

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-195824
(P2007-195824A)

(43) 公開日 平成19年8月9日(2007.8.9)

(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 3 1 0 A	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2006-19783 (P2006-19783)
(22) 出願日 平成18年1月27日 (2006.1.27)

(71) 出願人 000000527
ペンタックス株式会社
東京都板橋区前野町2丁目36番9号
(74) 代理人 100091292
弁理士 増田 達哉
(74) 代理人 100091627
弁理士 朝比 一夫
(72) 発明者 竹下 利一郎
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ
ンタックス株式会社内
Fターム(参考) 2H040 DA15 DA16 EA01
4C061 FF24 JJ01 JJ06

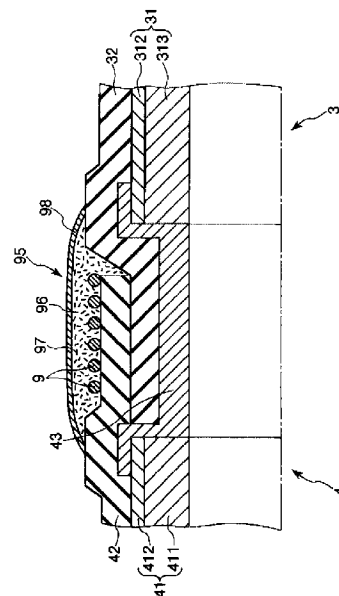
(54) 【発明の名称】 内視鏡用可撓管および内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 接着剤により部材同士を強固に固定して、良好な液密性を維持し得る内視鏡用可撓管、および、かかる内視鏡用可撓管を備えた信頼性の高い内視鏡を提供すること。

【解決手段】 外皮(第1の外皮)32の先端部と外皮(第2の外皮)42の基端部とが、接続管43近傍で重ねられており、この重ね合わせた部分が、外表面側から緊縛用糸9で緊縛されるとともに、この緊縛用糸9が接着剤95で被覆・固定されている。これにより、図1に示す挿入部可撓管2が構成されている。そして、この接着剤95として、樹脂材料96に、この樹脂材料96の引張強度より大きい引張強度の繊維断片97を複数含んでなる接着剤を用いている。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡用可撓管を構成する部材同士を、接着剤で固定してなる内視鏡用可撓管であって

、
前記接着剤は、樹脂材料を主成分とし、繊維断片を複数含んでなることを特徴とする内視鏡用可撓管。

【請求項 2】

前記 2 つの部材は、第 1 の芯材の外周を被覆する第 1 の外皮と、前記第 1 の芯材の先端側に接続された第 2 の芯材の外周を被覆する第 2 の外皮とであり、

前記第 1 の外皮の先端部と前記第 2 の外皮の基端部とを、これらの外表面側から緊縛用糸で緊縛した状態で、該緊縛用糸を前記接着剤で被覆・固定してなる請求項 1 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 3】

前記接着剤は、前記第 1 の外皮と前記第 2 の外皮との間の段差部に充填され、これにより、当該内視鏡用可撓管の外表面が、連続する平滑面を構成している請求項 2 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 4】

前記繊維断片は、高温高圧蒸気滅菌において、実質的に熔融または軟化しない請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 5】

前記繊維断片は、パラ型アラミド繊維、ポリアリレート繊維、ポリパラフェニレンベンズビスオキサール繊維、高密度ポリエチレン繊維、炭素繊維およびガラス繊維のうち少なくとも 1 種を含むものである請求項 4 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 6】

前記繊維断片は、前記樹脂材料との密着性を向上させる処理を施されたものである請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 7】

前記接着剤中における前記繊維断片の含有率は、0.5 ~ 20 重量%である請求項 1 ないし 6 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 8】

前記繊維断片の織度は、0.5 ~ 2500 d t e x である請求項 1 ないし 7 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 9】

前記繊維断片の平均長さは、0.5 ~ 5 mm である請求項 1 ないし 8 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 10】

前記接着剤中における前記繊維断片の配向方向がランダムである請求項 1 ないし 9 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 11】

前記接着剤中において、前記繊維断片の配向方向が揃っている請求項 1 ないし 9 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 12】

前記接着剤は、さらに、無機フィラーを含む請求項 1 ないし 11 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 13】

前記樹脂材料は、エポキシ系樹脂を主成分とするものである請求項 1 ないし 12 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 14】

前記接着剤が、第 2 の樹脂材料を主材料として構成された被覆層で覆われている請求項 1 ないし 13 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

10

20

30

40

50

【請求項 15】

前記樹脂材料と、前記第2の樹脂材料とが、同種のものである請求項14に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 16】

前記被覆層の平均厚さは、前記繊維断片の平均長さより大きい請求項14または15に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 17】

請求項1ないし16のいずれかに記載の内視鏡用可撓管を備えたことを特徴とする内視鏡。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡用可撓管および内視鏡に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、医療の分野で、検査や診断に内視鏡が使用されている。

内視鏡検査では、内視鏡の挿入部可撓管を、例えば、胃、十二指腸、小腸あるいは大腸といった体腔の深部まで挿入する必要がある。

【0003】

この挿入部可撓管は、管状の芯材と、その外周を被覆し、互いに接続された2つの外皮とを有している。この2つの外皮の接続部は、外側から糸で緊縛され、この糸が接着剤で被覆されている。これにより、挿入部可撓管の液密性を高め、水蒸気等が内視鏡の内部に浸入するのを防いでいる。

20

【0004】

ところで、内視鏡は、繰り返し使用されるため、その都度、消毒、滅菌等の処理を行う必要があるが、これらの処理を行うことにより、接着剤の劣化が促進され、挿入部可撓管の液密性が低下するという問題がある。

【0005】

このため、接着剤の組成を設定することにより、耐熱性、耐薬品性等の耐久性を向上させ、接着剤の劣化を防止した内視鏡が提案されている（例えば、特許文献1参照）。

30

【0006】

しかしながら、このようにして耐久性を高めた接着剤の硬化物は、一般に、その硬度が高くなるとともに脆くなる傾向を示す。したがって、接着剤の厚さによっては、通常の湾曲操作や、指等による押圧により、接着剤に亀裂や剥離等が生じるおそれがある。

【0007】

また、近年では、オートクレーブ滅菌処理のように、より高温、高圧の滅菌処理が一般的に行われるようになり、接着剤の劣化がより進行し易い傾向がある。

【0008】

【特許文献1】特開2002-238834号公報

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明の目的は、接着剤により部材同士を強固に固定して、良好な液密性を維持し得る内視鏡用可撓管、および、かかる内視鏡用可撓管を備えた信頼性の高い内視鏡を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

このような目的は、下記(1)～(17)の本発明により達成される。

(1) 内視鏡用可撓管を構成する部材同士を、接着剤で固定してなる内視鏡用可撓管であって、

50

前記接着剤は、樹脂材料を主成分とし、繊維断片を複数含んでなることを特徴とする内視鏡用可撓管。

【0011】

これにより、部材同士を強固に固定して、良好な液密性を維持し得る内視鏡用可撓管が得られる。

【0012】

(2) 前記2つの部材は、第1の芯材の外周を被覆する第1の外皮と、前記第1の芯材の先端側に接続された第2の芯材の外周を被覆する第2の外皮とであり、

前記第1の外皮の先端部と前記第2の外皮の基端部とを、これらの外表面側から緊縛用糸で緊縛した状態で、該緊縛用糸を前記接着剤で被覆・固定してなる上記(1)に記載の内視鏡用可撓管。

