

(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2006-20942

(P2006-20942A)

(43) 公開日 平成18年1月26日(2006.1.26)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 M 25/01 (2006.01)</b>	A 6 1 M 25/00 4 5 O D	4 C 1 6 7
<b>A 6 1 B 8/12 (2006.01)</b>	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2004-203230 (P2004-203230)	(71) 出願人	000109543 テルモ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号
(22) 出願日	平成16年7月9日(2004.7.9)	(74) 代理人	100072349 弁理士 八田 幹雄
		(74) 代理人	100110995 弁理士 奈良 泰男
		(74) 代理人	100111464 弁理士 齋藤 悦子
		(74) 代理人	100114649 弁理士 宇谷 勝幸
		(74) 代理人	100124615 弁理士 藤井 敏史

最終頁に続く

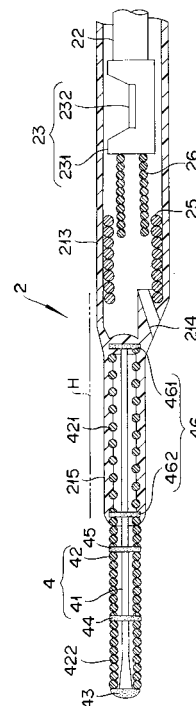
(54) 【発明の名称】 体内挿入用器具およびその製造方法

(57) 【要約】

【課題】 コイルを備えたガイド部材がチューブの先端部の樹脂に直接強固に接合されてなる体内挿入用器具およびその製造方法を提供する。

【解決手段】 体内挿入用器具としての超音波カテーテルは、熱可塑性樹脂により形成されたチューブ213と、チューブ213の先端部に挿入されて取り付けられた可撓性を有するガイド部材4とを有しており、ガイド部材4はコアワイヤ41とコイル42とを有し、当該コイル42は隣接する巻き線が相互に離間された基端側に位置される疎巻き部421を備え、コイル42の疎巻き部421は、チューブ213の先端部215に融着されている。

【選択図】 図2



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

熱可塑性樹脂により形成されたチューブと、  
前記チューブの先端部に挿入されて取り付けられた可撓性を有するガイド部材とを有する体内挿入用器具であって、

前記ガイド部材は、コアワイヤと当該コアワイヤのまわりに螺旋状に巻回されたコイルとを有し、

前記コイルは、隣接する巻き線が相互に離間された基端側に位置される疎巻き部を備え、

前記コイルの疎巻き部は、前記チューブの先端部に融着されていることを特徴とする体内挿入用器具。 10

## 【請求項 2】

前記コイルの疎巻き部の全体が、前記チューブの先端部の樹脂内に埋め込まれていることを特徴とする請求項 1 に記載の体内挿入用器具。

## 【請求項 3】

前記コイルは、隣接する巻き線が相互に密着され前記疎巻き部の先端側に連設される密巻き部をさらに備えていることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の体内挿入用器具。

## 【請求項 4】

前記ガイド部材のコイルの疎巻き部に、当該ガイド部材の前記チューブからの脱落を防止するためのアンカー部材が設けられていることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の体内挿入用器具。 20

## 【請求項 5】

前記アンカー部材は、前記疎巻き部の基端に設けられる基端側アンカーを有していることを特徴とする請求項 4 に記載の体内挿入用器具。

## 【請求項 6】

前記アンカー部材は、前記疎巻き部の先端に設けられる先端側アンカーを有していることを特徴とする請求項 4 または 5 に記載の体内挿入用器具。

## 【請求項 7】

前記アンカー部材の外径は、前記コイルの外径よりも大きいことを特徴とする請求項 4 ~ 6 のいずれか 1 つに記載の体内挿入用器具。 30

## 【請求項 8】

前記アンカー部材は、ろう付けにより形成されていることを特徴とする請求項 4 ~ 7 のいずれか 1 つに記載の体内挿入用器具。

## 【請求項 9】

前記アンカー部材は、前記コイルの疎巻き部と、前記コアワイヤとを接合していることを特徴とする請求項 4 ~ 8 のいずれか 1 つに記載の体内挿入用器具。

## 【請求項 10】

コイルの基端側を引き伸ばして隣接する巻き線が相互に離間された疎巻き部を形成するか、又は、予めコイルの巻きピッチを変えて隣接する巻き線が相互に離間された疎巻き部と隣接する巻き線が相互に密着された密巻き部を形成する工程と、 40

