

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4065167号  
(P4065167)

(45) 発行日 平成20年3月19日(2008.3.19)

(24) 登録日 平成20年1月11日(2008.1.11)

(51) Int.CI.

F 1

**A 6 1 B 8/12 (2006.01)**

A 6 1 B 8/12

**A 6 1 M 25/00 (2006.01)**

A 6 1 M 25/00 405 B

請求項の数 6 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2002-260193 (P2002-260193)  
 (22) 出願日 平成14年9月5日 (2002.9.5)  
 (65) 公開番号 特開2004-97286 (P2004-97286A)  
 (43) 公開日 平成16年4月2日 (2004.4.2)  
 審査請求日 平成17年8月25日 (2005.8.25)

(73) 特許権者 000109543  
 テルモ株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号  
 (73) 特許権者 502323689  
 山口 徹  
 東京都杉並区善福寺1-27-5  
 (74) 代理人 100072349  
 弁理士 八田 幹雄  
 (74) 代理人 100102912  
 弁理士 野上 敦  
 (74) 代理人 100110995  
 弁理士 奈良 泰男  
 (74) 代理人 100111464  
 弁理士 斎藤 悅子

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カテーテル

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

生体内の観察に用いられる観察部と、  
 前記観察部が内部に配置され、生体内挿入方向に伸延した観察部用ルーメンと、  
 前記観察部用ルーメンと略平行に、かつ前記観察部より生体内挿入方向の先端側に設けられ、予め生体内に到達されたガイドワイヤが挿通される第1ガイドワイヤ用ルーメンと、  
 前記第1ガイドワイヤ用ルーメンの延長線上に、かつ前記観察部より生体内挿入方向の後端側に設けられ、前記ガイドワイヤが挿通される第2ガイドワイヤ用ルーメンと、  
 を有し、前記第1ガイドワイヤ用ルーメンの長さは、前記第2ガイドワイヤ用ルーメンの長さよりも、短いことを特徴とするカテーテル。

## 【請求項 2】

前記観察部は、前記観察部用ルーメンの伸延方向を軸として回転可能であることを特徴とする請求項1に記載のカテーテル。

## 【請求項 3】

前記観察部は、前記観察部用ルーメンの伸延方向に移動可能であることを特徴とする請求項1または請求項2に記載のカテーテル。

## 【請求項 4】

前記第1ガイドワイヤ用ルーメンと、前記第2ガイドワイヤ用ルーメンとは、前記観察部が移動する範囲分離でられていることを特徴とする請求項3に記載のカテーテル。

10

20

**【請求項 5】**

前記観察部は、超音波検出器であることを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 4 のいずれか一項に記載のカテーテル。

**【請求項 6】**

前記カテーテルは、シース本体部とシース先端部とを有し、該シース先端部は該シース本体部よりも柔軟であり、前記第 1 ガイドワイヤ用ルーメンと前記第 2 ガイドワイヤ用ルーメンは、柔軟な前記シース先端部に設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載のカテーテル。

**【発明の詳細な説明】****【0001】**

10

**【発明の属する技術分野】**

本発明は、血管、脈管、消化器官等の体腔内あるいは管腔内に挿入して、各種診断を行うのに用いられる診断用のカテーテルに関し、特に管腔断面像の表示などを行うために用いられるカテーテルに関する。

**【0002】****【従来の技術】**

心筋梗塞等の原因となる血管狭窄部の治療では、カテーテルにより経皮的に患部の治療を行う手術手法が用いられている。この手術手法には、先端にバルーンを有する拡張カテーテルで狭窄部を押し広げる方法、ステントと呼ばれる金属の管を留置する方法、ロータブレーラと呼ばれる器具により砥石やカッターの回転で狭窄部を切除する方法など、種々の方法が存在し、狭窄部の性状や患者の状態にあわせて好ましい方法が選択される。

20

**【0003】**

診断用のカテーテルは、主にこのような血管狭窄部の経皮的な治療の際に、狭窄部の性状を観察し、治療手段を選択するための判断の一助として用いられ、また、治療後の状態の観察にも用いられている。