10

【0013】

これにより、樹脂材料の組成によらず、樹脂材料よりも優れた機械的強度を示すとともに液密性の高い挿入部可撓管が得られる。

【0014】

(3) 前記接着剤は、前記第1の外皮と前記第2の外皮との間の段差部に充填され、これにより、当該内視鏡用可撓管の外表面が、連続する平滑面を構成している上記(2)に記載の内視鏡用可撓管。

【0015】

これにより、挿入部可撓管を体腔内に挿入する際に、体腔内への引っ掛かりが防止され、患者の苦痛を軽減することができる。

20

【0016】

(4) 前記繊維断片は、高温高压蒸気滅菌において、実質的に溶融または軟化しない上記(1)ないし(3)のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【0017】

これにより、挿入部可撓管に高温高压蒸気滅菌を施しても、繊維断片が変質・劣化して機械的強度が低下するのを防止することができる。その結果、接着剤の機械的強度が低下し、亀裂や剥離等が生じるのを防止することができる。

【0018】

(5) 前記繊維断片は、パラ型アラミド繊維、ポリアリレート繊維、ポリパラフェニレンベンズビスオキサール繊維、高密度ポリエチレン繊維、炭素繊維およびガラス繊維のうち少なくとも1種を含むものである上記(4)に記載の内視鏡用可撓管。

30

【0019】

これらの繊維は、引張強度が特に大きいため、接着剤中に添加されることにより、接着剤の機械的強度を効果的に高めることができる。

【0020】

(6) 前記繊維断片は、前記樹脂材料との密着性を向上させる処理を施されたものである上記(1)ないし(5)のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【0021】

これにより、樹脂材料と繊維断片との密着性がより高まるため、樹脂材料を支持・補強する機能をさらに高めることができる。

40

【0022】

(7) 前記接着剤中における前記繊維断片の含有率は、0.5~20重量%である上記(1)ないし(6)のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【0023】

これにより、樹脂材料の特性を維持しつつ、接着剤の機械的強度を確実に高めることができる。

【0024】

(8) 前記繊維断片の織度は、0.5~2500dtexである上記(1)ないし(7)のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

50

【0025】

これにより、樹脂材料に対して広い表面積で接触するため、接着剤の機械的強度を高める機能を、より効果的に発揮させることができる。

【0026】

(9) 前記繊維断片の平均長さは、0.5～5mmである上記(1)ないし(8)のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【0027】

これにより、繊維断片と樹脂材料との間で、必要かつ十分な接触面積が確保され、接着剤の機械的強度を確実に高めることができる。

【0028】

(10) 前記接着剤中における前記繊維断片の配向方向がランダムである上記(1)ないし(9)のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【0029】

これにより、いずれの向きの負荷に対しても接着剤に亀裂等が生じないように、接着剤の全方向の負荷に対する機械的強度(耐性)を高めることができる。

【0030】

(11) 前記接着剤中において、前記繊維断片の配向方向が揃っている上記(1)ないし(9)のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【0031】

これにより、繊維断片を横断する方向に生じる亀裂等を、特に確実に防止することができる。

【0032】

(12) 前記接着剤は、さらに、無機フィラーを含む上記(1)ないし(11)のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【0033】

これにより、接着剤全体の機械的強度をさらに高めることができ、接着剤の亀裂や剥離等をより確実に防止することができる。

【0034】

(13) 前記樹脂材料は、エポキシ系樹脂を主成分とするものである上記(1)ないし(12)のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【0035】

エポキシ系樹脂は、耐熱性および耐薬品性に優れるため、消毒・滅菌処理等による接着剤の劣化を特に確実に防止することができる。

【0036】

(14) 前記接着剤が、第2の樹脂材料を主材料として構成された被覆層で覆われている上記(1)ないし(13)のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【0037】

これにより、仮に、接着剤中の繊維断片が、接着剤の外表面から突出した場合でも、突出した繊維断片を被覆層中に埋没させることができる。その結果、挿入部可撓管の外表面からの繊維断片の突出を防止することができる。

【0038】

(15) 前記樹脂材料と、前記第2の樹脂材料とが、同種のものである上記(14)に記載の内視鏡用可撓管。

【0039】

これにより、接着剤と被覆層との間で高い密着性が確保されるため、被覆層の効果が、より長期にわたって発揮されることができる。

【0040】

(16) 前記被覆層の平均厚さは、前記繊維断片の平均長さより大きい上記(14)または(15)に記載の内視鏡用可撓管。

【0041】

10

20

30

40

50

これにより、ほとんどの繊維断片を確実に被覆層中に埋没させることができ、繊維断片が被覆層を貫通して、挿入部可撓管の外表面側に突出することをより確実に防止することができる。

【0042】

(17) 上記(1)ないし(16)のいずれかに記載の内視鏡用可撓管を備えたことを特徴とする内視鏡。

これにより、信頼性の高い内視鏡が得られる。

【発明の効果】

【0043】

本発明によれば、内視鏡用可撓管を構成する部材同士を、樹脂材料を主成分とし、繊維断片を複数含む接着剤で固定しているので、接着剤の機械的強度が向上して接着剤の亀裂や剥離等が確実に防止され、長期にわたって良好な液密性を維持し得る内視鏡用可撓管が得られる。

【0044】

また、前記接着剤を、第2の樹脂材料を主材料として構成された被覆層で覆うことにより、接着剤から突出した繊維断片を被覆層中に埋没させることができ、挿入部可撓管の外表面からの繊維断片の突出を防止することができる。このため、内視鏡用可撓管が、より安全性の高いものとなる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0045】

以下、本発明の内視鏡用可撓管および内視鏡を添付図面に示す好適実施形態に基づいて詳細に説明する。

【0046】

<内視鏡>

まず、本発明の内視鏡について説明する。

【0047】

図1は、本発明の内視鏡を電子内視鏡(電子スコープ)に適用した場合の実施形態を示す全体図である。以下、図1中、上側を「基端」、下側を「先端」として説明する。

【0048】

図1に示すように、電子内視鏡1は、可撓性(柔軟性)を有する長尺の挿入部可撓管2と、挿入部可撓管2の基端部に接続され、術者が把持して電子内視鏡1全体を操作する操作部6と、操作部6に接続された接続部可撓管7と、接続部可撓管7の先端部に接続された光源差込部8とを有している。

【0049】

挿入部可撓管2は、例えば生体の管腔(体腔)内に挿入して使用される。

この挿入部可撓管2と前記接続部可撓管7とは、それぞれ、中空部を有する(管状の)芯材の外周を外皮で被覆した内視鏡用可撓管(すなわち、本発明の内視鏡用可撓管)で構成されている。

なお、内視鏡用可撓管については、後に詳述する。

【0050】

操作部6には、図1中上面に、第1操作ノブ61、第2操作ノブ62、第1ロックレバー63および第2ロックレバー64が、それぞれ独立に回動自在に設けられている。

【0051】

各操作ノブ61、62を回転操作すると、挿入部可撓管2内に配設された湾曲操作ワイヤー(図示せず)が牽引されて、湾曲部4が4方向に湾曲し、湾曲部4の方向を変えることができる。

