏡であって、映像センサとして撮像素子を有する可撓性の挿入部を備えた経口内視鏡にも適用可能である。特に、ハイスピードカメラに用いられるCCD (Charge Coupled Device) など、信号線の多く、絶縁処理を要するケーブルを有する映像センサを備えた内視鏡において有用である。

【産業上の利用可能性】

【0079】

以上のように、本発明にかかる内視鏡の製造方法および内視鏡は、複数の束に分けた信号線に被せる絶縁チューブを正確に配置させるのに有用である。

【符号の説明】

【0080】

- 1 硬性内視鏡システム
- 11 硬性鏡本体
- 12 第1挿入部
- 13 把持部
- 14 ユニバーサルコード
- 15 超音波振動子
- 16 送水口
- 17 信号ケーブル
- 17a 第1ケーブル部
- 17b, 17f 分岐部
- 17c 第2ケーブル部
- 17d, 17h 結束部
- 17e 第3ケーブル部
- 19 第1チャンネル
- 21 光学視管
- 21a 第2挿入部
- 21b 接眼部
- 21c 口金部
- 21d 観察窓
- 21e, 22d 支持部
- 21f, 22f 位置決めピン
- 21g, 22c フランジ部

10

20

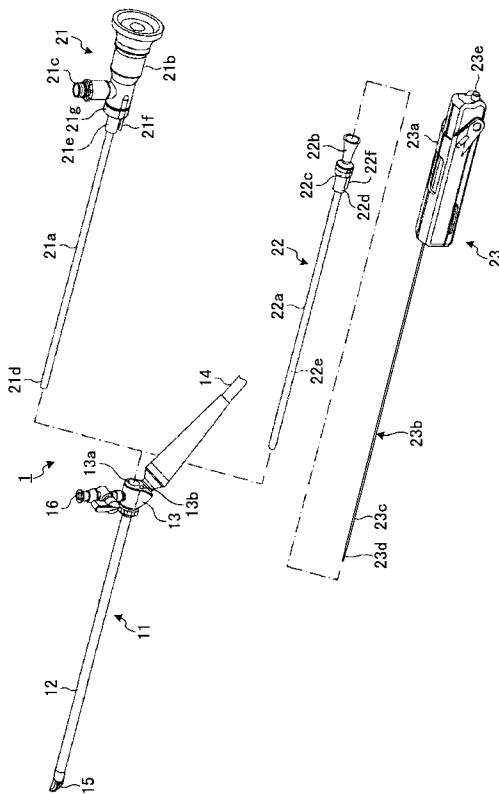
30

40

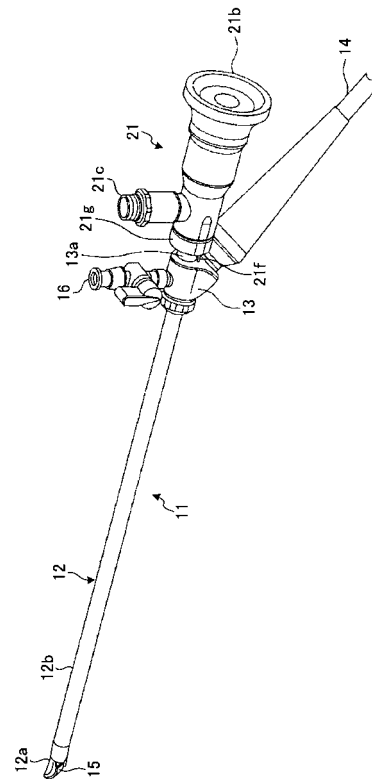
50

- 2 2 処置具ガイド
- 2 2 a 第3挿入部
- 2 2 b 誘導部
- 2 2 e 第2チャンネル
- 2 3 処置具装置（生検装置）
- 2 3 a 装置本体
- 2 3 b 処置具（針部）
- 2 3 c ガイド筒針
- 2 3 d 生検針
- 2 3 e 発射ボタン
- 1 0 0 C , 2 0 0 C 熱収縮チューブ
- 1 7 1 , 1 7 5 第1束部
- 1 7 2 , 1 7 6 第2束部
- 1 7 3 総合シールド
- 1 7 4 ジャケット
- 1 7 7 第3束部
- 1 8 1 第1チューブ
- 1 8 2 , 1 8 2 A 第2チューブ
- 1 8 3 第3チューブ

