

(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2009-101003

(P2009-101003A)

(43) 公開日 平成21年5月14日 (2009.5.14)

(51) Int.Cl.	F 1	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 10 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2007-276754 (P2007-276754)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成19年10月24日 (2007.10.24)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100058479
			弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

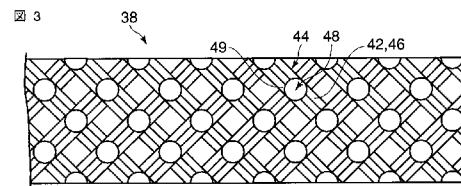
(54) 【発明の名称】 内視鏡用可撓管

(57) 【要約】

【課題】弾発性の向上されている内視鏡用可撓管を提供する。

【解決手段】内視鏡用可撓管の網状管38は、網状に配置されている複数の細線部46と、複数の細線部46が交差する交点部49と、を有し、複数の細線部46は交点部49において互いに拘束されている。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

網状管を具備し、前記網状管は、網状に配置されている複数の細線部と、前記複数の細線部が交差する交点部と、を有し、前記複数の細線部は前記交点部において互いに拘束されている、ことを特徴とする内視鏡用可撓管。

【請求項 2】

超弾性を有し前記網状管の一端側から他端側へと延び前記交点部において前記網状管に拘束されている線状部材をさらに具備する、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 3】

前記網状管は複数の細線部材を編組することにより形成されており、
前記複数の細線部材の交点部は互いに溶接されている、
ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 4】

前記網状管はひし形金網である、
ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 5】

前記網状管はエキスパンドメタルである、
ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 6】

前記線状部材は前記交点部に溶接されている、
ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 7】

前記線状部材は、前記網状管の長手方向に螺旋状に延びている、
ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 8】

前記網状管の複数の部分は、互いに異なる材料によって形成されている、
ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 9】

前記網状管は超弾性を有する材料により形成されている、
ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 10】

請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用可撓管を具備することを特徴とする内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡用可撓管に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡は体腔内に挿入される細長い挿入部を有する。挿入部では、内視鏡用可撓管に各種内蔵物が挿通されている。挿入部の良好な挿入性、操作性を確保するために、内視鏡用可撓管には、十分な柔軟性、可撓性、弾発性、追従性が要求される。このような要求を満たすべく、内視鏡用可撓管は、通常、带状部材を巻回した螺旋管、細線部材を編組した網状管、樹脂製の外皮を内側から外側へと順次積層することにより形成されている。

【0003】

特許文献 1 には、内視鏡の処置具挿通チャンネルを形成するための可撓性チューブが開示されている。この可撓性チューブは、内視鏡用可撓管と同様な三層構造を有する。さらに、強度を向上することを目的として、網状管の複数の細線部材がそれらの交点部において互いに溶接され固定されている。

10

20

30

40

50

【0004】

特許文献2には、内視鏡用可撓管が開示されている。この内視鏡用可撓管では、弾発性を向上することを目的として、外皮と網状管との間に超弾性を有する線状部材が挟み込まれており、線状部材は網状管の長手方向に螺旋状あるいは直線状に延びている。

【特許文献1】特開平5-95898号公報

【特許文献2】特開2006-61204号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の目的は、弾発性の向上されている内視鏡用可撓管を提供することである。

10

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の第1実施態様では、内視鏡用可撓管は、網状管を具備し、前記網状管は、網状に配置されている複数の細線部と、前記複数の細線部が交差する交点部と、を有し、前記複数の細線部は前記交点部において互いに拘束されている、ことを特徴とする。

【0007】

本発明の第2実施態様では、内視鏡用可撓管は、超弾性を有し前記網状管の一端側から他端側へと延び前記交点部において網状管に拘束されている線状部材をさらに具備する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

20

【0008】

本発明の第1実施態様の内視鏡用可撓管では、網状管の複数の細線部が交点部において互いに拘束されているため、網状管の弾発性が向上されており、内視鏡用可撓管の弾発性が向上されている。

【0009】

本発明の第2実施態様の内視鏡用可撓管では、超弾性を有する線状部材が網状管の一端側から他端側へと延び、複数の細線部の交点部において網状管に拘束されているため、内視鏡用可撓管の弾発性がさらに向上されている。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