【0052】

また、各ロックレバー63、64を反時計回りに回転操作すると、それぞれ、湾曲部4の湾曲状態(上下方向および左右方向への湾曲状態)を固定(保持)することができ、一方、時計回りに回転操作すると、湾曲した状態で固定された湾曲部4の固定を解除するこ

10

20

30

40

50

とができる。

【0053】

また、操作部6の図1中側面(周面)には、複数(本実施形態では、3つ)の制御ボタン65、吸引ボタン66および送気・送液ボタン67が設けられている。

【0054】

電子内視鏡1を光源プロセッサ装置(外部装置)に接続した状態で、各制御ボタン65を押圧操作することにより、光源プロセッサ装置やモニタ装置等の周辺機器の諸動作(例えば、電子画像の動画と静止画との切り替え、電子画像のファイリングシステムや撮影装置の作動および/または停止、電子画像の記録装置の作動および/または停止等)を遠隔操作することができる。

10

【0055】

吸引ボタン66および送気・送液ボタン67は、それぞれ、光源差込部8内、接続部可撓管7内、操作部6内および挿入部可撓管2内に連続して形成され、一端が挿入部可撓管2の先端で開放し、他端が光源差込部8で開放する吸引チャンネルおよび送気・送液チャンネル(いずれも図示せず)を開閉する機能を有している。

【0056】

すなわち、吸引ボタン66および送気・送液ボタン67を押圧操作する前には、吸引チャンネルおよび送気・送液チャンネルは閉塞されており(流体が通過不能な状態とされており)、一方、吸引ボタン66および送気・送液ボタン67を押圧操作すると、吸引チャンネルおよび送気・送液チャンネルが連通する(流体が通過可能な状態となる)。

20

【0057】

なお、電子内視鏡1の使用時には、吸引チャンネルの他端には、吸引手段が接続され、送気・送液チャンネルの他端には、送気・送液手段が接続される。

【0058】

これにより、吸引チャンネルが連通した状態では、挿入部可撓管2の先端から体腔内の体液や血液等を吸引することができ、また、送気・送液チャンネルが連通した状態では、挿入部可撓管2の先端から体腔内へ液体や気体を供給することができる。

【0059】

また、湾曲部4の先端部には、硬性部5が接続されている。硬性部5は、円柱状のブロック体で構成されている。

30

【0060】

この硬性部5の内部には、観察部位における被写体像を撮像する図示しない撮像素子(CCD)が設けられており、この撮像素子は、挿入部可撓管2内、操作部6内および接続部可撓管7内に連続して配設された画像信号ケーブル(図示せず)により、光源差込部8に設けられた画像信号用コネクタ82に接続されている。

また、この硬性部5には、湾曲操作ワイヤーの先端が固定されている。

【0061】

硬性部5の構成材料としては、特に限定されないが、例えば、ステンレス鋼、アルミニウムまたはアルミニウム合金、チタンまたはチタン合金等が挙げられる。

【0062】

また、光源差込部8の先端部には、光源用コネクタ81が画像信号用コネクタ82と併設され、光源用コネクタ81および画像信号用コネクタ82を、光源プロセッサ装置(図示せず)の接続部に挿入することにより、光源差込部8が光源プロセッサ装置に接続される。この光源プロセッサ装置には、ケーブルを介してモニタ装置(図示せず)が接続されている。

40

【0063】

光源プロセッサ装置から発せられた光は、光源用コネクタ81、光源差込部8内、接続部可撓管7内、操作部6内および挿入部可撓管2内に連続して配設されたライトガイド(図示せず)を通り、硬性部5の先端部より観察部位に照射され、照明する。このようなライトガイドは、例えば、石英、多成分ガラス、プラスチック等により構成される光ファイ

50

バーが複数本束ねられて構成されている。

【0064】

前記照明光により照明された観察部位からの反射光（被写体像）は、撮像素子で撮像される。撮像素子では、撮像された被写体像に応じた画像信号が出力される。この画像信号は、画像信号ケーブルを介して光源差込部8に伝達される。

【0065】

そして、光源差込部8内および光源プロセッサ装置内で所定の処理（例えば、信号処理、画像処理等）がなされ、その後、モニタ装置に入力される。モニタ装置では、撮像素子で撮像された画像（電子画像）、すなわち動画の内視鏡モニタ画像が表示される。

【0066】

<内視鏡用可撓管>

次に、本発明の内視鏡用可撓管について説明する。

【0067】

本発明の内視鏡可撓管は、前述したように、挿入部可撓管2および接続部可撓管7に、それぞれ適用可能であるが、以下では、挿入部可撓管2に適用した場合を代表に説明する。

【0068】

図2は、図1に示す電子内視鏡が備える挿入部可撓管の主要部の縦断面を示す拡大図、図3は、図2に示す挿入部可撓管の主要部の縦断面をさらに拡大して示す図（模式図）である。以下、図2中、右側を「基端」、左側を「先端」として説明する。

【0069】

図1に示すように、挿入部可撓管2は、手元（基端）側から可撓管部3と、可撓管部3の先端部に連結され、湾曲操作可能な湾曲部4とを有している。

【0070】

可撓管部3および湾曲部4には、それぞれ、その内部に、例えば、光ファイバ、画像信号ケーブルまたはチューブ類等の内蔵物等（図中省略）を配置、挿通することができる空間が設けられている。

【0071】

図2に示すように、可撓管部3は、芯材（第1の芯材）31と、この芯材31の外周を被覆する外皮（第1の外皮）32とを有している。

【0072】

芯材31は、螺旋管311と、この螺旋管311の外周を被覆する網状管（編組体）312とで構成され、全体としてチューブ状の長尺物として形成されている。

【0073】

螺旋管311は、帯状材を均一な径で螺旋状に間隙313をあけて巻いて形成されたものである。帯状材を構成する材料としては、例えば、ステンレス鋼、銅合金等が好ましく用いられる。

【0074】

網状管312は、金属製または非金属製の細線を複数並べたものを編組して形成されている。細線を構成する材料としては、例えば、ステンレス鋼、銅合金等が好ましく用いられる。また、網状管312を形成する細線のうち少なくとも1本に合成樹脂の被覆（図示せず）が施されていてもよい。

【0075】

芯材31には、芯材31の先端側にはみ出すようにして外皮32が被覆されている。この外皮32は、樹脂材料を主材料として構成されている。

【0076】

樹脂材料としては、可撓性（柔軟性）を有するものであればよく、特に限定されないが、例えば、ポリエチレン、ポリプロピレン、エチレン-プロピレン共重合体、エチレン-酢酸ビニル共重合体（EVA）等のポリオレフィン、環状ポリオレフィン、変性ポリオレフィン、ポリ塩化ビニル、ポリ塩化ビニリデン、ポリスチレン、ポリアミド、ポリイミド