前記コイルの疎巻き部と、当該コイルの内部に配置されるコアワイヤとを接合する工程と、

熱可塑性樹脂により形成されたチューブの先端部に前記コイルの疎巻き部を挿入する工程と、

前記チューブの先端部を加熱することにより、前記チューブの先端部の樹脂を前記疎巻き部の隣接する巻き線の間に入れ込ませる工程と、

前記疎巻き部の隣接する巻き線の間に入れ込んだ樹脂を冷却して固化させる工程とを有することを特徴とする体内挿入用器具の製造方法。

## 【請求項 11】

前記溶け込ませる工程において、前記コイルの疎巻き部の全体が、前記チューブの先端 50

部の樹脂内に埋め込まれることを特徴とする請求項 10 に記載の体内挿入用器具の製造方法。

【請求項 12】

前記接合する工程において、前記疎巻き部の基端に設けられる基端側アンカーが形成されることを特徴とする請求項 10 または 11 に記載の体内挿入用器具の製造方法。

【請求項 13】

前記接合する工程において、前記疎巻き部の先端に設けられる先端側アンカーが形成されることを特徴とする請求項 10 ~ 12 のいずれか 1 つに記載の体内挿入用器具の製造方法。

【請求項 14】

前記基端側アンカーおよび前記先端側アンカーの外径は、前記コイルの外径よりも大きいことを特徴とする請求項 10 ~ 13 のいずれか 1 つに記載の体内挿入用器具の製造方法。

10

【請求項 15】

前記基端側アンカーおよび前記先端側アンカーは、ろう付けにより形成されることを特徴とする請求項 10 ~ 14 のいずれか 1 つに記載の体内挿入用器具の製造方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血管、脈管等の生体内に挿入して用いられる体内挿入用器具およびその製造方法に関する。

20

【背景技術】

【0002】

血管、脈管、胆管、尿道管、消化管等の生体内（体腔内）に挿入して、その管腔断面像の観察や血流測定等を行うための超音波カテーテルが知られている。この体内挿入用器具としての超音波カテーテルは、生体内に挿入される可撓性を有するチューブの先端付近の内部に、超音波を発振するとともにその反射波を受信可能な超音波振動子ユニットを備えたものである。

【0003】

このような超音波カテーテルの分野において、樹脂製のチューブの先端部にガイド部材を取り付けた超音波カテーテルが提案されている（特許文献 1 参照）。この超音波カテーテルは、別途ガイドワイヤを用意する必要がなく、術者により回転させられながらガイド部材により導かれて、患者の体内の対象部位まで挿入され得る。

30

【0004】

しかし、特許文献 1 に記載の超音波カテーテルのガイド部材はプラスチック製であり、超音波カテーテルをたとえば心臓の冠状動脈などのより屈曲した細い血管等の生体内に挿入して使用するためには、ガイド部材のさらなる柔軟性が要望される。かかる柔軟性を有するガイド部材としてコイルを備えたガイドワイヤを有し、このガイドワイヤが先端に取り付けられた超音波カテーテルが提案されている（特許文献 2 参照）。

【特許文献 1】特開平 11 - 137557 号公報

40

【特許文献 2】特表平 7 - 504578 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、超音波カテーテルを回転させながら屈曲した細い血管等の生体内に挿入する場合、より大きなトルクと軸方向の力が超音波カテーテルに加わることになる。このため、チューブの先端部にガイドワイヤを取り付ける場合には、チューブの先端部の樹脂とガイドワイヤとの接合部の強度を十分確保する必要がある。

【0006】

一方、特許文献 2 に記載の技術は、ガイドワイヤをシリンダに溶接し、当該シリンダを

50

超音波カテーテルの先端に接合したものに過ぎない。すなわち、特許文献2に記載の技術においては、ガイドワイヤをチューブの先端部の樹脂に直接強固に接合する方法については何ら記載されていない。

【0007】

本発明は上記従来技術の有する問題点に鑑みてなされたものであり、本発明の目的は、コイルを備えたガイド部材がチューブの先端部の樹脂に直接強固に接合されてなる体内挿入用器具およびその製造方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の目的は、下記する手段により達成される。

