

(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2004-97286

(P2004-97286A)

(43) 公開日 平成16年4月2日(2004.4.2)

(51) Int.Cl.⁷

A 61 B 8/12

A 61 M 25/00

F 1

A 61 B 8/12

A 61 M 25/00 405 B

テーマコード(参考)

4 C 1 6 7

4 C 3 0 1

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (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)

(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

(71) 出願人 502323689

山口 敬

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

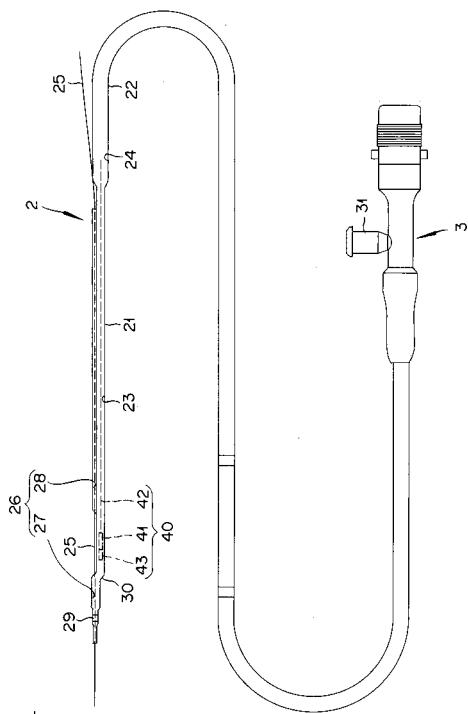
(57) 【要約】

【課題】 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を提供する。

【解決手段】 本発明の超音波カテーテル1は、生体内の観察に用いられる振動子ユニット41と、振動子ユニット41が内部に配置され、生体内挿入方向に伸延したイメージングコア用ルーメン23、24と、イメージングコア用ルーメン23、24と略平行に、かつ振動子ユニット41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25が挿通される第1ガイドワイヤ用ルーメン27と、第1ガイドワイヤ用ルーメン27の延長線上に、かつ振動子ユニット41より生体内挿入方向の後端側に設けられ、ガイドワイヤ25が挿通される第2ガイドワイヤ用ルーメン28とを有する。

【選択図】

図1



【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。

【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。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【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、ロータブレータ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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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】

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】

【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する。

【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。

【0015】

(5) 前記観察部は、超音波検出器である。

【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。

【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。

【0020】

10

20

30

40

50

シース先端部 21 およびシース本体部 22 には、互いに連通するイメージングコア用ルーメン（観察部用ルーメン）23 および 24 が設けられている。このイメージングコア用ルーメン 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。

【 0 0 2 1 】

イメージングコア用ルーメン 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（観察部、超音波検出器）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 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転動力を伝達する駆動シャフト 42 と、振動子ユニット 41 に取り付けられる回転安定コイル 43 とを備える。

【 0 0 2 2 】

振動子ユニット 41 は、図 2 に示すように、超音波を送受信する超音波振動子 411 と、超音波振動子 411 を収納する超音波振動子ハウジング 412 とを有して構成されている。

【 0 0 2 3 】

超音波振動子 411 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 412 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 411 を保持し、超音波振動子 411 を保護する。

【 0 0 2 4 】

駆動シャフト 42 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 41 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 42 が回転の動力を伝達することによって、振動子ユニット 41 がイメージングコア用ルーメン 23 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 42 は、振動子ユニット 41 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 43 は、振動子ユニット 41 の先端に取り付けられ、イメージングコア 40 が回転したときに、振動子ユニット 41 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 43 は、シース先端部 21 の先端に固定された金属コイル 31 に入り込むことができる。回転安定コイル 43 が金属コイル 31 に入り込むので、シース先端部 21 の先端において、イメージングコア 40 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、イメージングコア用ルーメン 23、24 は、上記イメージングコア 40 を内蔵するほか、ハブ 3 のポート 31 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 31 から供給される超音波伝達液は、イメージングコア用ルーメン 23、24 内を通ってシース先端部 21 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 411 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 41 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 21 に設けられた排出口 30 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 21 には、X 線造影マーカ 29 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 】