**【0004】**

診断用のカテーテルとしては、たとえば、超音波検出器によりセンシングを行う超音波カテーテルや、低干渉光を利用した光断層イメージング装置等がある。

**【0005】**

これらのうち、超音波カテーテルは、心臓の冠状動脈等の曲がりくねった箇所まで挿入する必要があるので、挿入の際には、先にガイドワイヤを患部まで挿入しておき、このガイドワイヤに沿わせて進ませている。このため、超音波カテーテルの先端には、ガイドワイヤを挿通させ、ガイドワイヤに従って移動するためのルーメン（以下、ガイドワイヤルーメンと称する）が設けられている。

30

**【0006】**

ガイドワイヤを挿通させるルーメンは、一般的に、超音波検出器の位置よりも生体内挿入方向の先端側にのみ設けられている。これは、超音波検出器により超音波を発生する方向にガイドワイヤルーメンが存在すると、超音波検出器による映像の取得が妨げられるからである。

**【0007】**

40

また、生体の映像を取得するための超音波検出器は、生体内へのカテーテルの挿入をできるだけ少なくするために、可能な限り超音波カテーテルの先端に設けることが望ましい。したがって、超音波検出器よりも先端側に設けられるガイドワイヤルーメンは、必然的に軸方向の長さを短くする必要がある。

**【0008】**

このため、操作性が悪くなり、カテーテルが思うようにガイドワイヤに沿って進まないといった問題や、体外にカテーテルを抜き去るときにガイドワイヤを曲げてしまい血管等を損傷するといった問題や、ガイドワイヤルーメンの付け根でカテーテルが折れ曲がってしまうといった問題がある。

**【0009】**

50

**【発明が解決しようとする課題】**

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、映像取得の妨げになることなく、操作性を向上させることができるカテーテルの提供を目的とする。

**【0010】****【課題を解決するための手段】**

本発明の上記目的は、下記の手段によって達成される。

**【0011】**

(1) 本発明のカテーテルは、生体内の観察に用いられる観察部と、前記観察部が内部に配置され、生体内挿入方向に伸延した観察部用ルーメンと、前記観察部用ルーメンと略平行に、かつ前記観察部より生体内挿入方向の先端側に設けられ、予め生体内に到達されたガイドワイヤが挿通される第1ガイドワイヤ用ルーメンと、前記第1ガイドワイヤ用ルーメンの延長線上に、かつ前記観察部より生体内挿入方向の後端側に設けられ、前記ガイドワイヤが挿通される第2ガイドワイヤ用ルーメンと、を有し、前記第1ガイドワイヤ用ルーメンの長さは、前記第2ガイドワイヤ用ルーメンの長さよりも、短いことを特徴とする。

10

**【0012】**

(2) 前記観察部は、前記観察部用ルーメンの伸延方向を軸として回転可能である。

**【0013】**

(3) 前記観察部は、前記観察部用ルーメンの伸延方向に移動可能である。

**【0014】**

(4) 前記第1ガイドワイヤ用ルーメンと、前記第2ガイドワイヤ用ルーメンとは、前記観察部が移動する範囲分離でられている。

20

**【0015】**

(5) 前記観察部は、超音波検出器である。

(6) 前記カテーテルは、シース本体部とシース先端部とを有し、該シース先端部は該シース本体部よりも柔軟であり、前記第1ガイドワイヤ用ルーメンと前記第2ガイドワイヤ用ルーメンは、柔軟な前記シース先端部に設けられている。

**【0016】****【発明の実施の形態】**

以下、図面を参照して、本発明の実施の形態を説明する。

30

**【0017】**

図1は本発明の超音波カテーテルを示す図、図2は超音波カテーテルの先端部の一部を示す拡大図である。なお、図2では、本発明の特徴を示すために、図1と一部異なる寸法で示している。