10

【0009】

(1) 熱可塑性樹脂により形成されたチューブと、前記チューブの先端部に挿入されて取り付けられた可撓性を有するガイド部材とを有する体内挿入用器具であって、前記ガイド部材は、コアワイヤと当該コアワイヤのまわりに螺旋状に巻回されたコイルとを有し、前記コイルは、隣接する巻き線が相互に離間された基端側に位置される疎巻き部を備え、前記コイルの疎巻き部は、前記チューブの先端部に融着されていることを特徴とする体内挿入用器具。

【0010】

(2) 前記コイルの疎巻き部の全体が、前記チューブの先端部の樹脂内に埋め込まれていることを特徴とする上記(1)に記載の体内挿入用器具。

20

【0011】

(3) 前記コイルは、隣接する巻き線が相互に密着され前記疎巻き部の先端側に連設される密巻き部をさらに備えていることを特徴とする上記(1)または(2)に記載の体内挿入用器具。

【0012】

(4) 前記ガイド部材のコイルの疎巻き部に、当該ガイド部材の前記チューブからの脱落を防止するためのアンカー部材が設けられていることを特徴とする上記(1)~(3)のいずれか1つに記載の体内挿入用器具。

【0013】

(5) 前記アンカー部材は、前記疎巻き部の基端に設けられる基端側アンカーを有していることを特徴とする上記(4)に記載の体内挿入用器具。

30

【0014】

(6) 前記アンカー部材は、前記疎巻き部の先端に設けられる先端側アンカーを有していることを特徴とする上記(4)または(5)に記載の体内挿入用器具。

【0015】

(7) 前記アンカー部材の外径は、前記コイルの外径よりも大きいことを特徴とする上記(4)~(6)のいずれか1つに記載の体内挿入用器具。

【0016】

(8) 前記アンカー部材は、ろう付けにより形成されていることを特徴とする上記(4)~(7)のいずれか1つに記載の体内挿入用器具。

40

【0017】

(9) 前記アンカー部材は、前記コイルの疎巻き部と、前記コアワイヤとを接合していることを特徴とする上記(4)~(8)のいずれか1つに記載の体内挿入用器具。

【0018】

(10) コイルの基端側を引き伸ばして隣接する巻き線が相互に離間された疎巻き部を形成するか、又は、予めコイルの巻きピッチを変えて隣接する巻き線が相互に離間された疎巻き部と隣接する巻き線が相互に密着された密巻き部を形成する工程と、前記コイルの疎巻き部と、当該コイルの内部に配置されるコアワイヤとを接合する工程と、熱可塑性樹脂により形成されたチューブの先端部に前記コイルの疎巻き部を挿入する工程と、前記チューブの先端部を加熱することにより、前記チューブの先端部の樹脂を前記疎巻き部の隣

50

接する巻き線の中に溶け込ませる工程と、前記疎巻き部の隣接する巻き線の中に溶け込んだ樹脂を冷却して固化させる工程とを有することを特徴とする体内挿入用器具の製造方法。

【0019】

(11) 前記溶け込ませる工程において、前記コイルの疎巻き部の全体が、前記チューブの先端部の樹脂内に埋め込まれることを特徴とする上記(10)に記載の体内挿入用器具の製造方法。

【0020】

(12) 前記接合する工程において、前記疎巻き部の基端に設けられる基端側アンカーが形成されることを特徴とする上記(10)または(11)に記載の体内挿入用器具の製造方法。

10

【0021】

(13) 前記接合する工程において、前記疎巻き部の先端に設けられる先端側アンカーが形成されることを特徴とする上記(10)～(12)のいずれか1つに記載の体内挿入用器具の製造方法。

【0022】

(14) 前記基端側アンカーおよび前記先端側アンカーの外径は、前記コイルの外径よりも大きいことを特徴とする上記(10)～(13)のいずれか1つに記載の体内挿入用器具の製造方法。

【0023】

(15) 前記基端側アンカーおよび前記先端側アンカーは、ろう付けにより形成されることを特徴とする上記(10)～(14)のいずれか1つに記載の体内挿入用器具の製造方法。

20

【発明の効果】

【0024】

本発明によれば、コイルの疎巻き部の隣接する巻き線の中にチューブの樹脂がまわり込むため、コイルを備えたガイド部材は、チューブの先端部の樹脂に直接強固に、かつ簡単な構成により接合させられる。これにより、体内挿入用器具は、術者により回転させられながら柔軟なガイド部材により導かれてたとえば屈曲した細い血管等の生体内に挿入されることができ、しかも、この挿入時に大きなトルクと軸方向の力が体内挿入用器具に加わったとしても、チューブの先端部の樹脂とガイド部材との接合部分の強度を実用上十分に確保することができる。