10

20

30

40

50

、ポリアミドイミド、ポリカーボネート、ポリ - (4 - メチルペンテン - 1)、アイオノマー、アクリル系樹脂、ポリメチルメタクリレート、アクリロニトリル - ブタジエン - スチレン共重合体 (A B S 樹脂)、アクリロニトリル - スチレン共重合体 (A S 樹脂)、ブタジエン - スチレン共重合体、ポリオキシメチレン、ポリビニルアルコール (P V A)、エチレン - ビニルアルコール共重合体 (E V O H)、ポリエチレンテレフタレート (P E T)、ポリブチレンテレフタレート (P B T)、ポリシクロヘキサントレフタレート (P C T) 等のポリエステル、ポリエーテル、ポリエーテルケトン (P E K)、ポリエーテルエーテルケトン (P E E K)、ポリエーテルイミド、ポリアセタール (P O M)、ポリフェニレンオキシド、変性ポリフェニレンオキシド、ポリサルフォン、ポリエーテルサルフォン、ポリフェニレンサルファイド、ポリアリレート、ポリメチルペンテン、芳香族ポリエステル (液晶ポリマー)、ポリテトラフルオロエチレン、ポリフッ化ビニリデン、その他フッ素系樹脂、スチレン系、ポリオレフィン系、ポリ塩化ビニル系、ポリウレタン系、ポリエステル系、ポリアミド系、ポリブタジエン系、トランスポリイソプレン系、フッ素ゴム系、塩素化ポリエチレン系等の各種熱可塑性エラストマーまたはこれらを主とする共重合体、ブレンド体、ポリマーアロイ等が挙げられ、これらのうちの 1 種または 2 種以上を組み合わせて (例えば、複数層の積層体等として) 用いることができる。

10

【 0 0 7 7 】

外皮 3 2 および後述する外皮 4 2 の平均厚さは、それぞれ、可撓管部 3 および湾曲部 4 内に配設された内蔵物を保護可能であり、かつ、可撓管部 3 および湾曲部 4 の可撓性・湾曲性を妨げないものであれば、特に限定されないが、100 ~ 3000 μ m 程度であるのが好ましく、200 ~ 1000 μ m 程度であるのがより好ましい。

20

【 0 0 7 8 】

この可撓管部 3 の外表面には、図 1 に示すように、その体腔内への挿入深さを示す目盛り 2 2 が付されている。これにより、挿入部可撓管 2 を体腔内に挿入する際に、この目盛り 2 2 を視認しつつ操作することにより、挿入部可撓管 2 の先端を、所望の位置に確実に誘導することができる。

このような可撓管部 3 の先端部には、湾曲部 4 が連結されている。

【 0 0 7 9 】

図 2 に示すように、湾曲部 4 は、芯材 (第 2 の芯材) 4 1 と、この芯材 4 1 の外周を被覆する外皮 (第 2 の外皮) 4 2 とを有している。

30

【 0 0 8 0 】

芯材 4 1 は、節輪アセンブリ 4 1 1 と、この節輪アセンブリ 4 1 1 の外周を被覆する網状管 4 1 2 とで構成され、全体としてチューブ状の長尺物として形成されている。

【 0 0 8 1 】

節輪アセンブリ 4 1 1 は、断面が略円形に形成された複数の節輪 4 1 1 a が、その中心線 A (軸) に沿って並列配置されることにより構成されている。これらの節輪 4 1 1 a において、隣合う節輪 4 1 1 a 同士は、図示しないリベットによって連結され、互い傾動可能となっている。節輪 4 1 1 a を構成する材料としては、例えば、ステンレス鋼、銅合金等が好ましく用いられる。

【 0 0 8 2 】

また、これらの節輪 4 1 1 a には、所定数の節輪 4 1 1 a 毎に、ワイヤガイド (図示せず) が設けられている。このワイヤガイドには、後述する硬性部 5 に接続され、湾曲部 4 内および可撓管部 3 内に連続して配設された湾曲操作ワイヤーが挿通されている。この湾曲操作ワイヤーは、例えば、一对で二組で設けられており、各湾曲操作ワイヤーを牽引または開放することにより、湾曲部 4 は、節輪 4 1 1 a の傾動を伴って任意の方向に湾曲操作される。

40

【 0 0 8 3 】

また、この際、ワイヤガイドにより、湾曲操作ワイヤーは、先端方向および基端方向に進退可能に支持される。

【 0 0 8 4 】

50

この節輪アセンブリ 4 1 1 の外周には、前記網状管 3 1 2 と同様の構成の網状管 4 1 2 が被覆されている。

【 0 0 8 5 】

このような芯材 4 1 の基端部が、可撓管部 3 が備える芯材 3 1 の先端部に接続管 4 3 を介して接続されている。

【 0 0 8 6 】

芯材 4 1 の外周には、芯材 4 1 の基端側にはみ出すようにして外皮 4 2 が被覆されている。

【 0 0 8 7 】

外皮 4 2 は、ゴム材料を主材料として構成されている。

ゴム材料としては、特に限定されないが、例えば、天然ゴム (N R)、イソプレンゴム (I R)、ブタジエンゴム (B R、1, 2 - B R)、スチレン - ブタジエンゴム (S B R) 等のブタジエン系ゴム、クロロプレンゴム (C R)、ブタジエン - アクリロニトリルゴム (N B R) 等のジエン系特殊ゴム、ブチルゴム (I I R)、エチレン - プロピレンゴム (E P M、E P D M)、アクリル系ゴム (A C M、A N M)、ハロゲン化ブチルゴム (X - I I R) 等のオレフィン系ゴム、ウレタンゴム (A U、E U) 等のウレタン系ゴム、ヒドリンゴム (C O、E C O、G C O、E G C O) 等のエーテル系ゴム、多硫化ゴム (T) 等のポリスルフィド系ゴム、シリコンゴム (Q)、フッ素ゴム (F K M、F Z)、塩素化ポリエチレン (C M) 等が挙げられ、これらのうちの 1 種または 2 種以上を組み合わせ (例えば、複数層の積層体等として) 用いることができる。

【 0 0 8 8 】

ここで、本実施形態では、外皮 3 2 の先端部と外皮 4 2 の基端部とが、接続管 4 3 近傍で重ねられている。そして、この重ね合わせた部分は、外表面側から緊縛用糸 9 で緊縛されるとともに、この緊縛用糸 9 は、接着剤 9 5 で被覆され、この接着剤 9 5 を硬化させることにより固定されている。これにより、挿入部可撓管 2 が構成されている。

【 0 0 8 9 】

このような挿入部可撓管 2 では、湾曲部 4 が操作部 6 により湾曲するよう操作されるが、この際、湾曲部 4 と可撓管部 3 との接続部には応力が集中し易い。

【 0 0 9 0 】

また、挿入部可撓管 2 の体腔内への挿入や、洗浄の際に、挿入部可撓管 2 を指等で掴んだ場合にも、接続部に押圧力が加わることがある。そして、接続部に応力が集中した場合には、接着剤 9 5 に亀裂や剥離等を生じさせ、挿入部可撓管 2 の液密性が低下するおそれがある。

【 0 0 9 1 】

また、挿入部可撓管 2 は、繰り返し施される消毒・滅菌処理等の際に、各種消毒薬等の薬品や高温高圧に曝される。特に、可撓管部 3 と湾曲部 4 との接続部は、液密性が低下し易いため、接着剤 9 5 には、優れた耐熱性や耐薬品性が求められる。

【 0 0 9 2 】

ところが、耐熱性や耐薬品性等の耐久性を向上させた接着剤は、一般に、その硬度が高くなるとともに脆くなる傾向を示す。このため、接着剤の厚さによっては、接着剤 9 5 の機械的強度が低下して亀裂や剥離等が生じ易くなり、挿入部可撓管 2 の液密性をさらに低下させる。

