

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/035539

発行日 平成29年6月22日(2017.6.22)

(43) 国際公開日 平成28年3月10日(2016.3.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 1 6 7
A 6 1 M 25/14 (2006.01)	A 6 1 M 25/14 5 1 2	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

出願番号	特願2016-546402 (P2016-546402)	(71) 出願人	000109543
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/073033		テルモ株式会社
(22) 国際出願日	平成27年8月17日 (2015.8.17)		東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号
(31) 優先権主張番号	特願2014-178929 (P2014-178929)	(74) 代理人	100141829
(32) 優先日	平成26年9月3日 (2014.9.3)		弁理士 山田 牧人
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	山下 泰徳
			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 AA05 BB03 BB09 BB40 BB45 CC08 CC22 GG04 GG05 GG06 GG07 GG09 HH12 4C601 BB14 BB24 DD14 EE05 FE04 GA01 GC02

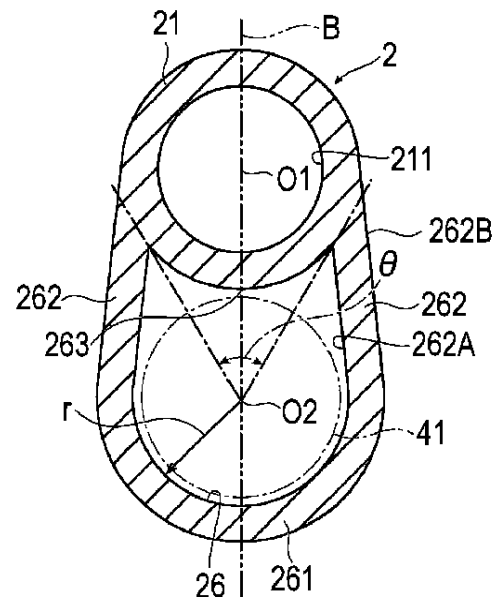
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用デバイス

(57) 【要約】

画像を極力広い範囲で取得できる医療用デバイスを提供する。

ガイドワイヤ(25)を挿入可能なガイドワイヤ用ルーメン(211)および生体内で画像情報を取得する超音波振動子(411)が挿入されるイメージングコア用ルーメン(26)が形成されるシース(2)を備える医療用デバイスであって、イメージングコア用ルーメン(26)内に挿入され、超音波振動子(411)に機械的駆動力を伝達するために回転可能な回転シャフト(42)を有し、シース(2)は、ガイドワイヤ用ルーメン(211)から離れた側にイメージングコア用ルーメン(26)の曲率半径が一定の円形部(261)が形成されるとともに、ガイドワイヤ用ルーメン(211)に近接する側の少なくとも一部に円形部(261)の中心点からイメージングコア用ルーメン(26)の内面までの距離が非均一であって円形部(261)の半径よりも長い非円形部(262)が形成される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ガイドワイヤを挿入可能なガイドワイヤ用ルーメンおよび生体内で画像情報を取得する観察部が挿入される観察部用ルーメンが形成された管体を備える医療用デバイスであって、

前記観察部用ルーメン内に挿入され、前記観察部に機械的駆動力を伝達するために回転可能な回転シャフトを有し、

前記管体は、前記ガイドワイヤ用ルーメンから離れた側に前記観察部用ルーメンの曲率半径が均一の円形部が形成されるとともに、前記ガイドワイヤ用ルーメンに近接する側の少なくとも一部に前記円形部の中心点から前記観察部用ルーメンの内面までの距離が非均一であって前記円形部の半径よりも長い非円形部が形成される医療用デバイス。

10

【請求項 2】

前記管体は、前記ガイドワイヤ用ルーメンに近接する側の少なくとも一部に、前記円形部の内径と等しい内径の支持部を有する請求項 1 に記載の医療用デバイス。

【請求項 3】

前記支持部は、前記円形部における曲率と等しい曲率を有する請求項 2 に記載の医療用デバイス。

【請求項 4】

前記非円形部の肉厚は、前記ガイドワイヤ用ルーメン側に向かって一定または薄くなるように形成される請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の医療用デバイス。

20

【請求項 5】

前記管体の外周面において前記非円形部の外側を構成する面は、平面で形成される請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の医療用デバイス。

【請求項 6】

前記観察部は、超音波振動子である請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の医療用デバイス。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、撮像機能を有する医療用デバイスに関する。