30

以下、本発明の各実施形態を図面を参照して説明する。

【0011】

図1乃至図3は、本発明の第1実施形態を示す。

【0012】

図1を参照し、内視鏡は体腔内に挿入される細長い挿入部20を有する。挿入部20では、硬性の先端硬性部22、湾曲作動される湾曲部24、長尺で可撓性を有する可撓管部26が先端側から基端側へと連設されている。可撓管部26では、内視鏡用可撓管に、照明、観察、送気送水、処置具の挿通、湾曲部24の湾曲作動等のための各種内蔵物が挿通されている。挿入部20の基端部には、操作者に保持、操作される操作部28が連結されている。操作部28には、照明、撮像、送気送水等を操作するための各種スイッチ30、処置具を挿入するための処置具挿入口金32、湾曲部24を湾曲作動させるための湾曲操作ノブ34等が配設されている。

40

【0013】

図2を参照し、内視鏡用可撓管について説明する。

【0014】

内視鏡用可撓管では、螺旋管36、網状管38、外皮40が内側から外側へと順次積層されている。螺旋管36は、金属製あるいは樹脂製の帯状部材37を螺旋状に巻回することにより形成されている。網状管38は、金属細線を管状に編組することにより形成されている。外皮40は樹脂により形成されている。

【0015】

50

図 3 を参照し、網状管 38 について詳細に説明する。

【0016】

本実施形態の網状管 38 では、ステンレススチール製の金属細線 42 が用いられている。複数の金属細線 42 により細線束 44 が形成されており、複数の細線束 44 を平織りして管状にすることにより網状管 38 が形成されている。従って、細線部材としての金属細線 42 により、網状に配置されている細線部 46 が形成されていることになる。図 3 中、円形指標により模式的に示されるように、複数の細線束 44 はそれらの各交点領域 48 において互いに溶接され拘束されている。従って、複数の金属細線 42 からなる細線部 46 がそれらの交点部 49 で互いに溶接され拘束されていることになる。

【0017】

本実施形態の内視鏡用可撓管では、網状管 38 の複数の金属細線 42 がそれらの交点部において互いに溶接され拘束されているため、網状管 38 の弾発性が向上されており、内視鏡用可撓管の弾発性が向上されている。

【0018】

上述した実施形態では、複数の細線束 44 の各交点領域 48 において溶接を行っているが、溶接箇所は、目的とする弾発性に応じて、多数の交点領域 48 の内から適宜選択可能である。また、複数の金属細線 42 をそれらの交点部 49 において互いに拘束するのに溶接を用いているが、接着、ロー付け、半田付け等を用いるようにしてもよい。

【0019】

図 4 は、本発明の第 1 実施形態の第 1 変形例を示す。

【0020】

本変形例の網状管 38 はひし形金網である。即ち、金属線 50 を一定のピッチで山形に折り曲げ加工し、複数の金属線 50 を平行四辺形の網目を形成するように互いに絡めて管状にすることで、網状管 38 が形成されている。細線部 46 をなす複数の金属線 50 はそれらの交点部 49 において互いに絡まって拘束されている。

【0021】

図 5 は、本発明の第 1 実施形態の第 2 変形例を示す。

【0022】

本変形例の網状管 38 はエキスパンドメタルである。即ち、金属薄板に細かい切り目を交互に入れ、金属薄板を引っ張って金網状に広げ、両側部を接合して管状にすることにより、網状管 38 が形成されている。エキスパンドメタルの複数の細線部 46 は交点部 49 において互いに連結され拘束されている。

【0023】

図 6 は、本発明の第 2 実施形態を示す。

【0024】

本実施形態では、内視鏡用可撓管の弾発性を向上するために、超弾性を有する線状部材 52 を用いている。ここで、超弾性とは、塑性ひずみを生じるほどの外力を加えた後でも、その外力を除くとひずみが消失して元の形状に戻る特性のことである。具体的には、超弾性を有する超弾性合金として、ニッケル-チタン合金、ニッケル-チタン-鉄合金、ニッケル-チタン-クロム合金、ニッケル-チタン-銅-クロム合金等がある。これら超弾性合金は、8%程度の大きなひずみが生じた場合であっても元の形状に戻り、降伏応力が比較的高くて、降伏点でのひずみが大きく、1%を超えることもあり、弾性係数が 6, 000 乃至 80,000 kgf/mm² と小さい、といった特性を有する。