10

20

30

40

50

シース先端部 21 には、さらに、ガイドワイヤ 25 を通すための通路としてガイドワイヤ用ルーメン 26 が設けられており、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 27 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 28 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 27 および第 2 ガイドワイヤ用ルーメン 28 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 を通ることができる。

10

【 0 0 3 1 】

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。

【 0 0 3 2 】

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。

【 0 0 3 3 】

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。

20

【 0 0 3 4 】

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。

【 0 0 3 5 】

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 をイメージングコア用ルーメン 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。

30

【 0 0 3 6 】

また、ガイドワイヤ用ルーメン 26 は、イメージングコア用ルーメン 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 が同一路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 を通ることができる。

【 0 0 3 7 】

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、基端側にも伸びているため、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。

40

【 0 0 3 8 】

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。

【 0 0 3 9 】

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

50

イヤ用ルーメン 2 8 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 2 7 の長さを第 2 ガイドワイヤ用ルーメン 2 8 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 2 5 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 2 7 の長さを短くすることによって、イメージングコア 4 0 の振動子ユニット 4 1 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。

【 0 0 4 0 】

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 2 1 およびシース本体部 2 2 の接続部位付近の具体的な構造について説明する。

【 0 0 4 1 】

図 3 はシース先端部 2 1 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 2 1 およびシース本体部 2 2 の接続部位付近の他の構造を示す図である。

【 0 0 4 2 】

シース先端部 2 1 は、シース本体部 2 2 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 2 2 とシース先端部 2 1 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。

【 0 0 4 3 】

第 1 の構造としては、図 3 に示す構造がある。

【 0 0 4 4 】

図 3 および図 4 に示すように、シース本体部 2 2 は、外壁に樹脂チューブ 2 2 1、その内部に金属チューブ 2 2 2、さらにその内部に樹脂チューブ 2 1 1 が固定されている。シース先端部 2 1 の外壁は、シース本体部 2 2 から伸延する同一の樹脂チューブ 2 1 1 と同体に形成されており、シース本体部 2 2 から形成されているイメージングコア用ルーメン 2 4 と同様の通路であるイメージングコア用ルーメン 2 3 が形成されるほか、ガイドワイヤ 2 5 を通すためのガイドワイヤ用ルーメン 2 6 も形成されている。

【 0 0 4 5 】

シース本体部 2 2 では、チューブが三層になっており、金属チューブ 2 2 2 も含まれるので、樹脂チューブ 2 2 1 だけのシース先端部 2 1 に比較して硬い。したがって、シース本体部 2 2 とシース先端部 2 1 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 2 1 とシース本体部 2 2 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 2 1 とシース本体部 2 2 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。

【 0 0 4 6 】

このような補強体としては、たとえば、図 3 に示す補強体 5 0 がある。補強体 5 0 は、樹脂チューブ 2 1 1 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 2 2 1 に嵌挿される。補強体 5 0 は、樹脂チューブ 2 1 1 および樹脂チューブ 2 2 1 に接着剤等により固定され、さらに金属チューブ 2 2 2 とも当接されて接着される。

【 0 0 4 7 】

また、他の補強体として、図 4 に示す補強体 5 1 がある。補強体 5 1 は、シース本体部 2 2 の金属チューブ 2 2 2 と当接され、樹脂チューブ 2 2 1 が嵌挿される。補強体 5 1 は、金属チューブ 2 2 2 および樹脂チューブ 2 2 1 に接着剤等により固定される。

【 0 0 4 8 】

次に、シース先端部 2 1 の製造方法について説明する。

【 0 0 4 9 】

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。

【 0 0 5 0 】

シース先端部 2 1 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 2 6 となる単層チューブ 2 6 a と、イメージングコア用ルーメン 2 3 となる単層チューブ 2 3 a を用意する。そして、図 5 右側に示すように、単層チューブ 2 6 a および単層チューブ 2 3 a の外周の一部を接着すれば、略平行なガイドワイヤ用ル