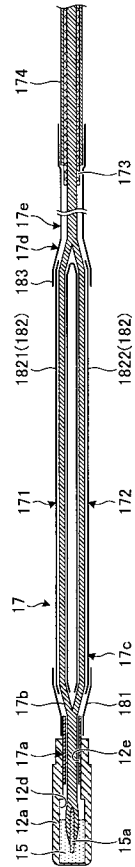
【 図 1 】



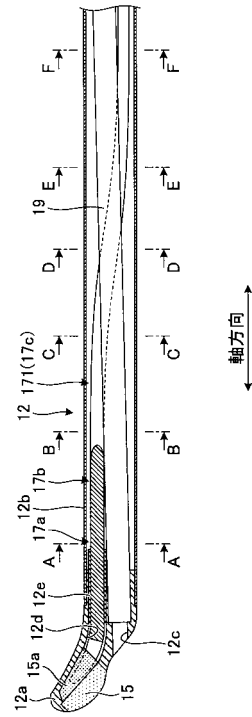
【 図 2 】



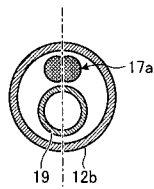
【 図 3 】



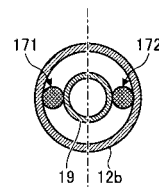
【 図 4 】



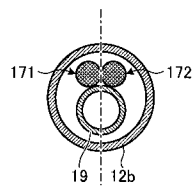
【 図 5 A 】



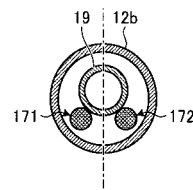
【 図 5 D 】



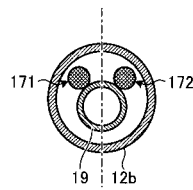
【 図 5 B 】



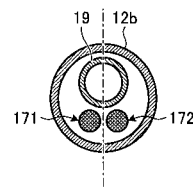
【 図 5 E 】



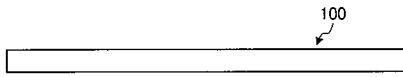
【 図 5 C 】



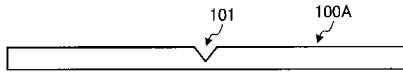
【 図 5 F 】



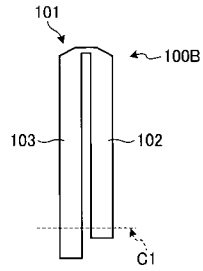
【 図 6 A 】



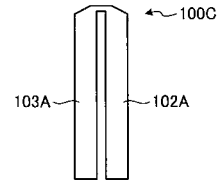
【 図 6 B 】



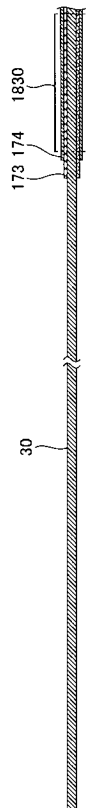
【 図 6 C 】



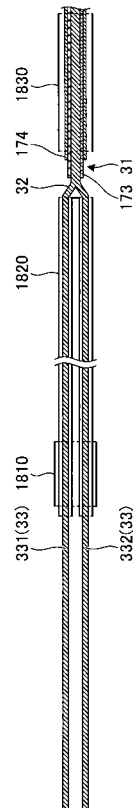
【 図 6 D 】



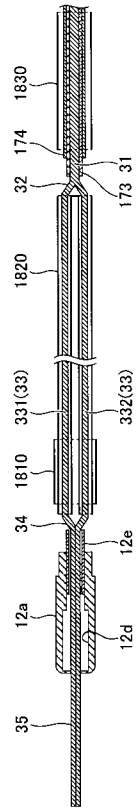
【 図 7 A 】



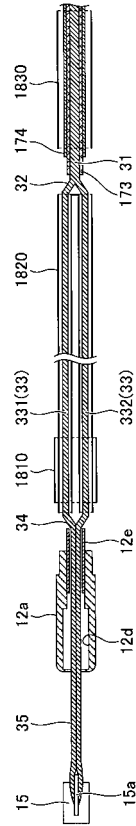
【 図 7 B 】



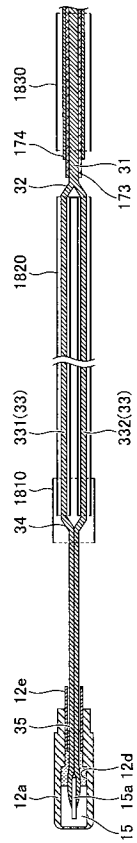
【 図 7 C 】



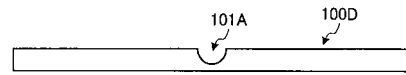
【 図 7 D 】



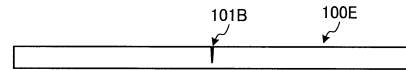
【 図 7 E 】



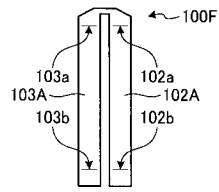
【 図 8 】



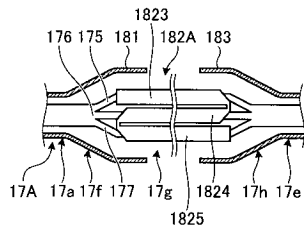
【 図 9 】



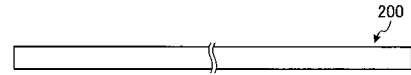
【 図 1 0 】



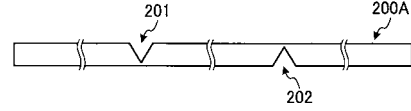
【 図 1 1 】



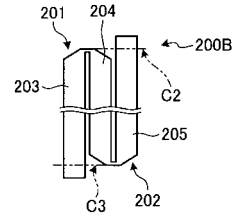
【 図 1 2 A 】



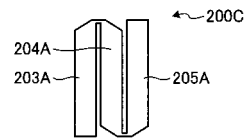
【 図 1 2 B 】



【 図 1 2 C 】



【 図 1 2 D 】



【 国際調査報告 】

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT | | International application No. PCT/JP2016/085634 |
|--|--|---|
| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/12(2006.01)i, A61B1/00(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) A61B8/12, A61B1/00 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 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) | | |
| C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| A | JP 2005-342129 A (Pentax Corp.), 15 December 2005 (15.12.2005), fig. 1, 3, 4; paragraphs [0023], [0025] (Family: none) | 1-7 |
| A | JP 2006-212353 A (Olympus Medical Systems Corp.), 17 August 2006 (17.08.2006), fig. 6; paragraph [0029] & US 2008/0119738 A1 fig. 15; paragraph [0107] | 1-7 |
| <input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 07 February 2017 (07.02.17) | | Date of mailing of the international search report 21 February 2017 (21.02.17) |
| Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan | | Authorized officer Telephone No. |

| 国際調査報告 | | 国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 8 5 6 3 4 | |
|--|---|--|---------|
| A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12(2006.01)i, A61B1/00(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. A61B8/12, A61B1/00 | | | |