30

【0025】

また、コイルの疎巻き部とコアワイヤとを接合するアンカー部材を設けることにより、ガイド部材のチューブからの脱落をより確実に防止することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

以下、図面を参照して、本発明の実施の形態を説明する。

【0027】

図1は、本発明の体内挿入用器具の一実施形態である超音波カテーテルの全体構成を示す図、図2は、超音波カテーテルの先端部付近を示す概略断面図である。なお、説明の都合上、図1および図2における右側(術者の手元側)を「基端側」、左側を「先端側」と呼ぶ。

40

【0028】

図1に示すように、超音波カテーテル1は、生体内に挿入可能な挿入部2と、挿入部2の基端側に位置される操作部3とから構成されている。

【0029】

図2に示すように、挿入部2は、先端側付近にプライミングルーメン214が開口した、樹脂により形成されたチューブ213と、チューブ213の内部においてほぼ全長にわたって付設された駆動シャフト22とを有する。

50

## 【0030】

駆動シャフト22は、柔軟でしかも基端側から先端側まで回転をよく伝達できる特性をもつ、たとえば多重多層の密着コイル等で構成されている。駆動シャフト22の先端には超音波振動子ユニット23が設けられている。超音波振動子ユニット23は、ハウジング231と、ハウジング231に設置される超音波振動子(トランスデューサ)232とを有する。このトランスデューサ232から生体内組織に向けて超音波の送受信が行われる。

## 【0031】

トランスデューサ232からの信号線(図示せず)は、駆動シャフト22の内腔を通して操作部3の方へ延びている。超音波カテーテル1の基端側は、操作部3を介して外部ユニット(図示せず)に接続される。外部ユニットは、コンソール(図示せず)と接続されており、このコンソールにおいて、受信した超音波信号が画像化されて表示される。

10

## 【0032】

チューブ213内には、チューブ213の折れ曲がり防止または抑制する機能を有する補強部材25, 26が設けられている。補強部材25は、チューブ213の内周面に沿って螺旋状に巻回されたコイルで構成されており、補強部材26は、ハウジング231の先端に固着され、補強部材25の内側に挿入されるコイルで構成されている。このような補強部材25, 26の設置によりチューブ213の耐キンク性、耐破損性を向上させることができる。補強部材25, 26のうち少なくとも1つは、放射線不透過性を有する目的でたとえばタングステン等の高密度金属により形成されているか、またはこのような材料を一部に有するのが好ましい。このような構成にすれば、別途に造影用マーカを設置しなくても、X線透視下で、術者は、超音波カテーテル1の生体内での位置、特に超音波カテーテル1の先端部の位置を確認することができる。

20

## 【0033】

チューブ213の先端部215には、可撓性を有するガイド部材4が挿入されて取り付けられている。なお、ガイド部材4からチューブ213の基端側に至るまでの部分は、たとえばシリコン、ポリテトラフルオロエチレンなどの湿潤状態で潤滑性を有する物質で被覆される(図示せず)。このため、操作部3を回転させると、操作部3からガイド部材4まで回転力が良好に伝達される。したがって、超音波カテーテル1は、術者の回転操作によって、所望の血管等を選択しながら挿入され得る。

30

## 【0034】

チューブ213は熱可塑性樹脂により形成されている。当該熱可塑性樹脂としては、たとえば、ポリ塩化ビニル、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等のポリオレフィン、ポリエチレンテレフタレート、ポリブチレンテレフタレート等のポリエステル、ポリスチレン、ポリウレタン、ポリアミド、ポリイミド、ポリオキシメチレン、ポリビニルアルコール、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等の各種樹脂が挙げられる。

## 【0035】

ガイド部材4は、コアワイヤ41と当該コアワイヤ41のまわりに螺旋状に巻回されたコイル42とを有している。コアワイヤ41は、たとえばステンレス鋼により形成されており、可撓性を有する円筒形状を呈している。また、コアワイヤ41は、基端側から先端側にかけて概ね先細りとなるテーパ形状に形成されている。一方、コイル42は、金属により形成されるが、放射線不透過性を有する目的でたとえばタングステン等の高密度金属により形成されることが好ましい。