**【0018】**

超音波カテーテル1は、体腔等の生体内に挿入されるシース2と、使用者が操作するために体腔内に挿入されず使用者の手元側に配置されるハブ3により構成される。

**【0019】**

シース2は、シース先端部21と、シース本体部22とを有する。シース先端部21にシース本体部22の一端が接続され、さらにシース本体部22の他端にハブ3が接続されている。

40

**【0020】**

シース先端部21およびシース本体部22には、互いに連通する観察部用ルーメン23および24が設けられている。この観察部用ルーメン23、24は、シース2内に形成された中空の通路であり、シース本体部22からシース先端部21に亘って形成されている。

**【0021】**

観察部用ルーメン23、24内には、イメージングコア40が配置されている。このイメージングコア40は、体腔内組織に向けて超音波を送受信するための振動子ユニット(観察部、超音波検出器)41と、この振動子ユニット41を先端に取り付けるとともに回

50

転動力を伝達する駆動シャフト 4 2 と、振動子ユニット 4 1 に取り付けられる回転安定コイル 4 3 とを備える。

【 0 0 2 2 】

振動子ユニット 4 1 は、図 2 に示すように、超音波を送受信する超音波振動子 4 1 1 と、超音波振動子 4 1 1 を収納する超音波振動子ハウジング 4 1 2 とを有して構成されている。

【 0 0 2 3 】

超音波振動子 4 1 1 は、体内に向かって超音波を発生し、反射して戻ってきた超音波を受信することにより、患部の超音波断層像の形成を可能とする。超音波振動子ハウジング 4 1 2 は、凹形に形成されており、凹形の凹み部分に超音波振動子 4 1 1 を保持し、超音波振動子 4 1 1 を保護する。

【 0 0 2 4 】

駆動シャフト 4 2 は、柔軟で、しかもハブ 3 において生成された回転の動力を振動子ユニット 4 1 に伝達可能な特性をもち、たとえば、右左右と巻き方向を交互にしている 3 層コイルなどの多層コイル状の管体で外径一定に構成されている。駆動シャフト 4 2 が回転の動力を伝達することによって、振動子ユニット 4 1 が観察部用ルーメン 2 3 の伸延方向を軸として回転するので、血管および脈管などの体腔内の患部を 360 度観察することができる。また、駆動シャフト 4 2 は、振動子ユニット 4 1 で検出された信号をハブ 3 に伝送するための信号線が内部に通されている。

【 0 0 2 5 】

回転安定コイル 4 3 は、振動子ユニット 4 1 の先端に取り付けられ、イメージングコア 4 0 が回転したときに、振動子ユニット 4 1 が安定的に回転するためのガイドとなる。また、回転安定コイル 4 3 は、シース先端部 2 1 の先端に固定された金属コイル 3 1 に入り込むことができる。回転安定コイル 4 3 が金属コイル 3 1 に入り込むので、シース先端部 2 1 の先端において、イメージングコア 4 0 とシース 2 とが一体となり、超音波カテーテル 1 を生体内に挿入する際に折れ曲がりに強い構造となる。

【 0 0 2 6 】

また、観察部用ルーメン 2 3、2 4 は、上記イメージングコア 4 0 を内蔵するほか、ハブ 3 のポート 3 1 から注入された超音波伝達液の通路の役割も果たす。ポート 3 1 から供給される超音波伝達液は、観察部用ルーメン 2 3、2 4 内を通ってシース先端部 2 1 まで、すなわち、シース 2 の基端側から先端側まで流動され充填される。

【 0 0 2 7 】

超音波伝達液をシース 2 内に充填してから、シース 2 を体腔等に挿入することによって、超音波振動子 4 1 1 と血管壁との間に超音波伝達液が配され、超音波が超音波伝達液を介して患部まで伝達され患部から反射して戻ってくることが可能となる。超音波伝達液の存在により、振動子ユニット 4 1 は超音波による映像信号を取得することができる。超音波伝達液は、シース先端部 2 1 に設けられた排出口 3 0 から体内に排出される。このため、超音波伝達液には、人体に影響がない生理食塩水などが用いられる。