30

【背景技術】**【0002】**

従来から、撮像機能を有する医療用デバイスを心臓の冠状動脈などの血管、胆管等の管腔に挿入して、画像診断が行われている。

【0003】

撮像機能を有する医療用デバイスとしては、血管内超音波診断装置（IVUS：Intra Vascular Ultra Sound）が挙げられる。一般に血管内超音波診断装置は、長尺な管体内に超音波振動子を内蔵する超音波検出器（プローブ）が回転可能に配置されている。管体には、プローブを回転可能に収容する観察部用ルーメンが形成されるとともに、画像診断装置を目的の位置まで導くためのガイドワイヤを挿入可能なガイドワイヤ用ルーメンが形成されている。そして、予め血管内の目的位置の近傍まで挿入したガイドワイヤをガイドワイヤ用ルーメンに挿入し、管体をガイドワイヤに沿って移動させてプローブを目的の位置に配置する。この後、管体内でプローブをラジアル走査させることで、生体組織で反射された反射波（超音波エコー）を同じプローブで受信した後、増幅、検波等の処理を施し、生成された超音波エコーの強度に基づいて、血管の断面画像を描出できる。

40

【0004】

ところで、血管内超音波診断装置において、プローブは、生体内への血管内超音波診断装置の挿入をできるだけ少なくするために、可能な限り血管内超音波診断装置の先端に設けられることが望ましい。したがって、プローブよりも先端側に設けられるガイドワイヤ

50

用ルーメンは、必然的に軸線方向の長さを短くする必要がある。しかしながら、ガイドワイヤ用ルーメンが短くなると操作性が低下し、血管内超音波診断装置が思うようにガイドワイヤに沿って進まないといった現象が生じる可能性がある。このため、特許文献1には、プローブよりも先端側に第1ガイドワイヤ用ルーメンが設けられるとともに、プローブよりも基端側に第2ガイドワイヤ用ルーメンが設けられた血管内超音波診断装置が記載されている。血管内超音波診断装置に2つのガイドワイヤ用ルーメンが設けられることで、血管内超音波診断装置をガイドワイヤに沿って安定して移動させることができ、操作性が向上する。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0005】

【特許文献1】特開2004-97286号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、プローブを観察部用ルーメン内で軸線方向へ移動させる機構（中引き機構）が設けられ、プローブが第2ガイドワイヤ用ルーメンと並ぶ位置においても画像を取得する場合、観察部用ルーメンおよび第2ガイドワイヤ用ルーメンが設けられる位置において管体の肉厚が厚くなり、広域角度で、超音波減衰による画像欠損が起こる可能性がある。

20

【0007】

本発明は、上述した課題を解決するためになされたものであり、画像を極力広い範囲で取得できる医療用デバイスを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成する医療用デバイスは、ガイドワイヤを挿入可能なガイドワイヤ用ルーメンおよび生体内で画像情報を取得する観察部が挿入される観察部用ルーメンが形成された管体を備える医療用デバイスであって、前記観察部用ルーメン内に挿入され、前記観察部に機械的駆動力を伝達するために回転可能な回転シャフトを有し、前記管体は、前記ガイドワイヤ用ルーメンから離れた側に前記観察部用ルーメンの曲率半径が均一の円形部が形成されるとともに、前記ガイドワイヤ用ルーメンに近接する側の少なくとも一部に前記円形部の中心点から前記観察部用ルーメンの内面までの距離が非均一であって前記円形部の半径よりも長い非円形部が形成される。

30

【発明の効果】

【0009】

上記のように構成した医療用デバイスは、ガイドワイヤ用ルーメンに近接する側の少なくとも一部において観察部用ルーメンの内径が円形部よりも大きい非円形部が形成されるため、非円形部におけるカテーテルの肉厚が薄くなり、超音波や光等の減衰による画像欠損を極力低減させて、画像を極力広い範囲で取得できる。

【0010】

40

前記管体は、前記ガイドワイヤ用ルーメンに近接する側の少なくとも一部に、前記円形部の内径と等しい内径の支持部を有するようにすれば、支持部によって、回転する観察部や回転シャフトを安定して支持することが可能であり、良好な画像を取得することができる。

【0011】

前記支持部は、前記円形部における曲率と等しい曲率を有するようにすれば、回転する観察部や回転シャフトをより安定して支持することが可能であり、良好な画像を取得することができる。