40

## 【0036】

コイル42は、隣接する巻き線が相互に離間された基端側に位置される疎巻き部421と、隣接する巻き線が相互に密着され疎巻き部421の先端側に連設される密巻き部422とから構成されている。

## 【0037】

ガイド部材4の先端において、コアワイヤ41とコイル42の密巻き部422とを接合

50

する接合部 4 3 が形成される。接合部 4 3 は、先端が丸みを帯びるように、ろう付けにより形成される。また、コアワイヤ 4 1 とコイル 4 2 の密巻き部 4 2 2 とを接合する接合部 4 4 , 4 5 が、ろう付けにより適宜の箇所に形成されてもよい。

【0038】

また、ガイド部材 4 のコイル 4 2 の疎巻き部 4 2 1 には、当該ガイド部材 4 のチューブ 2 1 3 からの脱落を防止するためのアンカー部材 4 6 が設けられている。アンカー部材 4 6 は、コイル 4 2 の疎巻き部 4 2 1 と、コアワイヤ 4 1 とを接合していることが好ましい。このアンカー部材 4 6 は、疎巻き部 4 2 1 の基端に設けられる基端側アンカー 4 6 1 と、疎巻き部 4 2 1 の先端に設けられる先端側アンカー 4 6 2 とを有している。アンカー部材 4 6 は、たとえろう付けにより形成され得る。ろう付けには、半田などの低融点をもつ合金が使用され得る。アンカー部材 4 6 の外径は、コイル 4 2 の外径よりも大きいことが好ましい。このように構成すれば、ガイド部材 4 のチューブ 2 1 3 からの脱落を防止する効果がより大きくなる。

10

【0039】

コイル 4 2 の疎巻き部 4 2 1 がチューブ 2 1 3 の先端部 2 1 5 に融着されている。換言すれば、コイル 4 2 は、チューブ 2 1 3 の中に、チューブ 2 1 3 の先端から所定長さ突出するよう挿入されて取り付けられている。この融着は、チューブ 2 1 3 の符号 H で示す領域が加熱されることにより行われる。なお、疎巻き部 4 2 1 の巻き線の外周面の半分以上がチューブ 2 1 3 の先端部 2 1 5 の樹脂に融着されていることが、固定強度を上げる観点から好ましい。また、融着は、加熱による融着に限定されるものではなく、高周波融着、超音波融着等であってもよい。

20

【0040】

プライミングルーメン 2 1 4 は、チューブ 2 1 3 内にプライミング液を充填する際に、当該プライミング液を供給するための流路として使用され得る。なお、プライミング液を操作部 3 に設けられたポート 6 から注入する場合には、プライミングルーメン 2 1 4 は、チューブ 2 1 3 内のエアーを排出する排気口として機能する。

【0041】

次に、図 3 ~ 図 7 を参照して、超音波カテーテル 1 の製造方法のうち、コイルを備えたガイド部材をチューブの先端部の樹脂に接合する方法の一例について説明する。

【0042】

まず、コアワイヤ 4 1 とコイル 4 2 の先端とが接合部 4 3 により接合されたガイド部材 4 が用意される。ここで、コイル 4 2 として、隣接する巻き線が相互に密着されたコイルが使用される。

30

【0043】

そして、図 3 に示すように、コイル 4 2 の基端側が図中矢印方向に引き伸ばされる。これにより、図 4 に示すように、隣接する巻き線が相互に離間された疎巻き部 4 2 1 が形成される。また、結果として、隣接する巻き線が相互に密着され疎巻き部 4 2 1 の先端側に連設される密巻き部 4 2 2 が形成される。

【0044】

ただし、予め巻きピッチを変えて隣接する巻き線が相互に離間された疎巻き部と隣接する巻き線が相互に密着された密巻き部とが形成されたコイルが使用されてもよい。

40

【0045】

続いて、図 5 に示すように、コイル 4 2 の疎巻き部 4 2 1 と当該コイル 4 2 の内部に配置されるコアワイヤ 4 1 とが接合される。かかる接合は半田付け等により行われ、これにより、アンカー部材 4 6 が形成される。アンカー部材 4 6 は、前述したように、基端側アンカー 4 6 1 と先端側アンカー 4 6 2 とを含む。

【0046】

アンカー部材 4 6 が形成された後、図 5 中の矢印方向に、ガイド部材 4 がチューブ 2 1 3 の中に挿入される。そして、図 6 に示すように、ガイド部材 4 のコイル 4 2 の疎巻き部 4 2 1 が、チューブ 2 1 3 の先端部 2 1 5 に位置される。