【 0 0 2 8 】

シース先端部 2 1 には、X 線造影マーカ 2 9 が設けられており、生体内挿入時に X 線透視下で超音波カテーテルの先端位置が確認できるようになっている。

【 0 0 2 9 】

シース先端部 2 1 には、さらに、ガイドワイヤ 2 5 を通すための通路としてガイドワイヤ用ルーメン 2 6 が設けられており、ガイドワイヤ用ルーメン 2 6 は、第 1 ガイドワイヤ用ルーメン 2 7 と、第 2 ガイドワイヤ用ルーメン 2 8 とから構成されている。

【 0 0 3 0 】

第 1 ガイドワイヤ用ルーメン 2 7 は、超音波カテーテル 1 の生体内挿入方向の先端側に設けられ、第 2 ガイドワイヤ用ルーメン 2 8 は、後端側に、すなわち超音波カテーテル 1 の基端側に設けられている。第 1 ガイドワイヤ用ルーメン 2 7 および第 2 ガイドワイヤ用ルーメン 2 8 は、相互に接続はされていないが、互いに形成するガイドワイヤ用の通路が略

10

20

30

30

40

50

一直線になるように配置されている。したがって、ガイドワイヤ25は、曲がることなく一直線にガイドワイヤ用ルーメン26を通過することができる。

#### 【0031】

ガイドワイヤ25は、超音波カテーテル1を生体内に挿入する前に予め生体内の患部付近まで挿入され、超音波カテーテル1を患部まで導くために使用される。超音波カテーテル1は、ガイドワイヤ25に上記ガイドワイヤ用ルーメン26を通しながら患部まで導かれる。

#### 【0032】

次に、図2を参照して、本発明が適用されるシース2の先端付近の具体的な構造について説明する。

10

#### 【0033】

図2に示すように、ガイドワイヤ用ルーメン26は、第1ガイドワイヤ用ルーメン27と第2ガイドワイヤ用ルーメン28との二つに分割して設けられている。

#### 【0034】

第1ガイドワイヤ用ルーメン27は、イメージングコア40の振動子ユニット41よりも超音波カテーテル1の生体内挿入方向の先端側に設けられ、第2ガイドワイヤ用ルーメン28は、後端側に設けられている。したがって、超音波の経路となるシース先端部21の外周面にガイドワイヤ用ルーメンが存在しないので、振動子ユニット41による超音波の送受信がガイドワイヤ用ルーメン26に妨げられることがない。

#### 【0035】

なお、ハブ3を操作することにより、駆動シャフト42を介して振動子ユニット41を観察部用ルーメン23内で前後させて広範囲に生体内を観察することもできる。この場合、振動子ユニット41が前後に移動して観察する範囲分第1ガイドワイヤ用ルーメン27と第2ガイドワイヤ用ルーメン28との間を隔てれば、超音波の送受信が妨げられない。

20

#### 【0036】

また、ガイドワイヤ用ルーメン26は、観察部用ルーメン23とは同軸ではなく、略並行に別個に設けられている。したがって、ガイドワイヤ25とイメージングコア40が同一ルーメン内を通らないので、ガイドワイヤ25が湾曲することなく、円滑にガイドワイヤ用ルーメン26を通過することができる。

#### 【0037】

ガイドワイヤ用ルーメン26が超音波カテーテル1の先端部だけでなく、基端側にも延びているため、ガイドワイヤ25と超音波カテーテル1とが安定的に協動し、ガイドワイヤ25に沿ってシース2を生体内に挿入する際に、シース2を挿入する力が、シース2の挿入方向先端に伝わりやすく、超音波カテーテル1の操作性を向上させることができる。

30

#### 【0038】

さらに、患部の観察が終了して、超音波カテーテル1を生体内から抜き取る際にも、ガイドワイヤ25とシース先端部21とが長く平行に沿っているので、第1ガイドワイヤ用ルーメン27の後方でガイドワイヤ25が折れ曲がることがなく、これにより生体内を損傷することができない。