【 0 0 9 3 】

そこで、本発明では、図 3 に示すように、樹脂材料 9 6 に、この樹脂材料 9 6 の引張強度より大きい引張強度の繊維断片 9 7 を複数含んでなる接着剤を接着剤 9 5 として用いることとした。

【 0 0 9 4 】

これにより、接着剤 9 5 中に添加された繊維断片 9 7 は、その周辺が樹脂材料 9 6 に覆われると、樹脂材料 9 6 を支持・補強するよう機能するため、接着剤 9 5 (の硬化物) 全体の機械的強度を向上させることができる。その結果、接着剤 9 5 (の硬化物) は、樹脂

10

20

30

40

50

材料 96 の組成によらず、樹脂材料 96 よりも優れた機械的強度を示し、亀裂等の発生が確実に防止されることから、挿入部可撓管 2 の液密性の向上に寄与することができる。

【0095】

換言すれば、樹脂材料 96 の組成を適宜設定することにより、接着剤 95 (の硬化物) の機械的強度を向上させつつ、耐熱性や耐薬品性も高めることができるため、より液密性に優れた挿入部可撓管 2 が得られる。

【0096】

かかる観点から、繊維断片 97 の引張強度は、できるだけ大きいのが好ましいことは言うまでもないが、具体的には、樹脂材料 96 の組成に応じて異なるが、0.5 GPa 以上であるのが好ましく、1 GPa 以上であるのがより好ましい。これにより、電子内視鏡 1 の湾曲操作等に際して、接着剤 95 に加わる応力に十分耐え得る程度に、接着剤 95 の機械的強度を高めることができる。

【0097】

また、繊維断片 97 は、あらかじめ、樹脂材料 96 との密着性を向上させる処理を施されたものが好ましい。これにより、樹脂材料 96 と繊維断片 97 との密着性がより高まるため、樹脂材料 96 を支持・補強する機能をさらに高めることができる。

【0098】

このような処理としては、樹脂材料 96 や繊維断片 97 の各組成に応じて適宜選択されるが、例えば、プラズマ処理、紫外線照射処理、電子線照射処理のような物理的処理、薬液 (酸、アルカリ等) 処理、官能基付加処理、カップリング処理のような化学的処理等が挙げられる。

【0099】

また、接着剤 95 中に繊維断片 97 が添加されると、接着剤 95 に不本意にも生じた亀裂の進展を抑制するという副次的な効果も発揮される。これは、接着剤 95 の樹脂材料 96 に生じた亀裂が、接着剤 95 の全体に進展する過程において、亀裂の先端が繊維断片 97 に到達すると、繊維断片 97 によってそれ以上の進展が阻止されることによるものである。これにより、亀裂が接着剤 95 の全体に及び、挿入部可撓管 2 の液密性が低下するのを防止することができる。

【0100】

このようにして用いられる繊維断片 97 としては、例えば、カットファイバーやチョップドファイバーのような繊維断片等が挙げられる。

【0101】

繊維断片 97 の構成材料は、オートクレーブ滅菌処理のような高温高圧蒸気滅菌において、実質的に溶融または軟化しないものが好ましい。これにより、挿入部可撓管 2 にオートクレーブ滅菌処理を施しても、繊維断片 97 が変質・劣化して機械的強度が低下するのを防止することができる。その結果、接着剤 95 の機械的強度が低下し、亀裂や剥離等が生じるのを防止することができる。

【0102】

繊維断片 97 としては、パラ型またはメタ型のアラミド繊維、脂肪族ポリアミド繊維のようなポリアミド系繊維、ポリアリレート繊維 (液晶ポリアリレート繊維) 、非晶ポリアリレート繊維、ポリエチレンテレフタレート繊維のようなポリエステル系繊維、高密度ポリエチレン繊維のようなポリエチレン系繊維、ポリビニルアルコール系繊維、ポリパラフェニレンベンズビスオキサール (PBO) 繊維、ポリパラフェニレンベンズチオキサール (PBT) 繊維のようなポリベンズアゾール系繊維、ポリイミド系繊維、ポリアミドイミド系繊維等の合成繊維、PAN系またはピッチ系の炭素繊維、ガラス繊維、炭化ケイ素繊維、ポロン繊維、アルミナ繊維等の無機繊維等が挙げられ、これらのうちの 1 種または 2 種以上を組み合わせ用いることができる。

【0103】

また、これらの中でも、特に、パラ型アラミド繊維、ポリアリレート繊維、ポリパラフェニレンベンズビスオキサール繊維、高密度ポリエチレン繊維、炭素繊維およびガラス織

10

20

30

40

50

維のうちの少なくとも1種を含むものが好ましい。これらの繊維は、引張強度が特に大きい
ため、接着剤95中に添加されることにより、接着剤95の機械的強度を効果的に高める
ことができる。

【0104】

さらに、これらの繊維の融点、軟化点または分解温度は、いずれも、消毒・滅菌処理等
の温度（例えば、120～130）よりも高く、耐薬品性にも比較的優れていることから、
接着剤95に添加する繊維断片97として好適である。

【0105】

接着剤95中における繊維断片97の含有率は、0.5～20重量%程度であるのが好
ましく、1～10重量%程度であるのがより好ましい。これにより、接着剤95の樹脂材
料96の特性を維持しつつ、接着剤95の機械的強度を確実に高めることができる。

10

【0106】

また、繊維断片97の繊度は、0.5～2500d tex程度であるのが好ましく、1
～1000d tex程度であるのがより好ましい。これにより、繊維断片97の長さにも
よるが、樹脂材料96に対して広い表面積で接触するため、接着剤95の機械的強度を高
める機能を、より効果的に発揮させることができる。なお、繊維断片97の繊度が前記上
限値を超えた場合は、繊維断片97同士が接触する確率が増大するため、繊維断片97を
添加する効果のそれ以上の増大、すなわち、接着剤95の機械的強度のそれ以上の向上は
期待できない。

【0107】

20

また、繊維断片97の平均長さは、0.5～5mm程度であるのが好ましく、1～3m
m程度であるのがより好ましい。繊維断片97の平均長さが短過ぎると、繊維断片97と
樹脂材料96との接触面積が十分に得られず、樹脂材料96を支持するという機能が十分
に発揮され難い。一方、平均長さが長過ぎると、繊維断片97同士が接触する確率が増大
し、前述と同様に、繊維断片97と樹脂材料96との接触面積が減少して、樹脂材料96
を十分に支持することができなくなる。かかる観点から、繊維断片97の平均長さを前記
範囲内とすることにより、繊維断片97と樹脂材料96との間で、必要かつ十分な接触面
積が確保され、接着剤95の機械的強度を確実に高めることができる。

【0108】

樹脂材料96としては、例えば、エポキシ系樹脂、アクリル系樹脂、シリコン系樹脂
、ポリ酢酸ビニル系樹脂、ポリビニルアルコール系樹脂、ポリビニルアセタール系樹脂、
ポリ塩化ビニル系樹脂、ポリアミド（ナイロン）系樹脂、ポリオレフィン系樹脂、セルロ
ース系樹脂、ユリア（尿素）系樹脂、メラミン系樹脂、フェノール系樹脂、レゾルシノー
ル系樹脂、ポリエステル系樹脂、ポリウレタン系樹脂、ポリイミド系樹脂、マレイミド系
樹脂、ポリベンゾイミダゾール系樹脂、シアノアクリレート系樹脂等が挙げられる。