【0025】

網状管 38 の外周面に沿って 4 本の線状部材 52 が網状管 38 の長手方向に延びており、4 本の線状部材 52 は網状管 38 の周方向に対して等間隔に即ち 90° 間隔で配置されている。また、図中、円形指標により模式的に示されるように、網状管 38 の複数の細線束 44 の各交点領域 48 の内、線状部材 52 が通過する交点領域 48 において、両細線束 44 が互いに溶接され拘束されているのに加えて、網状管 38 に線状部材 52 が溶接され拘束されている。従って、複数の金属細線 42 からなる細線部 46 の交点部 49 において

10

20

30

40

50

、線状部材 5 2 が網状管 3 8 に溶接され拘束されていることになる。

【0026】

本実施形態の内視鏡用可撓管では、超弾性を有する線状部材 5 2 が網状管 3 8 の外周面に沿って長手方向に延び、網状管 3 8 の複数の細線束 4 4 の交点領域 4 8 において網状管 3 8 に溶接され拘束されているため、内視鏡用可撓管の弾発性がさらに向上されている。

【0027】

また、超弾性を有する線状部材 5 2 は変形されにくく加工がしにくいものであるが、内視鏡用可撓管を製造する際には、単に網状管 3 8 の外周面に沿って線状部材 5 2 を配置すればよく、線状部材 5 2 に加工を施す必要がない。また、複数の細線束 4 4 の交点領域 4 8 における細線束 4 4 間の溶接と、当該交点領域 4 8 における網状管 3 8 への線状部材 5 2 の溶接とを一工程で纏めて行うことも可能である。このように、本実施形態の内視鏡用可撓管では、内視鏡用可撓管の製造効率が向上されている。

【0028】

上述した実施形態では、線状部材 5 2 が通過する各交点領域 4 8 において線状部材 5 2 を網状管 3 8 に溶接しているが、溶接箇所は、目的とする弾発性に応じて、多数の交点領域 4 8 の内から適宜選択可能である。また、線状部材 5 2 を網状管 3 8 に拘束するのに溶接を用いているが、接着、ロー付け、半田付け等を用いるようにしてもよい。さらに、線状部材 5 2 の本数は、目的とする弾発性に応じて、適宜設定可能である。例えば、8 本の線状部材 5 2 を網状管 3 8 の周方向に対して等間隔に即ち 45° 間隔で配置するようにしてもよい。

【0029】

図 7 は、本発明の第 2 実施形態の第 1 変形例を示す。

【0030】

本変形例では、線状部材 5 2 は、網状管 3 8 の内周面に沿って網状管 3 8 の長手方向に延びている。そして、第 2 実施形態と同様に、線状部材 5 2 は、網状管 3 8 の複数の細線束 4 4 の交点領域 4 8 において網状管 3 8 に溶接され拘束されている。

【0031】

図 8 は、本発明の第 2 実施形態の第 2 変形例を示す。

【0032】

本変形例では、線状部材 5 2 は、網状管 3 8 の細線束 4 4 に編みこまれて、網状管 3 8 の長手方向に延びている。そして、第 2 実施形態と同様に、線状部材 5 2 は、網状管 3 8 の複数の細線束 4 4 の交点領域 4 8 において網状管 3 8 に溶接され拘束されている。

【0033】

図 9 は、本発明の第 3 実施形態を示す。

【0034】

本実施形態では、網状管 3 8 の外周面に沿って 1 本の線状部材 5 2 が網状管 3 8 の長手方向に螺旋状に延びている。そして、線状部材 5 2 は、網状管 3 8 の複数の細線束 4 4 の各交点領域 4 8 の内の所定の交点領域 4 8 において網状管 3 8 に溶接され拘束されている。このように、線状部材 5 2 が螺旋状に延びているため、線状部材 5 2 によって内視鏡用可撓管の柔軟性が低下することが防止されている。