#### 【0039】

また、ガイドワイヤ用ルーメン26が、第1ガイドワイヤ用ルーメン27と第2ガイドワイヤ用ルーメン28との二つにより構成されているので、第1ガイドワイヤ用ルーメン27の長さを第2ガイドワイヤ用ルーメン28よりも短くしても、シース2の先端付近で適当にガイドワイヤ25をシース2に沿わせることができる。したがって、第1ガイドワイヤ用ルーメン27の長さを短くすることによって、イメージングコア40の振動子ユニット41をシース2の最先端部に近づけることができ、患部の観察を適切にすることができます。

40

#### 【0040】

次に、図3および図4を参照して、本発明が適用されるシース2のシース先端部21およびシース本体部22の接続部位付近の具体的な構造について説明する。

50

**【0041】**

図3はシース先端部およびシース本体部の接続部位付近の構造を示す図、図4はシース先端部およびシース本体部の接続部位付近の他の構造を示す図である。

**【0042】**

シース先端部21は、シース本体部22に比較して柔軟に形成されている。したがって、シース本体部22とシース先端部21との接続部位には、硬さの違いを補強する構造が設けられている。

**【0043】**

第1の構造としては、図3に示す構造がある。

**【0044】**

図3および図4に示すように、シース本体部22は、外壁に樹脂チューブ221、その内部に金属チューブ222、さらにその内部に樹脂チューブ211が固定されている。シース先端部21の外壁は、シース本体部22から伸延する同一の樹脂チューブ211と同体に形成されており、シース本体部22から形成されている観察部用ルーメン24と同様の通路である観察部用ルーメン23が形成されるほか、ガイドワイヤ25を通すためのガイドワイヤ用ルーメン26も形成されている。

10

**【0045】**

シース本体部22では、チューブが三層になっており、金属チューブ222も含まれるので、樹脂チューブ221だけのシース先端部21に比較して硬い。したがって、シース本体部22とシース先端部21とをそのまま接続すれば、硬さの違いから、該接続部位においてシース2の折れ曲がりが発生する可能性がある。シース先端部21とシース本体部22との硬さの中間くらいの固さの補強体を介してシース先端部21とシース本体部22とを接続すれば、接続部位における折れ曲がりを防止することができる。

20

**【0046】**

このような補強体としては、たとえば、図3に示す補強体50がある。補強体50は、樹脂チューブ211が嵌挿され、超音波カテーテル1の生体内挿入方向の後端側で樹脂チューブ221に嵌挿される。補強体50は、樹脂チューブ211および樹脂チューブ221に接着剤等により固定され、さらに金属チューブ222とも当接されて接着される。

**【0047】**

また、他の補強体として、図4に示す補強体51がある。補強体51は、シース本体部22の金属チューブ222と当接され、樹脂チューブ221が嵌挿される。補強体51は、金属チューブ222および樹脂チューブ221に接着剤等により固定される。

30

**【0048】**

次に、シース先端部21の製造方法について説明する。

**【0049】**

図5～図8は、図2に示すシース先端部のA-A断面図である。

**【0050】**

シース先端部21を製造する第1の方法としては、まず、図5の左側に示すように、ガイドワイヤ用ルーメン26となる単層チューブ26aと、観察部用ルーメン23となる単層チューブ23aとを用意する。そして、図5右側に示すように、単層チューブ26aおよび単層チューブ23aの外周の一部を接着すれば、略平行なガイドワイヤ用ルーメン26と観察部用ルーメン23とを得ることができる。

40

**【0051】**

ここで、図6に示すように、単層チューブ26aおよび単層チューブ23aの代わりに、多層チューブ26bおよび多層チューブ23bを接着してもよい。多層チューブ26b、23bを用いる場合にも、図5に示す場合と同様に、多層チューブ26b、23bの外周の一部で接着することにより、略並行なガイドワイヤ用ルーメン26と観察部用ルーメン23とを得ることができる。

**【0052】**

また、第2の方法としては、図7に示すように、ガイドワイヤ用ルーメン26および観

50

察部用ルーメン 23 を形成できる大きさのチューブ 70 を用意する。そして、これに略並行な通路 26c および 23c を形成すれば、ガイドワイヤ用ルーメン 26 と 観察部用ルーメン 23 とが略平行となる。