30

【0109】

これらの中でも、樹脂材料96は、エポキシ系樹脂を主成分とするものが好ましい。エ
ポキシ系樹脂は、耐熱性および耐薬品性に優れるため、消毒・滅菌処理等による接着剤9
5の劣化を特に確実に防止することができる。

【0110】

40

なお、硬化後の接着剤95中における繊維断片97の配向方向は、特に限定されず、ラン
ダムであってもよく、所定の方向に揃っていてもよい。

【0111】

繊維断片97の配向方向がランダムである場合、いずれの向きの負荷に対しても接着剤
95に亀裂等が生じないように、接着剤95の全方向の負荷に対する機械的強度（耐性）を
高めることができる。

【0112】

一方、繊維断片97の配向方向が所定の方向に揃っている場合、繊維断片97を横断す
る方向に生じる亀裂等を、特に確実に防止することができる。このため、挿入部可撓管2
に加わり易い負荷の方向に応じて、繊維断片97の配向方向を揃えることにより、より効

50

果的に亀裂の発生を防止することができる。その場合、接着剤 95 の厚さをより薄くしても同様の効果が期待できるため、接着剤 95 の厚さを薄くして、挿入部可撓管 2 の細径化を図ることもできる。

【0113】

所定の配向方向としては、例えば、挿入部可撓管 2 の長手方向、周方向、径方向等が挙げられる。

【0114】

また、繊維断片 97 の配向方向の異なる複数の層により、接着剤 95 を形成するようにしてもよい。これにより、各層がそれぞれ異なる方向から加わる負荷に対する耐性を示すことができ、その結果、複数の方向に発生する亀裂をより効果的に防止することができる。

10

【0115】

さらに、接着剤 95 は、無機フィラーを含んでいるのが好ましい。これにより、接着剤 95 全体の機械的強度をさらに高めることができ、接着剤 95 の亀裂や剥離等をより確実に防止することができる。

【0116】

この無機フィラーとしては、特に限定されないが、例えば、酸化アルミニウム、水酸化アルミニウムのようなアルミニウム系フィラー、ケイ酸カルシウムのようなカルシウム系フィラーのほか、石英等が挙げられる。

【0117】

また、本実施形態では、外皮 32 の先端部と外皮 42 の基端部とが重なり合うように構成されているため、これらの間に、外皮 42 の厚さ分に相当する深さの段差部が形成されている。そして、その段差部に、接着剤 95 が充填され、外皮 32 から外皮 42 にかけて、挿入部可撓管 2 の外表面が連続する平滑面を構成している。これにより、挿入部可撓管 2 を体腔内に挿入する際に、体腔内への引っ掛かりが防止され、患者の苦痛を軽減することができる。

20

【0118】

このような接着剤 95 は、その表面近傍において、繊維断片 97 が実質的に存在していない領域を有しているのが好ましい。これにより、接着剤 95 の外表面に繊維断片 97 が突出し難くなり、挿入部可撓管 2 の外表面の平滑性を高めて、それによる挿入部可撓管 2

30

【0119】

また、本実施形態では、図 3 に示す接着剤 95 が、第 2 の樹脂材料を主材料として構成された被覆層 98 で覆われている。これにより、仮に、接着剤 95 中の繊維断片 97 が、接着剤 95 の外表面から突出した場合でも、突出した繊維断片 97 を被覆層 98 中に埋没させることができる。その結果、前述のように、挿入部可撓管 2 の外表面からの繊維断片 97 の突出を防止することができる。

【0120】

この場合、第 2 の樹脂材料としては、前述の樹脂材料 96 と同様の材料を用いることができるが、樹脂材料 96 と、第 2 の樹脂材料とは、同種のものであるのが好ましい。これにより、接着剤 95 と被覆層 98 との間で高い密着性が確保されるため、前述する被覆層 98 の効果が、より長期にわたって発揮されることことができる。

40

【0121】

また、被覆層 98 は、その平均厚さが、繊維断片 97 の平均長さより大きいものが好ましい。これにより、ほとんどの繊維断片 97 を確実に被覆層 98 中に埋没させることができ、繊維断片 97 が被覆層 98 を貫通して、挿入部可撓管 2 の外表面側に突出することをより確実に防止することができる。

【0122】

なお、緊縛用糸 9 の平均径は、特に限定されないが、1 ~ 500 μm 程度であるのが好ましく、10 ~ 300 μm 程度であるのがより好ましい。緊縛用糸 9 の径が小さ過ぎると

50

、その構成材料等によっては、緊縛用糸 9 の引張強度が低下し、外皮 3 2 および外皮 4 2 を十分に緊縛して、芯材 3 1 および芯材 4 1 に対して固定するのが困難となるおそれがある。一方、緊縛用糸 9 の径が大き過ぎると、緊縛用糸 9 で緊縛した部分における挿入部可撓管 2 の外径が大きくなり過ぎ、体腔内に挿入するに際して、患者の苦痛が増大するおそれがある。

【0123】

以上、説明したように、接着剤 9 5 中に複数の繊維断片 9 7 を含んでいると、接着剤 9 5 の機械的強度が向上し、接着剤 9 5 の亀裂や剥離等を確実に防止することができるため、長期にわたって良好な液密性を維持し得る挿入部可撓管（本発明の内視鏡用可撓管）2 が得られる。

10

【0124】

以上、本発明の内視鏡用可撓管および内視鏡について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、各部材（各部）の構成は、同様の機能を有する任意のものに置換することができる。

【0125】

また、前記実施形態では、電子内視鏡について説明したが、本発明の内視鏡は、光学式内視鏡に適用することができることは言うまでもなく、さらに、医療用に限定されず、工業用（産業用）に用いられる内視鏡に適用することもできる。

【0126】

また、前記実施形態では、本発明の内視鏡用可撓管を、挿入部可撓管に適用した場合を代表に説明したが、その他の可撓管（例えば、接続部可撓管）に適用するようにしてもよい。

20

【0127】

なお、前記実施形態では、可撓管部 3 と湾曲部 4 とを有する挿入部可撓管 2 に本発明の内視鏡用可撓管を適用した場合を代表に説明しているが、本発明はこのような構成に限定されない。

【0128】

例えば、挿入部可撓管 2 と硬性部 5 とで構成される部分（挿入部）に本発明の内視鏡用可撓管を適用するようにしてもよい。この場合、例えば、湾曲部 4 の外皮 4 2 と硬性部 5 の外表面との接続において、複数の繊維断片 9 7 を含む接着剤 9 5 によりこれらを固定するようにすればよい。

30

【実施例】

【0129】

次に、本発明の具体的実施例について説明する。

1. 電子内視鏡の製造

以下に示すようにして、各実施例および各比較例において、それぞれ、図 1 に示す電子内視鏡を 5 個製造した。

【0130】

（実施例 1）

まず、図 2 に示すような内視鏡の湾曲部および可撓管部（いずれもペンタックス社製軟性内視鏡 FB - 29X）を用意した。

40

【0131】

次に、可撓管部の芯材と湾曲部の芯材とを接続管により接続した。

次に、可撓管部の外皮の先端部を接続管に被せ、次いで、湾曲部の外皮の基端部を可撓管部の外皮の先端部に重ね合わせるように被せた。以下、湾曲部の外皮の基端部と可撓管部の外皮の先端部とが重なり合った部分を、省略して「接続部」と言う。