【0012】

前記非円形部の肉厚は、前記ガイドワイヤ用ルーメン側に向かって一定または薄くなる

50

ように形成されるようにすれば、超音波や光等の減衰を容易に予想でき、画像を容易に補正することができる。

【 0 0 1 3 】

前記管体の外周面において前記非円形部の外側を構成する面は、平面で形成されるようにすれば、管体を極力小さくしつつ高い強度を得ることができ、かつ管体の外周面に血液等が留まりにくくなり、血栓等の付着を抑制できる。

【 0 0 1 4 】

前記観察部は、超音波振動子であるようにすれば、観察部用ルーメンには液体が満たされる必要があるが、内径が大きい非円形部が形成されて観察部用ルーメンの体積が増加し、より低い圧力で観察部用ルーメン内を液体に置換することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 5 】

【図 1】本発明の一実施形態に係る医療用デバイスを示す平面図である。

【図 2】管腔内診断システムを示す平面図である。

【図 3】医療用デバイスの先端部を示す長手方向断面図である。

【図 4】図 3 の A - A 線に沿う断面図である。

【図 5】シース先端部を成形するための器具の一部を示す斜視図である。

【図 6】シース先端部を押出し成形により成形する際を説明するための断面図である。

【図 7】シース先端部を熱融着により成形するための器具の一部および材料を示す斜視図である。

20

【図 8】シース先端部を熱融着により成形する際を説明するための断面図である。

【図 9】シース先端部を熱融着により成形する際を説明するための断面図である。

【図 10】振動子ユニットをプルバックさせた際の医療用デバイスを示す平面図である。

【図 11】医療用デバイスのハブを示す長手方向断面図である。

【図 12】医療用デバイスのユニットコネクタおよび中継コネクタを示す長手方向断面図である。

【図 13】シース先端部の比較例を示す断面図である。

【図 14】シース先端部の変形例を示す断面図である。

【図 15】シース先端部の他の変形例を示す断面図である。

【図 16】シース先端部のさらに他の変形例を示す断面図である。

30

【図 17】シース先端部のさらに他の変形例を示す断面図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 6 】

以下、図面を参照して、本発明の実施の形態を説明する。なお、図面の寸法比率は、説明の都合上、誇張されて実際の比率とは異なる場合がある。

【 0 0 1 7 】

本実施形態に係る医療用デバイスは、図 1 , 2 に示すように、内部に超音波診断のためのイメージングコア 4 を収容して生体管腔内に挿入される超音波カテーテル 1 である。超音波カテーテル 1 は、当該超音波カテーテル 1 を保持してイメージングコア 4 を駆動させる外部駆動装置 7 に接続されて、主として血管内を診断するために使用される。なお、本明細書では、生体の管腔に挿入する側を「先端」若しくは「先端側」、操作する手元側を「基端」若しくは「基端側」と称することとする。

40

【 0 0 1 8 】

超音波カテーテル 1 は、管腔内に挿入されるシース 2 と、管腔内組織に向けて超音波を送受信するイメージングコア 4 と、イメージングコア 4 が貫通しかつシース 2 より基端側に位置する操作部 3 とを備えている。

【 0 0 1 9 】

シース 2 は、図 3 に示すように、シース先端部 2 1 と、シース先端部 2 1 の基端側に形成されるシース本体部 2 2 と、充填液入出路部材 2 3 とを有する。

【 0 0 2 0 】

50

シース先端部 2 1 およびシース本体部 2 2 には、互いに連通するイメージングコア用ルーメン 2 6 (観察部用ルーメン) が形成されている。このイメージングコア用ルーメン 2 6 は、シース 2 内に形成された中空の通路である。

【0021】

イメージングコア用ルーメン 2 6 内には、イメージングコア 4 がシース 2 の軸線方向にスライド可能に配置されている。このイメージングコア 4 は、管腔内から生体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 4 1 と、この振動子ユニット 4 1 を先端に取り付けるとともに回転させる回転シャフト 4 2 とを備える。振動子ユニット 4 1 は、超音波を送受信する超音波振動子 4 1 1 (観察部) と、超音波振動子 4 1 1 を収納するハウジング 4 1 2 とで構成されている。