#### 【0053】

ここで、図 8 に示すように、チューブ 70 に略平行な 2 本の通路を形成し、ここに、多層チューブ 26d および 23d を嵌挿することによっても、シース先端部 21 に略平行なガイドワイヤ用ルーメン 26 および 観察部用ルーメン 23 を形成することができる。

#### 【0054】

このように、ガイドワイヤ用ルーメン 26 および 観察部用ルーメン 23 が略平行となるようにシース先端部 21 を形成するので、ガイドワイヤ 25 とイメージングコア 40 とが同軸に通ることがなく、ガイドワイヤ 25 が湾曲することなくスムーズに摺動することができる。

10

#### 【0055】

以上、本発明では、ガイドワイヤ用ルーメン 26 を第 1 ガイドワイヤ用ルーメン 27 と第 2 ガイドワイヤ用ルーメン 28 とに分け、イメージングコア 40 の振動子ユニット 41 より後端側にも第 2 ガイドワイヤ用ルーメン 28 を配置するようにしている。したがって、振動子ユニット 41 よりも先端側にしかガイドワイヤ用ルーメンが設けられていなかった従来に比べ、長くガイドワイヤ 25 がシース 2 の先端に沿うので、超音波カテーテル 1 の先端にハブ 3 において操作する力が伝わりやすくなり、操作性を向上させることができる。

20

#### 【0056】

また、振動子ユニット 41 により超音波が生体内に発射される方向には、ガイドワイヤ用ルーメン 26 が存在しないように、ガイドワイヤ用ルーメン 26 が振動子ユニット 41 より先端側および後端側に 2 つに分割されているので、振動子ユニット 41 による超音波の送受信が妨げられることなく、適切に生体内の観察を実行することができる。

#### 【0057】

なお、上記実施の形態では、本発明を超音波カテーテルに適用する場合について説明したが、他の診断用カテーテルに適用することもできる。たとえば、光干渉トモグラフィー (OCT) を利用した診断用カテーテルに適用することができる。OCT では、生体に測定光を入射し、生体内で散乱、吸収、あるいは反射、屈折して戻った光に基づいて、生体を観察することができる。

30

#### 【0058】

##### 【発明の効果】

請求項 1 に記載の発明においては、第 1 ガイドワイヤ用ルーメンと第 2 ガイドワイヤ用ルーメンが設けられているので、カテーテルの先端付近において、ガイドワイヤがカテーテルに沿うので、カテーテルを操作する力が先端に伝わりやすくなり、操作性を向上させることができる。

#### 【0059】

また、第 1 ガイドワイヤ用ルーメンが観察部より生体内挿入方向の先端側に設けられ、と第 2 ガイドワイヤ用ルーメンが観察部より後端側に設けられるので、観察部による生体の観察をガイドワイヤ用ルーメンが妨げることなく、適切に生体内の観察を実行することができる。

40

#### 【0060】

請求項 2 に記載の発明においては、観察部が観察部用ルーメンの伸延方向を軸として回転可能であるので、血管および脈管などの体腔内の患部を 360 度観察することができる。

#### 【0061】

請求項 3 に記載の発明においては、観察部が観察部用ルーメンの伸延方向に移動可能であるので、患部を広範囲に観察することができる。

#### 【0062】

請求項 4 に記載の発明においては、第 1 ガイドワイヤ用ルーメンと第 2 ガイドワイヤ用ル

50

ーメンとが観察部が移動する範囲分離でられているので、観察部により広範囲に観察する場合でも、ガイドワイヤ用ルーメンにより観察部の観察が妨げられることがない。

【0063】

請求項5に記載の発明においては、観察部が超音波検出器であるので、患部の超音波断層像を形成して、患部を観察することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の超音波カテーテルを示す図である。