10

20

30

40

50

ーメン 2 6 とイメージングコア用ルーメン 2 3 とを得ることができる。

【 0 0 5 1 】

ここで、図 6 に示すように、単層チューブ 2 6 a および単層チューブ 2 3 a の代わりに、多層チューブ 2 6 b および多層チューブ 2 3 b を接着してもよい。多層チューブ 2 6 b 、 2 3 b 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 2 6 b 、 2 3 b 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 2 6 とイメージングコア用ルーメン 2 3 とを得ることができる。

【 0 0 5 2 】

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 2 6 およびイメージングコア用ルーメン 2 3 を形成できる大きさのチューブ 7 0 を用意する。そして、これに略並行な通路 2 6 c および 2 3 c を形成すれば、ガイドワイヤ用ルーメン 2 6 とイメージングコア用ルーメン 2 3 とが略平行となる。

【 0 0 5 3 】

ここで、図 8 に示すように、チューブ 7 0 に略平行な 2 本の通路を形成し、ここに、多層チューブ 2 6 d および 2 3 d を嵌挿することによっても、シース先端部 2 1 に略平行なガイドワイヤ用ルーメン 2 6 およびイメージングコア用ルーメン 2 3 を形成することができる。

【 0 0 5 4 】

このように、ガイドワイヤ用ルーメン 2 6 およびイメージングコア用ルーメン 2 3 が略並行となるようにシース先端部 2 1 を形成するので、ガイドワイヤ 2 5 とイメージングコア 4 0 とが同軸に通ることがなく、ガイドワイヤ 2 5 が湾曲することなくスムーズに摺動することができる。

【 0 0 5 5 】

以上、本発明では、ガイドワイヤ用ルーメン 2 6 を第 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 とに分け、イメージングコア 4 0 の振動子ユニット 4 1 より後端側にも第 2 ガイドワイヤ用ルーメン 2 8 を配置するようにしている。したがって、振動子ユニット 4 1 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 2 5 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。

【 0 0 5 6 】

また、振動子ユニット 4 1 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 2 6 が存在しないように、ガイドワイヤ用ルーメン 2 6 が振動子ユニット 4 1 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 4 1 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。