10

【0022】

シース先端部 2 1 には、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 1 1 が形成されている。ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 は、シース先端部 2 1 の最先端で開口するとともに、シース先端部 2 1 の基端部近傍、すなわちシース本体部 2 2 の先端部近傍で開口している。シース先端部 2 1 は、ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 およびイメージングコア用ルーメン 2 6 が形成されることで、長手方向と直交する断面において、ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 およびイメージングコア用ルーメン 2 6 が並ぶ方向へ長い形状となっている。

【0023】

シース先端部 2 1 は、図 4 に示すように、ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 およびイメージングコア用ルーメン 2 6 の両方が並んで形成される部位において、イメージングコア用ルーメン 2 6 の周囲に、イメージングコア用ルーメン 2 6 の曲率半径が均一で内径 r が一定である円形部 2 6 1 と、円形部 2 6 1 の中心点 (軸心 O_2) からイメージングコア用ルーメン 2 6 の内面までの距離が不均一であって円形部 2 6 1 の内径 r よりも長い非円形部 2 6 2 とが形成されている。円形部 2 6 1 は、シース先端部 2 1 の長手方向と直交する断面において、ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 から離れた側に形成される。非円形部 2 6 2 は、シース先端部 2 1 の長手方向と直交する断面において、ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 に近接する側の少なくとも一部に形成される。本実施形態においては、非円形部 2 6 2 は、シース先端部 2 1 の長手方向と直交する断面において、ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 の軸心 O_1 およびイメージングコア用ルーメン 2 6 の軸心 O_2 を通る基準面 B を挟んで両側に対称的に形成されている。この非円形部 2 6 2 は、イメージングコア用ルーメン 2 6 の軸心 O_2 を中心に、ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 に近い側の基準面 B 上から 90° の範囲内に、少なくとも一部が位置している。

20

30

【0024】

さらに、シース先端部 2 1 は、ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 に近接する側の少なくとも一部に、円形部 2 6 1 と等しい内径 r を有する支持部 2 6 3 を部分的に備えている。本実施形態において、支持部 2 6 3 は、基準面 B 上に位置している。円形部 2 6 1 と内径 r が等しい支持部 2 6 3 が設けられることで、回転する超音波振動子 4 1 1 (観察部) または回転シャフト 4 2 を安定して支持することが可能であり、良好な画像を取得することができる。

40

【0025】

シース先端部 2 1 の内周面および外周面の一部を構成する非円形部 2 6 2 の内側面 2 6 2 A および外側面 2 6 2 B は、平面で形成される。特に、非円形部 2 6 2 の外側面 2 6 2 B は、シース先端部 2 1 のガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 が形成される部位の外面の接線と、イメージングコア用ルーメン 2 6 が形成される部位の外面の接線を結ぶように形成されている。このため、シース先端部 2 1 を、極力小さくしつつ高強度とすることができる。また、シース先端部 2 1 のガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 が形成される部位と、イメージングコア用ルーメン 2 6 が形成される部位との間に、血管等が溜まるような凹部が形成されない。

【0026】

50

また、非円形部 2 6 2 の肉厚は、イメージングコア用ルーメン 2 6 側からガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 側に向かって一定である。

【 0 0 2 7 】

シース先端部 2 1 は、超音波の透過性の高い材料により形成されている。シース先端部 2 1 は、可撓性を有する材料で形成され、その材料は、特に限定されず、例えば、スチレン系、ポリオレフィン系、ポリウレタン系、ポリエステル系、ポリアミド系、ポリイミド系、ポリブタジエン系、トランスポリイソブレン系、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等が挙げられ、これらのうちの 1 種または 2 種以上を組合せたもの（ポリマーアロイ、ポリマーブレンド、積層体等）を用いることができる。

【 0 0 2 8 】

シース本体部 2 2 は、シース先端部よりも基端側に位置し、イメージングコア用ルーメン 2 6 が内部に形成されている。シース本体部 2 2 は、可撓性を有する材料で形成され、その材料は、特に限定されず、例えば、上述したシース先端部 2 1 と同様の材料で形成される。

【 0 0 2 9 】

イメージングコア用ルーメン 2 6 およびガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 が並んで形成されるシース先端部 2 1 は、例えば、押出成形や熱融着等により成形可能である。

【 0 0 3 0 】

シース先端部 2 1 を押出成形により成形する場合には、図 5 に示すように、シース先端部 2 1 の外周面の形状を規定するための押出し用ダイ 8 1 と、第 1 芯金 8 2 および第 2 芯金 8 3 を用いることで、ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 およびイメージングコア用ルーメン 2 6 を同時に成形可能である。第 1 芯金 8 2 は、ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 の形状を規定し、第 2 芯金 8 3 は、イメージングコア用ルーメン 2 6 の形状を規定する。