【0035】

図 10 は、本発明の第 3 実施形態の第 1 変形例を示す。

【0036】

本変形例では、網状管 3 8 の外周面に沿って、2 本の線状部材 5 2 が網状管 3 8 の長手方向に互いに同一の巻き方向で螺旋状に延びている。

【0037】

図 11 は、本発明の第 3 実施形態の第 2 変形例を示す。

【0038】

本変形例では、網状管 3 8 の外周面に沿って、2 本の線状部材 5 2 が網状管 3 8 の長手方向に互いに逆の巻き方向で螺旋状に延びている。

【0039】

第1実施形態の第1、第2変形例で述べたようなひし形金網、エキスパンドメタルから形成されている網状管38に対しても、上述した線状部材52を適用して、内視鏡用可撓管の弾発性を向上させることが可能である。

【0040】

図12は、本発明の第4実施形態を示す。

【0041】

本実施形態の網状管38は、先端側網状管38aと基端側網状管38bとにより形成されている。先端側網状管38aはニッケルチタン合金製の金属細線によって形成されており、基端側網状管38bはステンレススチール製の金属細線によって形成されている。ここで、ニッケルチタン合金はステンレススチールよりも優れた弾発性を有し、先端側網状管38aが基端側網状管38bよりも優れた弾発性を有することとなる。このため、内視鏡用可撓管の先端側の弾発性は基端側の弾発性よりも優れたものとなっている。先端側網状管38aの基端面と基端側網状管38bの先端面とは、互いに突き当てられ、溶接、接着、ロー付け、半田付け等により接合されている。

【0042】

このように、網状管38を形成する材料を網状管38の各部分において異なったものとする事で、網状管38の特性を各部分において異なったものとすることができ、内視鏡用可撓性の挿入性、操作性を向上することが可能となっている。

【0043】

図13は、本発明の第4実施形態の第1変形例を示す。

【0044】

本変形例では、先端側網状管38aの基端面と基端側網状管38bの先端面との突当部分の内側に接続管54が内嵌されており、先端側網状管38aの基端部及び基端側網状管38bの先端部が接続管54の外周面に接合されている。

【0045】

また、先端側網状管38aの基端面と基端側網状管38bの先端面との突当部分の外側に接続管54を外嵌し、先端側網状管38aの基端部及び基端側網状管38bの先端部を接続管54の内周面に接合するようにしてもよい。

【0046】

図14は、本発明の第4実施形態の第2変形例を示す。

【0047】

本変形例では、先端側網状管38aの基端面と基端側網状管38bの先端面との突当部分の内側に螺旋管36の带状部材37のループが配置されており、先端側網状管38aの基端部及び基端側網状管38bの先端部が带状部材37の外周面に接合されている。

【0048】

以下、本発明の第5実施形態を説明する。

【0049】

本実施形態では、螺旋管36、網状管38を非常に優れた超弾性（以下、超々弾性と称する）を有する材料によって形成している。超々弾性を有する材料として、超弾性塑性型チタン合金等がある。超弾性塑性型チタン合金とは、 $Ti_3(Nb, Ta, V) + (Zr, Hf) + 0$ と表される組成のβ型チタン合金であり、このβ型チタン合金に冷間加工を施すことで低ヤング率、高強度の部材を生成することが可能である。

【0050】

このように、螺旋管36、網状管38を超々弾性を有する材料によって形成しているため、螺旋管36、網状管38を低ヤング率、高強度とすることができ、内視鏡用可撓管の柔軟性、可撓性、弾発性、追従性を向上して、挿入部20の挿入性、操作性を向上することが可能となっている。

【0051】

なお、螺旋管36に代えて、超々弾性を有するチューブを用いるようにしてもよい。

【0052】

以下、本発明の参考形態を説明する。

【0053】

各参考形態は、螺旋管36に優れた可撓性、弾発性を付与することにより、内視鏡用可撓管の可撓性、弾発性を向上するものである。

【0054】

図15は、本発明の第1参考形態を示す。

【0055】

本参考形態では、第2実施形態と同様な線状部材52が、螺旋管36の外周面に沿って螺旋管36の長手方向に延び、螺旋管36の帯状部材37の各ループにおいて、螺旋管36の外周面に接合されている。接合方法としては、溶接、接着、ロー付け、半田付け等が用いられる。