【 0 0 5 7 】

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。

【 0 0 5 8 】

【 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。

【 0 0 5 9 】

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

10

20

30

40

50

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。

【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。

20

【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、

30

2 3 ... イメージングコア用ルーメン、

2 4 ... イメージングコア用ルーメン、

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、

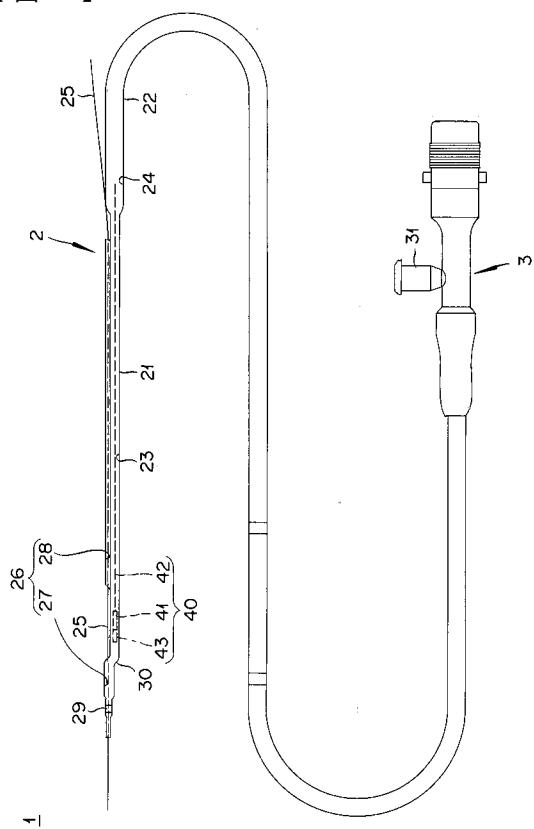
5 0、5 1 ... 補強体、

4 1 1 ... 超音波振動子、

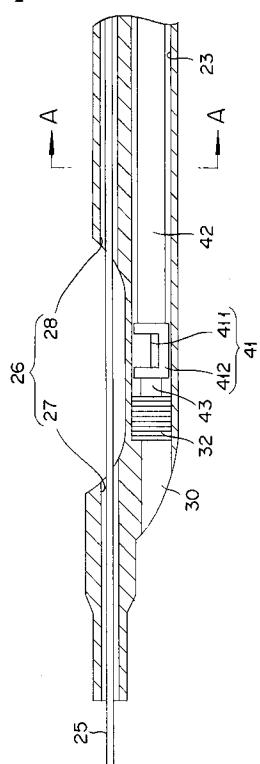
4 1 2 ... 超音波振動子ハウジング。

40

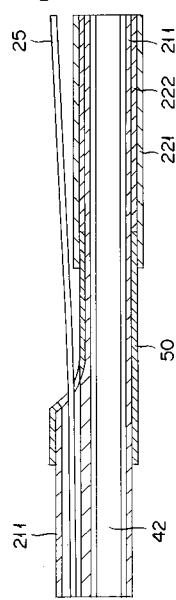
【図1】



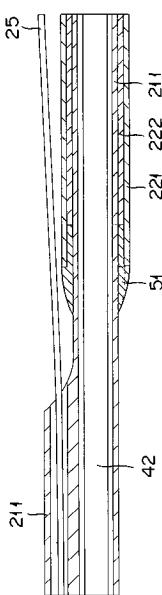
【図2】



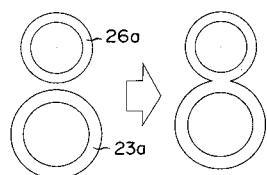
【図3】



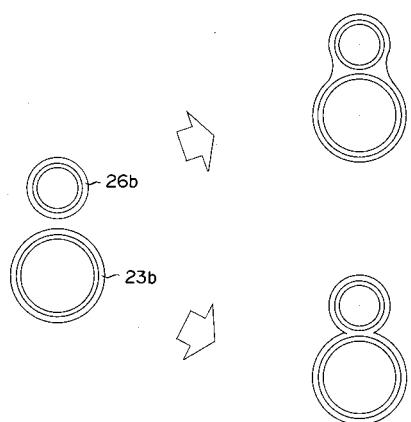
【図4】



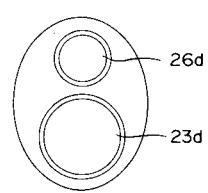
【図5】



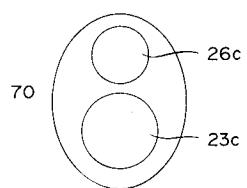
【図6】



【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 - 2 7 - 5

(72)発明者 矢上 弘之

静岡県富士宮市舞々木町 1 5 0 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 1 5 0 番地 テルモ株式会社内

F ターム(参考) 4C167 AA05 BB02 BB26 BB45 BB63 CC04 CC09 CC29 GG34 HH11

4C301 AA02 BB30 EE13 FF09 GA01 GA14

4C601 BB05 BB09 BB12 BB14 EE11 FE03 GA01 GA11 GA14

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2004097286A5	公开(公告)日	2005-10-27
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		
[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	A61M25/00 A61B8/12 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		
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 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 4C267/AA05 4C267/BB02 4C267/BB26 4C267/BB45 4C267/BB63 4C267/CC04 4C267/CC09 4C267/GG34 4C267/HH11 4C601/LL27		
代理人(译)	野上淳 宇谷胜幸		
其他公开文献	JP2004097286A JP4065167B2		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在不妨碍图像采集的情况下提高可操作性的导管。本发明的超声导管(1)包括：用于体内观察的换能器单元(41)；以及成像芯腔(23、24)，其中，换能器单元(41)在体内插入方向上布置并延伸。对于第一导线，第一导线设置成与成像芯腔23和24基本平行，并且设置在从换能器单元41在体内插入方向上的远端侧，并且预先到达体内的导线25通过第一导线插入。相对于振子单元41，在第一导丝管腔27的延长线上以及在体内插入方向上的后端侧设置有管腔27和第二导丝管腔28，导丝25被插入。有。[选型图]图1