【 0 0 3 1 】

押出成形を行う際には、イメージングコア用ルーメン 2 6 およびガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 の形状に対応した異形の第 1 芯金 8 2 および第 2 芯金 8 3 を作製する。そして、図 6 に示すように、押出機から押し出される加熱溶融した材料を第 1 芯金 8 2 および第 2 芯金 8 3 の周囲に満たし、引取機によって第 1 芯金 8 2 および第 2 芯金 8 3 を軸線方向へ移動させつつ押出し用ダイ 8 1 の内側を通過させて、シース先端部 2 1 の外周面の形状を規定する。押出し成形の後、冷却されて硬化した材料から第 1 芯金 8 2 および第 2 芯金 8 3 を引き抜き、切断等の必要な工程を行うことで、シース先端部 2 1 が形成される。

【 0 0 3 2 】

なお、押出成形において、シース先端部 2 1 の外面の形状、イメージングコア用ルーメン 2 6 の内面の形状、およびガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 の内面の形状に対応した金型を用いることにより、芯金を用いずに、シース先端部 2 1 を成形することもできる。

【 0 0 3 3 】

シース先端部 2 1 を熱融着により成形する場合には、図 7 に示すように、ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 を形成するための第 1 チューブ 8 5 と、イメージングコア用ルーメン 2 6 を形成するための第 2 チューブ 8 6 とを準備する。さらに、イメージングコア用ルーメン 2 6 およびガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 の形状に対応した異形の第 1 芯金 8 2 および第 2 芯金 8 3 を作製する。次に、第 1 芯金 8 2 を内部に挿入した第 1 チューブ 8 5 および第 2 芯金 8 3 を内部に挿入した第 2 チューブ 8 6 を、1 つの熱収縮チューブ 8 4 に挿入する。この後、ヒータ等の加熱源によって加熱すると、加熱によって軟化した第 1 チューブ 8 5 および第 2 チューブ 8 6 が、加熱により収縮する熱収縮チューブ 8 4 の収縮力によって互いに押し付けられて一体化する。この後、冷却されて硬化した材料から熱収縮チューブ 8 4 を剥がして第 1 芯金 8 2 および第 2 芯金 8 3 を引き抜き、切断等の必要な工程を行うことで、シース先端部 2 1 が形成される。

【 0 0 3 4 】

充填液入出路部材 2 3 には、図 3 に示すように、シース 2 内のイメージングコア用ルーメン 2 6 と連通して、シース 2 内に充填される生理食塩液を外部に流すための孔であるブ

10

20

30

40

50

ライミングポート 2 3 1 が形成されている。

【 0 0 3 5 】

回転シャフト 4 2 は、柔軟で、しかも操作部 3（図 1 参照）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構成されている。回転シャフト 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 が回転し、血管および脈管などの管腔内の患部を周方向に亘って観察することができる。また、回転シャフト 4 2 は、振動子ユニット 4 1 で検出された信号を操作部 3 に伝送するための信号線 5 4 が内部に通されている。

【 0 0 3 6 】

操作部 3 は、図 1 に示すように、エア抜きのための生理食塩液を注入するポート 3 1 1 を有するハブ 3 1 と、内管 3 4 を介してハブ 3 1 と接続されるユニットコネクタ 3 7 と、外管 3 2 を介してユニットコネクタ 3 7 に接続されるとともにシース 2 と操作部 3 とを接続する中継コネクタ 3 3 とを有する。

【 0 0 3 7 】

ハブ 3 1 は、回転シャフト 4 2 および内管 3 4 を保持する。内管 3 4 がユニットコネクタ 3 7 および外管 3 2 に押し込まれ、または引き出されることによって、回転シャフト 4 2 が連動してシース 2 内を軸線方向にスライドする。

【 0 0 3 8 】

内管 3 4 を最も押し込んだときには、図 1 に示すように、内管 3 4 は、シース側の端部が外管 3 2 のシース側端部付近、すなわち、中継コネクタ 3 3 付近まで到達する。そして、この状態では、振動子ユニット 4 1 は、シース 2 の先端付近に位置する。