10

【0056】

図16は、本発明の第2参考形態を示す。

【0057】

本参考形態では、螺旋管36の帯状部材37の隣り合う両ループ間に弾性材56が介設されている。弾性材56としては、熱可塑性エラストマー、合成ゴム等が用いられ、溶着、接着等により螺旋管36に組み付けられている。

【0058】

図17は、本発明の第3参考形態を示す。

20

【0059】

本参考形態では、螺旋管36に、弾性を有する極薄のチューブ58が被覆されている。チューブ58は、熱可塑性エラストマー、合成ゴム等によって形成されている。

【0060】

図18は、本発明の第4参考形態を示す。

【0061】

本参考形態では、螺旋管36にパイプ60が内嵌されている。パイプ60は、樹脂製あるいは金属製であり、螺旋管36のピッチに略等しい軸方向長さを有する。パイプ60の外周面の一端側及び他端側に、夫々、螺旋管36の帯状部材37の隣り合う両ループが接合されており、隣り合う両ループが互いに接続されている。接合方法としては、溶接、接着、ロー付け、半田付け等が用いられる。

30

【0062】

上述した各参考形態では、螺旋管が十分な可撓性、弾発性を有するため、網状管、外皮についてはそれほど可撓性、弾発性を有する必要はない。このため、網状管、外皮についての材料選択、設計の自由度が増大されており、例えば、外皮を薄肉化して、内視鏡用可撓管の内径あるいは外径を減少させることが可能となっており、また、外皮の材料として、比較的柔らかいが耐薬品性が高い材料を用いることが可能となっている。