50

## 【0047】

続いて、チューブ213の先端部215が加熱される。これにより、図7に示すように、チューブ213の先端部215の樹脂が溶融して、疎巻き部421の隣接する巻き線間に溶け込む。

## 【0048】

疎巻き部421の隣接する巻き線間に溶け込んだ樹脂は、たとえば空気中に放置されることにより、冷却されて固化する。こうして、コイル42の疎巻き部421は、チューブ213の先端部215に融着される。

## 【0049】

このように本実施形態の超音波カテーテル1においては、ガイド部材4のコイル42は、隣接する巻き線が相互に離間された基端側に位置される疎巻き部421を備えており、このコイル42の疎巻き部421が、熱可塑性樹脂により形成されたチューブ213の先端部215に挿入されて融着されることにより取り付けられている。

10

## 【0050】

したがって、コイル42の疎巻き部421の隣接する巻き線間にチューブ213の樹脂がまわり込むため、コイル42を備えたガイド部材4は、チューブ213の先端部215の樹脂に直接強固に、かつ簡単な構成により接合させられる。

## 【0051】

これにより、超音波カテーテル1は、術者により回転させられながら柔軟なガイド部材4により導かれてたとえば屈曲した細い血管等の生体内に挿入されることができ、しかも、この挿入時に大きなトルクと軸方向の力が超音波カテーテル1に加わったとしても、チューブ213の先端部215の樹脂とガイド部材4との接合部分の強度を実用上十分に確保することができる。

20

## 【0052】

また、コイル42の疎巻き部421とコアワイヤ41とを接合するアンカー部材46を設けることにより、ガイド部材4のチューブ213からの脱落をより確実に防止することが可能となる。すなわち、チューブ213の先端部215の樹脂とガイド部材4との接合部分に回転力が加わった場合でも、コイル42自体の螺旋状の巻き線による送り作用によってガイド部材4がチューブ213から抜け出る事態が防止される。さらに、チューブ213の先端部215の樹脂とガイド部材4との接合部分に軸方向の力が加わった場合でも、疎巻き部421の巻き線によって結果的に樹脂表面に形成された螺旋状の溝の中に固着されている当該巻き線が、溝の壁部を乗り越えて移動する事態が防止される。なお、アンカー部材46のうちの基端側アンカー461により、軸方向の力によってガイド部材4がチューブ213から脱落することがより強固に防止される。また、アンカー部材46のうちの先端側アンカー462により、軸方向の力によって疎巻き部421における隣接する巻き線間の間隔が広がってばらけてしまうことが防止される。

30

## 【0053】

本発明は、上記した実施形態のみに限定されるものではなく、特許請求の範囲内において、種々改変することができる。

## 【0054】

たとえば、図8に示すように、コイル42の疎巻き部421の全体が、チューブ213の先端部215aの樹脂内に完全に埋め込まれていてもよい。このように構成すれば、チューブ213の先端部215aの樹脂とガイド部材4との接合部分の固定強度がさらに高まるため、より好ましい。この場合、図8に示すように、アンカー部材46のうちの先端側アンカー462を省略することも可能である。

40

## 【0055】

また、上記実施形態では、本発明の体内挿入用器具を超音波カテーテルに適用した場合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い。本発明は、たとえば光干渉トモグラフィ（OCT）を利用した診断用カテーテルなどの他の体内挿入用器具にも適用することができる。

50

## 【図面の簡単な説明】

【0056】

【図1】本発明の体内挿入用器具の一実施形態である超音波カテーテルの全体構成を示す図である。

【図2】超音波カテーテルの先端部付近を示す概略断面図である。

【図3】ガイド部材をチューブの先端部の樹脂に接合する方法を説明するための図である。

【図4】ガイド部材をチューブの先端部の樹脂に接合する方法を説明するための図である。

【図5】ガイド部材をチューブの先端部の樹脂に接合する方法を説明するための図である 10

【図6】ガイド部材をチューブの先端部の樹脂に接合する方法を説明するための図である。

【図7】ガイド部材をチューブの先端部の樹脂に接合する方法を説明するための図である。

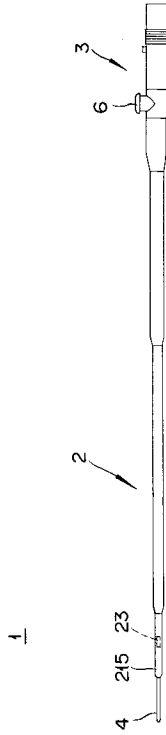
【図8】他の実施形態にかかる超音波カテーテルの先端部付近を示す概略断面図である。