【 0 0 3 9 】

また、内管 3 4 を最も引き出したときには、図 1 0 に示すように、内管 3 4 は、先端に形成されたストッパー 3 1 3 がユニットコネクタ 3 7 の内壁に引っかかり、引っかかった先端付近以外が露出する。そして、この状態では、振動子ユニット 4 1 は、シース 2 を残したままその内部を引き戻されている。振動子ユニット 4 1 が回転しながら移動することによって、血管などの断層画像を作成することができる。

【 0 0 4 0 】

操作部 3 のハブ 3 1 は、図 1 1 に示すように、ジョイント 5 0 と、雄コネクタ 5 1 と、ロータ 5 2 と、接続パイプ 5 3 と、信号線 5 4 と、ハブ本体 5 5 と、シール部材 5 6 と、耐キンクプロテクタ 5 7 とを有する。

【 0 0 4 1 】

ジョイント 5 0 は、超音波カテーテル 1 の使用者手元側に開口部 5 0 1 を有し、雄コネクタ 5 1 およびロータ 5 2 を内部に配置する。雄コネクタ 5 1 は、ジョイント 5 0 の開口部 5 0 1 側から外部駆動装置 7 が有する雌コネクタ 7 1 1（図 2 参照）に連結可能であり、これにより、外部駆動装置 7 と雄コネクタ 5 1 とが機械的および電氣的に連結される。

【 0 0 4 2 】

ロータ 5 2 は、接続パイプ 5 3 を回転不能に保持しており、雄コネクタ 5 1 と一体的に回転する。接続パイプ 5 3 は、ロータ 5 2 の回転を回転シャフト 4 2 に伝達するために、ロータ 5 2 側と反対の端部で回転シャフト 4 2 を保持する。接続パイプ 5 3 の内部には信号線 5 4 が通されており、この信号線 5 4 は、一端を雄コネクタ 5 1 に、他端を回転シャフト 4 2 内を通り抜けて振動子ユニット 4 1 に接続されている。振動子ユニット 4 1 における観察結果は、雄コネクタ 5 1 を介して外部駆動装置 7 に送信され、適当な処理を施されて画像として表示される。

【 0 0 4 3 】

ハブ本体 5 5 は、ポート 3 1 1 から生理食塩液を注入され、この生理食塩液を外部に漏らすことなく、内管 3 4 内に導入する。なお、ハブ本体 5 5 とジョイント 5 0 との間には、Oリング 5 8 を含むシール部材 5 6 が設置されるので、生理食塩液がジョイント 5 0 の開口部 5 0 1 側に漏れ出すことがない。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 4 】

ハブ本体 5 5 は、内部の内周面 5 5 1 に内管 3 4 の外周面が嵌合するように、内管 3 4 の基端部が挿入される。内管 3 4 およびハブ本体 5 5 の周囲には、耐キンクプロテクタ 5 7 が配置される。

【 0 0 4 5 】

ユニットコネクタ 3 7 は、図 1 2 に示すように、ユニットコネクタ本体 6 1 と、封止部材 6 2 と、カバー部材 6 3 と、パッキン 6 4 とを有する。

【 0 0 4 6 】

ユニットコネクタ本体 6 1 は、中継コネクタ 3 3 に取り付けられた外管 3 2 の基端部が内部の内周面 6 1 1 に嵌合するように挿入され、この外管 3 2 の内部に、ハブ 3 1 から伸びた内管 3 4 が挿入される。封止部材 6 2 は、ユニットコネクタ本体 6 1 と組み合わせさせてパッキン 6 4 を保持し、カバー部材 6 3 は、ユニットコネクタ本体 6 1 と組み合わせさせて外管 3 2 を保持する。ユニットコネクタ本体 6 1 および封止部材 6 2 間には、パッキン 6 4 が封止されているので、ハブ 3 1 のポート 3 1 1 に供給される生理食塩液が内管 3 4 を通って外管 3 2 内に流入しても、ユニットコネクタ 3 7 の外部に漏れない。

【 0 0 4 7 】

また、ハブ 3 1 から伸びる内管 3 4 は、先端にストッパー 3 1 3 が形成されているので、ハブ 3 1 を最も引っ張ったとき、すなわち、内管 3 4 を外管 3 2 から最も引き出したときでも、ストッパー 3 1 3 がユニットコネクタ本体 6 1 の内壁に引っ掛かってユニットコネクタ 3 7 から内管 3 4 が抜けてしまうようなことがない。