【図面の簡単な説明】

【0063】

【図1】本発明の第1実施形態の内視鏡を示す側面図。

40

【図2】本発明の第1実施形態の内視鏡用可撓管を示す縦断面図。

【図3】本発明の第1実施形態の網状管を示す模式的な側面図。

【図4】本発明の第1実施形態の第1変形例の網状管を示す展開図。

【図5】本発明の第1実施形態の第2変形例の網状管を示す展開図。

【図6】本発明の第2実施形態の網状管及び線状部材を示す模式図。

【図7】本発明の第2実施形態の第1変形例の網状管及び線状部材を示す模式図。

【図8】本発明の第2実施形態の第2変形例の網状管及び線状部材を示す模式図。

【図9】本発明の第3実施形態の網状管及び線状部材を示す模式図。

【図10】本発明の第3実施形態の第1変形例の網状管及び線状部材を示す模式図。

【図11】本発明の第3実施形態の第2変形例の網状管及び線状部材を示す模式図。

50

【図 1 2】 本発明の第 4 実施形態の網状管を示す縦断面図。

【図 1 3】 本発明の第 4 実施形態の第 1 変形例の網状管を示す縦断面図。

【図 1 4】 本発明の第 4 実施形態の第 2 変形例の網状管を示す縦断面図。

【図 1 5】 本発明の第 1 参考形態の内視鏡用可撓管を示す縦断面図。

【図 1 6】 本発明の第 2 参考形態の螺旋管を示す縦断面図。

【図 1 7】 本発明の第 3 参考形態の螺旋管を示す縦断面図。

【図 1 8】 本発明の第 4 参考形態の螺旋管を示す縦断面図。

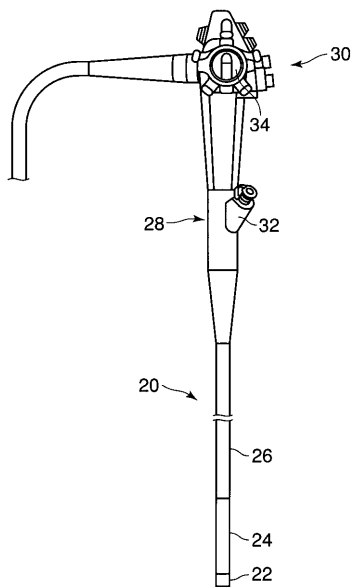
【符号の説明】

【 0 0 6 4 】

3 8 … 網状管、4 2 … 細線部材（金属細線）、4 6 … 細線部、4 9 … 交点部、5 2 … 線
状部材。 10

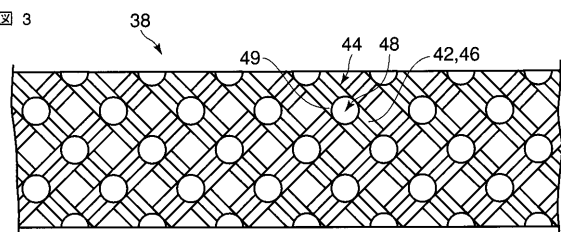
【図 1】

図 1



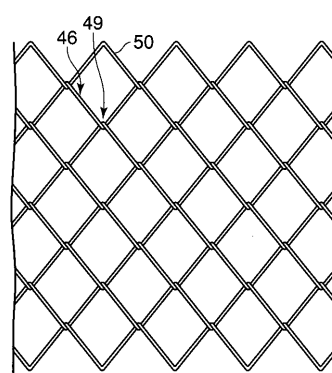
【図 3】

図 3



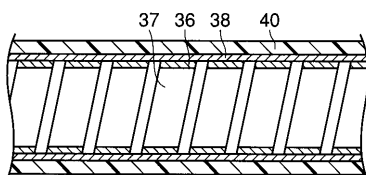
【図 4】

図 4



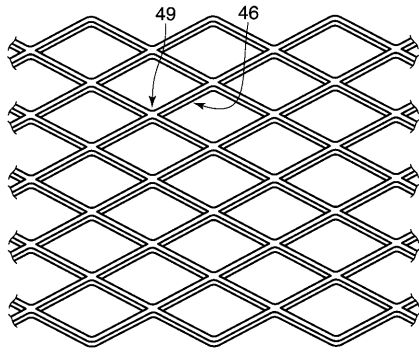
【図 2】

図 2



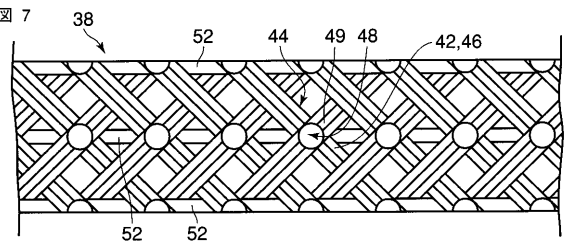
【図 5】

図 5



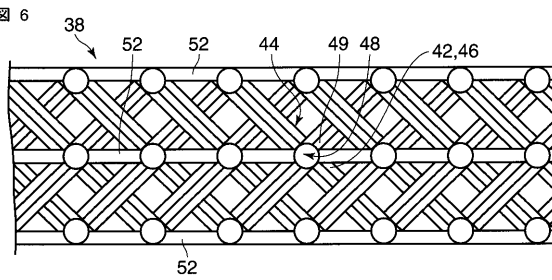
【図 7】

図 7



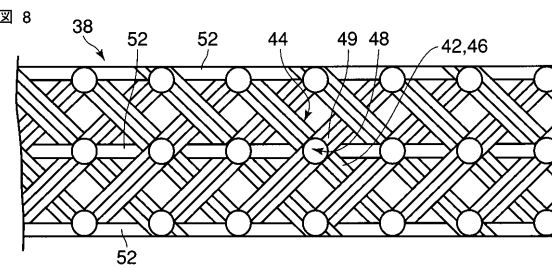
【図 6】

図 6



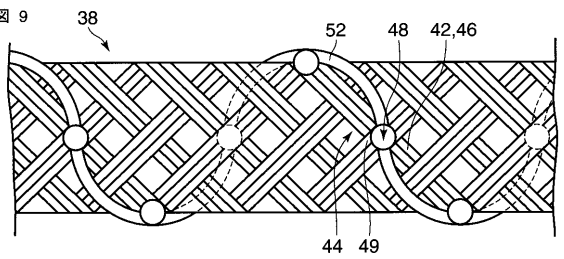
【図 8】

図 8



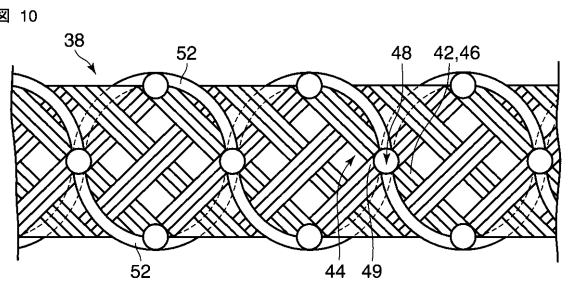
【図 9】