【図2】 超音波カテーテルの先端部の一部を示す拡大図である。

【図3】 シース先端部およびシース本体部の接続部位付近の構造を示す図である。

【図4】 シース先端部およびシース本体部の接続部位付近の他の構造を示す図である。 10

【図5】 図2に示すシース先端部のA-A断面図である。

【図6】 図2に示すシース先端部の他のA-A断面図である。

【図7】 図2に示すシース先端部の他のA-A断面図である。

【図8】 図2に示すシース先端部の他のA-A断面図である。

【符号の説明】

1 ... 超音波カテーテル、

2 ... シース、

3 ... ハブ、

2 1 ... シース先端部、

2 2 ... シース本体部、

2 3 ... 観察部用ルーメン、

2 4 ... 観察部用ルーメン、

2 5 ... ガイドワイヤ、

2 6 ... ガイドワイヤ用ルーメン、

2 7 ... 第1ガイドワイヤ用ルーメン、

2 8 ... 第2ガイドワイヤ用ルーメン、

2 9 ... X線造影マーカ、

4 0 ... イメージングコア、

4 1 ... 振動子ユニット、

4 2 ... 駆動シャフト、

4 3 ... 回転安定コイル、

5 0、5 1 ... 補強体、

4 1 1 ... 超音波振動子、

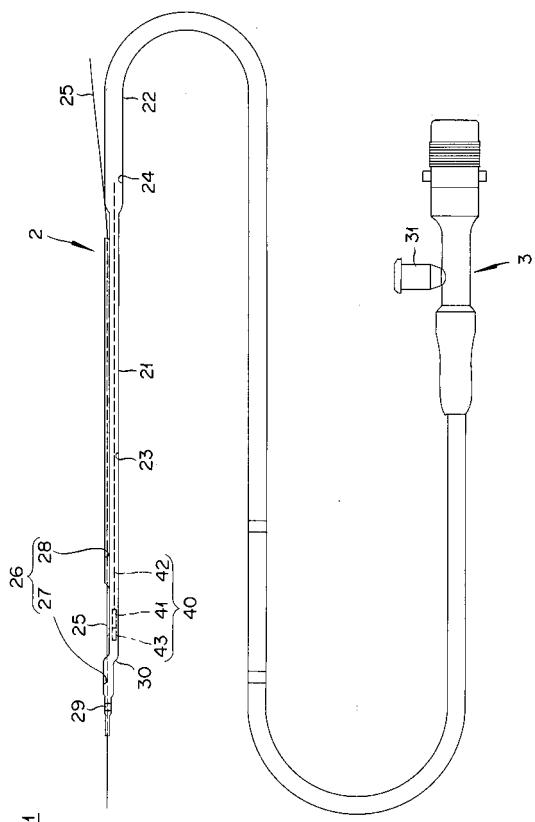
4 1 2 ... 超音波振動子ハウジング。

10

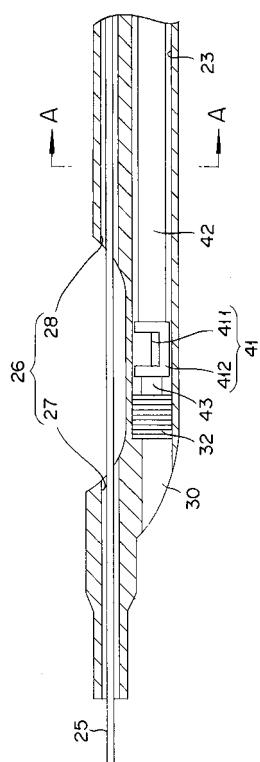
20

30

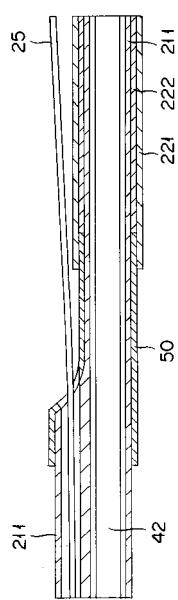
【 図 1 】



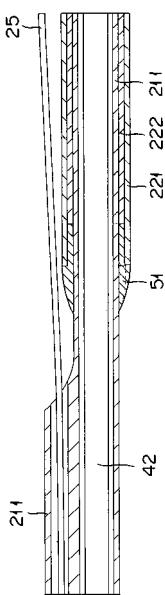
【 図 2 】



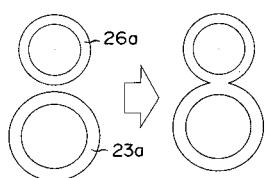
【図3】



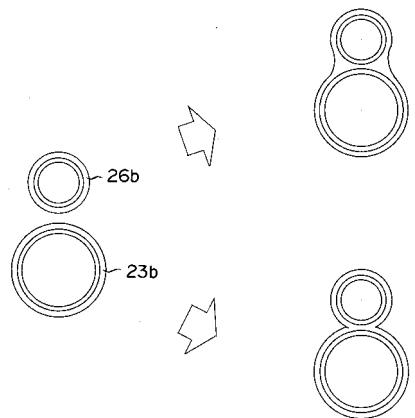
【図4】



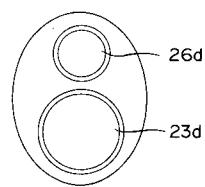
【図5】



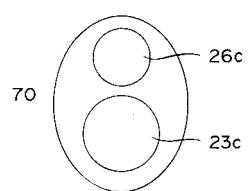
【図6】



【図8】



【図7】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100114649  
弁理士 宇谷 勝幸

(72)発明者 山口 徹  
東京都杉並区善福寺1 - 27 - 5

(72)発明者 矢上 弘之  
静岡県富士宮市舞々木町150番地 テルモ株式会社内

(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

審査官 川上 則明

(56)参考文献 特開平11-128230(JP,A)  
特開平05-076530(JP,A)  
特開平10-080425(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/12