## 【符号の説明】

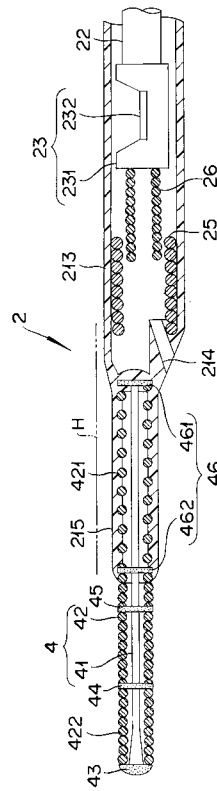
【0057】

- |           |             |    |
|-----------|-------------|----|
| 1         | 超音波カテーテル、   |    |
| 2         | 挿入部、        | 20 |
| 213       | チューブ、       |    |
| 215, 215a | 先端部、        |    |
| 23        | 超音波振動子ユニット、 |    |
| 3         | 操作部、        |    |
| 4         | ガイド部材、      |    |
| 41        | コアワイヤ、      |    |
| 42        | コイル、        |    |
| 421       | 疎巻き部、       |    |
| 422       | 密巻き部、       |    |
| 46        | アンカー部材、     | 30 |
| 461       | 基端側アンカー、    |    |
| 462       | 先端側アンカー。    |    |

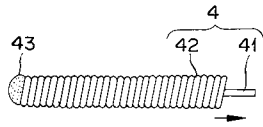
【 図 1 】



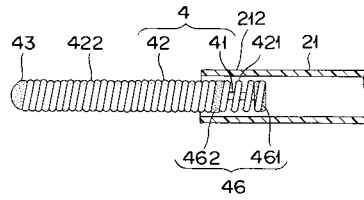
【 図 2 】



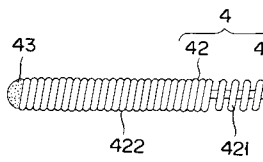
【 図 3 】



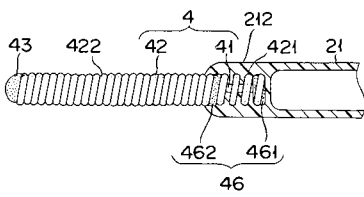
【 図 6 】



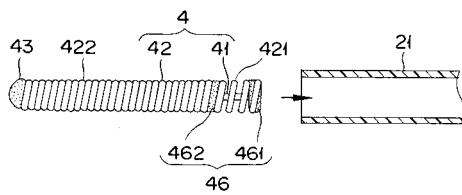
【 図 4 】



【 図 7 】



【 図 5 】





---

フロントページの続き

(72)発明者 原田 恭和

静岡県富士宮市舞々木町150番地 テルモ株式会社内

Fターム(参考) 4C167 AA29 BB02 CC07

4C601 EE10 FE03 FE04 GA01

专利名称(译)	插入内部器械的仪器		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006020942A</a>	公开(公告)日	2006-01-26
申请号	JP2004203230	申请日	2004-07-09
[标]申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
[标]发明人	原田恭和		
发明人	原田 恭和		
IPC分类号	A61M25/01 A61B8/12		
FI分类号	A61M25/00.450.D A61B8/12 A61M25/09.500 A61M25/09.516		
F-TERM分类号	4C167/AA29 4C167/BB02 4C167/CC07 4C601/EE10 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/GA01 4C267/AA29 4C267/BB02 4C267/CC07		
代理人(译)	宇谷 胜幸 藤井敏文		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种用于插入到身体中的装置及其制造方法，在该装置中，具有线圈的引导构件直接且牢固地结合到树脂管的顶端部分。  
 SOLUTION：作为一种插入人体的器械的超声波导管，具有一根由热塑性树脂制成的管213，以及一个插入并固定在该管213末端的柔性导向件4。引导构件4具有芯线41和线圈42，并且线圈42在其基端侧上设置有稀疏卷绕部分421，在稀疏卷绕部分421中相邻的绕组彼此分开。部分421融合到管213的尖端部分215。[选择图]图2