図 9

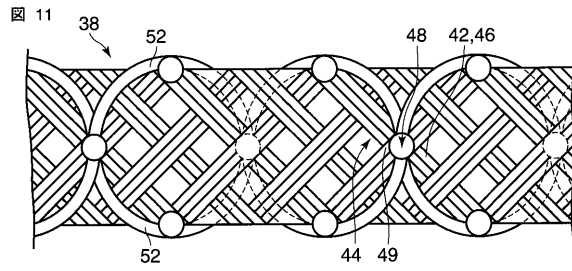


【図 10】

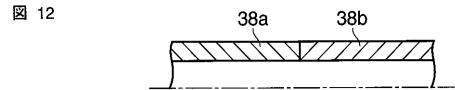
図 10



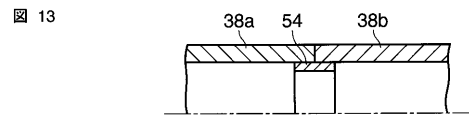
【図 1 1】



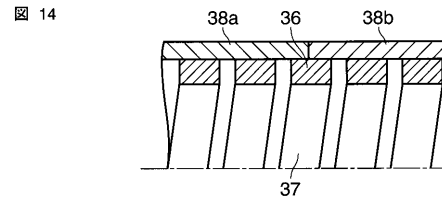
【図 1 2】



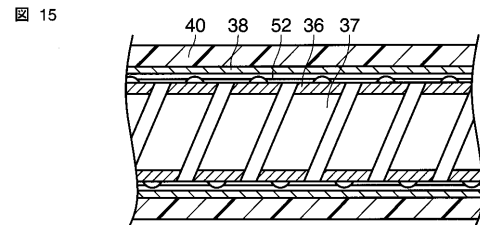
【図 1 3】



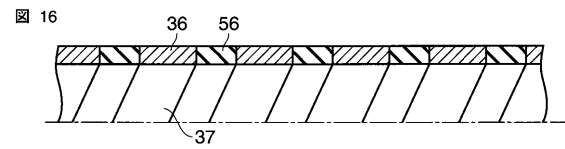
【図 1 4】



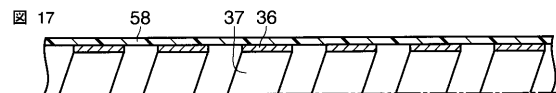
【図 1 5】



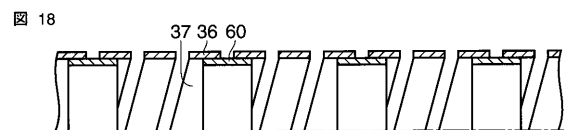
【図 1 6】



【図 1 7】



【図 1 8】



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 小漣 滋

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 高村 幸治

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 2H040 DA03 DA16

4C061 DD03 FF27 JJ06

专利名称(译)	内视镜用可挠管		
公开(公告)号	JP2009101003A	公开(公告)日	2009-05-14
申请号	JP2007276754	申请日	2007-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	小瀧 滋 高村 幸治		
发明人	小瀧 滋 高村 幸治		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0055 A61B1/0011		
FI分类号	A61B1/00.310.A G02B23/24.A A61B1/005.511 A61B1/008.510		
F-TERM分类号	2H040/DA03 2H040/DA16 4C061/DD03 4C061/FF27 4C061/JJ06 4C161/DD03 4C161/FF27 4C161/JJ06		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP5074150B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为具有改善的弹性的内窥镜提供柔性管。

ŽSOLUTION：用于内窥镜的该柔性管的网状管38具有设置成网状的多个细线部分46，以及多个细线部分46彼此交叉的交叉部分49，其中多个细线部分46相互限制在交叉部分49处