【0132】

次に、接続部を緊縛用糸で緊縛した。

次に、この緊縛用糸を、接着剤で被覆・固定した。なお、この接着剤は、エポキシ系樹脂（住友スリーエム製、EW2040）で構成され、添加剤として、外径 12 μm（繊維

50

1.7 d t e x) × 平均長さ 1 m m のパラ型高強力アラミド繊維 (帝人テクノプロダクツ (株) 製、テクノーラ) の繊維断片と、平均粒径 1 μ m の石英製無機フィラーとを添加したものである。なお、繊維断片の添加量は、接着剤中における含有率が 5 重量% となるようにした。また、接着剤中における繊維断片の向きは、ランダムになるようにした。

【 0 1 3 3 】

次に、この接着剤の表面に、前述のエポキシ系樹脂で構成された平均厚さ 1 . 2 m m の被覆層を形成した。これにより、挿入部可撓管を得た。

次に、得られた挿入部可撓管を用いて、電子内視鏡を製造した。

【 0 1 3 4 】

(実施例 2)

接着剤に添加する繊維断片を、外径 5 0 μ m (織度 2 8 d t e x) × 平均長さ 1 m m の高強力ポリアリレート繊維 ((株) クラレ製、ベクトラン) の繊維断片に変更した以外は、前記実施例 1 と同様にして電子内視鏡を製造した。

【 0 1 3 5 】

(実施例 3)

接着剤に添加する繊維断片を、外径 1 2 μ m (織度 1 . 7 d t e x) × 平均長さ 1 m m のポリパラフェニレンベンズビスオキザール繊維 (東洋紡績 (株) 製、ザイロン) の繊維断片に変更した以外は、前記実施例 1 と同様にして電子内視鏡を製造した。

【 0 1 3 6 】

(実施例 4)

接着剤に添加する繊維断片を、外径 1 2 μ m (織度 1 . 1 d t e x) × 平均長さ 3 m m の高強力 (高密度) ポリエチレン繊維 (東洋紡績 (株) 製、ダイニーマ) の繊維断片に変更した以外は、前記実施例 1 と同様にして電子内視鏡を製造した。

【 0 1 3 7 】

(実施例 5)

接着剤に添加する繊維断片を、外径 1 3 μ m (織度 2 . 3 d t e x) × 平均長さ 3 m m の炭素繊維 (大阪ガスケミカル (株) 製、ドナカーボ) の繊維断片に変更した以外は、前記実施例 1 と同様にして電子内視鏡を製造した。

【 0 1 3 8 】

(実施例 6)

接着剤に添加する繊維断片を、外径 1 3 μ m (織度 3 . 3 d t e x) × 平均長さ 3 m m のガラス繊維 (旭ファイバーグラス (株) 製、チョップドストランド (C S)) の繊維断片に変更した以外は、前記実施例 1 と同様にして電子内視鏡を製造した。

【 0 1 3 9 】

(実施例 7)

繊維断片の含有率を 0 . 5 重量% となるようにした以外は、前記実施例 1 と同様にして電子内視鏡を製造した。

【 0 1 4 0 】

(実施例 8)

外径が 8 μ m (織度 0 . 7 d t e x) の繊維断片を用いた以外は、前記実施例 1 と同様にして電子内視鏡を製造した。

【 0 1 4 1 】

(実施例 9)

平均長さが 0 . 5 m m の繊維断片を用いた以外は、前記実施例 1 と同様にして電子内視鏡を製造した。

【 0 1 4 2 】

(実施例 1 0)

石英製無機フィラーを省略した以外は、前記実施例 1 と同様にして電子内視鏡を製造した。

【 0 1 4 3 】

10

20

30

40

50

(実施例 1 1)

あらかじめプラズマ処理を施された繊維断片を用いるとともに、石英製無機フィラーを省略した以外は、前記実施例 1 と同様にして電子内視鏡を製造した。

【0144】

(実施例 1 2)

被覆層を省略した以外は、前記実施例 1 と同様にして電子内視鏡を製造した。

【0145】

(比較例)

接着剤中への繊維断片の添加を省略した以外は、前記実施例 1 と同様にして電子内視鏡を製造した。

【0146】

2. 電子内視鏡の評価

各実施例および比較例の電子内視鏡において、接着剤の強度を、以下のような方法で評価した。

【0147】

まず、男性のボランティア 20 人に、各実施例および比較例で製造した合計 65 (5 × 13) 個の電子内視鏡の接続部付近を、爪で押圧してもらった。これにより、各電子内視鏡に対して、それぞれ 20 回の押圧力を接続部に付与した。

【0148】

なお、この際、各ボランティアには、いずれの電子内視鏡に触れているかがわからない状態で、押圧操作を行ってもらった。

【0149】

次に、各電子内視鏡の挿入部可撓管に対し、オートクレーブによる高温下での滅菌処理を繰り返し行った。以下に、滅菌処理の条件を示す。

【0150】

・滅菌処理の条件

温度 : 120

時間 : 10分

処理サイクル : 3000回

【0151】

なお、処理サイクル 500 回ごとに、上記と同様に爪で押圧力を接続部に付与した後、電子内視鏡をその内圧が 0.03 MPa になるように加圧した状態で水中に沈め、電子内視鏡の液密構造 (水密構造) が維持されているかを確認した。そして、その結果を次の基準にしたがって評価した。

【0152】

: 処理サイクル 3000 回終了後においても、内視鏡からの泡の発生が認められない

: 処理サイクル 3000 回終了後に、内視鏡からの泡の発生が認められた

: 処理サイクル 1500 ~ 2500 回で、内視鏡からの泡の発生が認められた

x : 処理サイクル 0 ~ 1000 回で、内視鏡からの泡の発生が認められた

以上の評価結果を表 1 に示す。

【0153】

10

20

30

40

【表 1】

表1

	繊維断片の各種条件				無機 ファイバー の有無	被覆層 の有無	評価 結果	備考
	繊維 [dtex]	平均 長さ [mm]	構成材料	接着剤中 の含有率 [重量%]				
実施例1	1.7	1	パラ型高強力アラミド繊維	5	有	有	◎	
実施例2	28	1	高強力ポリアリレート繊維	5	有	有	◎	
実施例3	1.7	1	ポリパラフェニレン ベンズビスオキサール繊維	5	有	有	◎	
実施例4	1.1	3	高強力ポリエチレン繊維	5	有	有	◎	
実施例5	2.3	3	炭素繊維	5	有	有	◎	
実施例6	3.3	3	ガラス繊維	5	有	有	◎	
実施例7	1.7	1	パラ型高強力アラミド繊維	0.5	有	有	○	
実施例8	0.7	1	パラ型高強力アラミド繊維	5	有	有	○	
実施例9	1.7	0.5	パラ型高強力アラミド繊維	5	有	有	○	
実施例10	1.7	1	パラ型高強力アラミド繊維	5	無	有	○	
実施例11	1.7	1	パラ型高強力アラミド繊維	5	無	有	◎	プラズマ 処理
実施例12	1.7	1	パラ型高強力アラミド繊維	5	有	無	◎	接着剤表面 凹凸あり
比較例	—	—	—	—	—	—	×	