专利名称(译)	导管		
公开(公告)号	<a href="#">JP4065167B2</a>	公开(公告)日	2008-03-19
申请号	JP2002260193	申请日	2002-09-05
[标]申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社 山口彻		
申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社 山口彻		
当前申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社 山口彻		
[标]发明人	山口徹 矢上弘之 原田恭和		
发明人	山口徹 矢上弘之 原田恭和		
IPC分类号	A61B8/12 A61M25/00 A61B17/22		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B17/2256 A61B2017/22039 A61B2017/22088		
FI分类号	A61B8/12 A61M25/00.405.B A61M25/14.512		
F-TERM分类号	4C167/AA05 4C167/BB02 4C167/BB26 4C167/BB45 4C167/BB63 4C167/CC04 4C167/CC09 4C167/CC29 4C167/GG34 4C167/HH11 4C267/AA05 4C267/BB02 4C267/BB26 4C267/BB45 4C267/BB63 4C267/CC04 4C267/CC09 4C267/CC29 4C267/GG34 4C267/HH11 4C301/AA02 4C301/BB30 4C301/EE13 4C301/FF09 4C301/GA01 4C301/GA14 4C601/BB05 4C601/BB09 4C601/BB12 4C601/BB14 4C601/EE11 4C601/FE03 4C601/GA01 4C601/GA11 4C601/GA14 4C601/LL27		
代理人(译)	野上淳 宇谷胜幸		
审查员(译)	川上則明		
其他公开文献	JP2004097286A5 JP2004097286A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：提供能够在不妨碍图像采集的情况下提高可操作性的导管。ŽSOLUTION：超声波导管1包括：振动器单元41，用于在活体内观察；管腔23和24用于在活体内部沿插入方向延伸的成像芯，其中振动器单元41布置在内部；用于第一导丝的内腔27大致平行于成像芯的内腔23和24设置，并且更多地设置在活体内部的插入方向的尖端侧上，而不是振动器单元41，导丝25到达内部。预先插入生物体；用于第一导丝的内腔27的延长线上设置的第二导丝的内腔28，与在振动器单元41上设置在生物体内部的插入方向的后端侧的内腔28相比，导丝25插入。Ž