| 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 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2017年 日本国実用新案登録公報 1996-2017年 日本国登録実用新案公報 1994-2017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) | | | |
| 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 | |
| A | JP 2005-342129 A (ペンタックス株式会社) 2005.12.15 図 1, 3, 4, [0023], [0025] (ファミリーなし) | 1-7 | |
| A | JP 2006-212353 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006.08.17 図 6, [0029] & US 2008/0119738 A1, 図 15, [0107] | 1-7 | |
| <input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 | | の日の後に公表された文献 | |
| 「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 | | 「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 | |
| 「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 | | 「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 | |
| 「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) | | 「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 | |
| 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 | | 「&」同一パテントファミリー文献 | |
| 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 | | | |
| 国際調査を完了した日 07.02.2017 | | 国際調査報告の発送日 21.02.2017 | |
| 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) 右▲高▼ 孝幸 | 2U 9808 |
| | | 電話番号 03-3581-1101 | 内線 3292 |

フロントページの続き

| | | | | |
|----------------|--------------|------------------|---------|-------------|
| (51) Int. Cl. | | F I | | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B | 1/012 | (2006.01) | A 6 1 B | 1/31 |
| | | | A 6 1 B | 1/012 5 1 1 |

(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, DJ, 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, KW, 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

(注) この公表は、国際事務局 (W I P O) 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 1 8 4 条の 1 0 第 1 項 (実用新案法第 4 8 条の 1 3 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) | 内窥镜和内窥镜的制造方法 | | |
| 公开(公告)号 | JPWO2017134912A1 | 公开(公告)日 | 2018-02-08 |
| 申请号 | JP2017526004 | 申请日 | 2016-11-30 |
| [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 | 鹤田 哲平 仁科 研一 | | |
| 发明人 | 鹤田 哲平 仁科 研一 | | |
| IPC分类号 | A61B8/12 A61B1/00 A61B1/307 A61B1/267 A61B1/31 A61B1/012 | | |
| FI分类号 | A61B8/12 A61B1/00.R A61B1/00.530 A61B1/307 A61B1/267 A61B1/31 A61B1/012.511 | | |
| F-TERM分类号 | 4C161/AA06 4C161/AA07 4C161/DD01 4C161/FF43 4C161/WW16 4C601/BB06 4C601/EE10 4C601/FE01 4C601/FF03 4C601/GB03 4C601/GB41 | | |
| 优先权 | 2016018919 2016-02-03 JP | | |
| 其他公开文献 | JP6165405B1 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

根据本发明的内窥镜的制造方法是通过从相反方向切割以折叠具有切口部分的第一成型体并使其端部对准来制造可弹性变形管的一部分。制造热收缩管，并且将通过分支多条信号线的一部分而形成的多个束插入热收缩管的每个圆柱体中，以通过热收缩覆盖它们，然后将多个通道插入到由上述的圆柱形部分形成的空间中，并且通道的一端连接到尖端形成部分。