10

20

【0154】

表1から明らかなように、各実施例の電子内視鏡では、オートクレーブによる滅菌処理を2500回繰り返しても、その内視鏡の液密構造に変化を生じることはなかった。

【0155】

特に、実施例1～6および実施例11～12の電子内視鏡では、滅菌処理を3000回繰り返しても、内視鏡の液密構造が変化することはなかった。

【0156】

また、押圧操作の際、実施例1～11の電子内視鏡の接続部の表面は特に滑らかであったのに対し、実施例12の接続部の表面には、やや凹凸があると多くのボランティアが感じた。

30

【0157】

これに対し、比較例では、処理サイクル500回終了後の液密構造確認の際に、内視鏡からの泡の発生が確認された。

【0158】

そこで、液密構造が維持されなくなった電子内視鏡の接続部を光学顕微鏡で観察したところ、緊縛用糸を被覆・固定している接着剤に亀裂が認められた。このことから、液密構造が維持されなくなった原因は、オートクレーブ滅菌処理あるいは爪による押圧力付与の際に、接続部に亀裂が生じたものと推察される。

40

【図面の簡単な説明】

【0159】

【図1】本発明の内視鏡を電子内視鏡（電子スコープ）に適用した場合の実施形態を示す全体図である。

【図2】図1に示す電子内視鏡が備える挿入部可撓管の主要部の縦断面を示す拡大図である。

【図3】図2に示す挿入部可撓管の主要部の縦断面をさらに拡大して示す図（模式図）である。

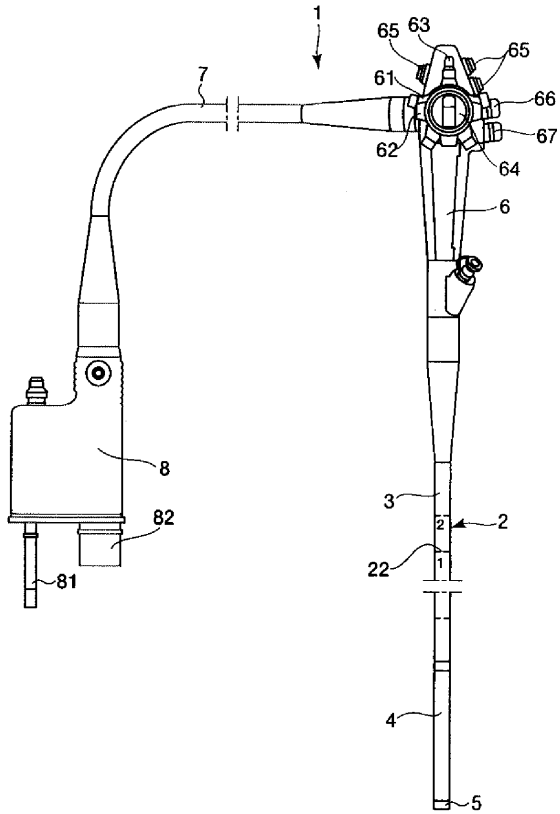
【符号の説明】

【0160】

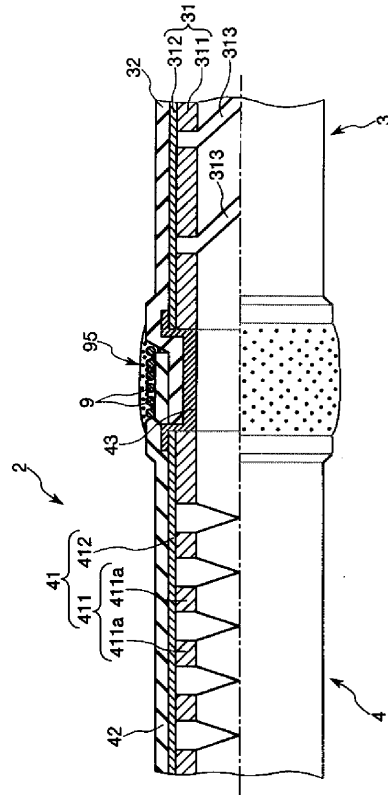
50

1	電子内視鏡	
2	挿入部可撓管	
2 2	目盛り	
3	可撓管部	
3 1	芯材	
3 1 1	螺旋管	
3 1 2	網状管	
3 1 3	間隙	
3 2	外皮	
4	湾曲部	10
4 1	芯材	
4 1 1	節輪アセンブリ	
4 1 1 a	節輪	
4 1 2	網状管	
4 2	外皮	
4 3	接続管	
5	硬性部	
6	操作部	
6 1	第1操作ノブ	
6 2	第2操作ノブ	20
6 3	第1ロックレバー	
6 4	第2ロックレバー	
6 5	制御ボタン	
6 6	吸引ボタン	
6 7	送気・送液ボタン	
7	接続部可撓管	
8	光源差込部	
8 1	光源用コネクタ	
8 2	画像信号用コネクタ	
9	緊縛用糸	30
9 5	接着剤	
9 6	樹脂材料	
9 7	繊維断片	
9 8	被覆層	

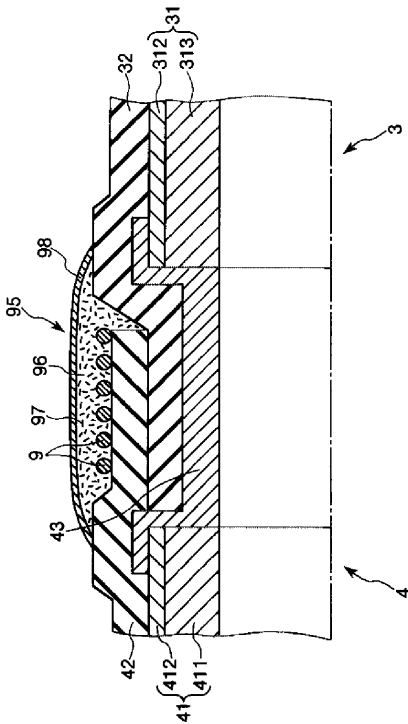
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



专利名称(译)	内窥镜和内窥镜用软管		
公开(公告)号	JP2007195824A	公开(公告)日	2007-08-09
申请号	JP2006019783	申请日	2006-01-27
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	竹下利一郎		
发明人	竹下 利一郎		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.310.A G02B23/24.A A61B1/005.511 A61B1/008.510		
F-TERM分类号	2H040/DA15 2H040/DA16 2H040/EA01 4C061/FF24 4C061/JJ01 4C061/JJ06 4C161/FF24 4C161/JJ01 4C161/JJ06		
代理人(译)	增田达也		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供柔性管，其中构件通过粘合剂牢固地相互固定并且保持良好的液密性，并且可靠的内窥镜配备有柔性管。
 ŽSOLUTION：外涂层（第一外涂层）32的远端和外涂层（第二外涂层）42的近端在连接管43附近彼此重叠。重叠部分由一个连接管43限制。通过粘合剂95涂覆/固定来自外侧表面的紧束缚线9和紧束缚线9。因此，构造了图1所示的插入柔性管2。粘合剂95使用包括树脂材料96和多个纤维芯片97的粘合剂，其拉伸强度强于树脂材料96的拉伸强度。