【 0 0 4 8 】

中継コネクタ 3 3 は、外管保持部 6 5 と、耐キンクプロテクタ 6 6 とを有する。外管保持部 6 5 は、内部の内周面 6 5 1 に外管 3 2 の先端部の外周面が嵌合するように、外管 3 2 の一部が挿入される。また、外管保持部 6 5 の内周面 6 5 1 には、シース本体部 2 2 の基端側端部が連結されており、外管 3 2 から通り抜けた回転シャフト 4 2 および生理食塩液をシース 2 に導入する経路が形成されている。シース本体部 2 2 は、図 1 2 では 1 層構造となっているが、多層構造であってもよい。

【 0 0 4 9 】

外管保持部 6 5 に嵌合する外管 3 2 の先端部の内側には、回転シャフト 4 2 が通り抜けるスペーサチューブ 6 8 が配置され、スペーサチューブ 6 8 の内壁には、保護管 6 7 が固定されている。この保護管 6 7 は、ハブ 3 1 から伸びる内管 3 4 内に向かって伸び、回転シャフト 4 2 と内管 3 4 との間に配置される。したがって、外管 3 2 に内管 3 4 が押し込まれるときには、その押し込みの向きと反対向きに内管 3 4 に保護管 6 7 が押し込まれていくことになる。外管 3 2 に内管 3 4 が押し込まれたり引き出されたりする際に、反対方向から保護管 6 7 も内管 3 4 に相対的に押し込まれたり引き出されたりするので、内管 3 4 に接触して摩擦が起こり回転シャフト 4 2 に撓む力が発生しても、保護管 6 7 によって撓む力を抑制し、折れ曲がりなどを防止することができる。なお、保護管 6 7 は、金属の疎巻きコイル状の管体で形成されており、このため、生理食塩液がコイルの隙間から流れ込めるので、外管 3 2 内に空気が残留するようなことがない。

【 0 0 5 0 】

外管 3 2、内管 3 4、スペーサチューブ 6 8、ハブ 3 1、ユニットコネクタ本体 6 1 および外管保持部 6 5 の構成材料は、特に限定されず、例えば、ポリ塩化ビニル、ポリエチレン、ポリプロピレン、環状ポリオレフィン、ポリスチレン、ポリ - (4 - メチルペンテン - 1)、ポリカーボネート、アクリル樹脂、アクリルニトリル - ブタジエン - スチレン共重合体、ポリエチレンテレフタレート、ポリエチレンナフタレート等のポリエステル、ブタジエン - スチレン共重合体、ポリアミド (例えば、ナイロン 6、ナイロン 6・6、ナイロン 6・10、ナイロン 12) のような各種樹脂が挙げられる。なお、これらの部材の構成材料は、要求される機能に応じて適宜選択され、したがって、各々が異なる構成材料によって形成され得る。

【 0 0 5 1 】

上述した超音波カテーテル 1 は、図 2 に示すように、外部駆動装置 7 に接続されて駆動される。外部駆動装置 7 は、基台 7 5 上に、モータ等の外部駆動源を内蔵して回転シャフト 4 2 を回転駆動させる駆動部 7 1 と、駆動部 7 1 を把持してモータ等により軸線方向へ移動させる移動手段 7 2 と、超音波カテーテル 1 の一部を位置固定的に保持する保持部 7 3 とを備えている。外部駆動装置 7 は、駆動部 7 1 および移動手段 7 2 を制御する制御部 7 9 に接続されており、振動子ユニット 4 1 によって得られた画像は、制御部 7 9 に接続された表示部 7 8 に表示される。

【0052】

移動手段 7 2 は、駆動部 7 1 を把持して固定することが可能であり、把持した駆動部 7 1 を、基台 7 5 上の溝レール 7 6 に沿って前後進させる送り機構である。

10

【0053】

駆動部 7 1 は、超音波カテーテル 1 の駆動用雄コネクタ 5 1 が接続可能な駆動用雌コネクタ 7 1 1 と、超音波カテーテル 1 のジョイント 5 0 に接続可能なジョイント接続部 7 1 2 と、を有し、当該接続によって、振動子ユニット 4 1 との間で信号の送受信が可能となると同時に、回転シャフト 4 2 を回転させることが可能となる。

【0054】

超音波カテーテル 1 における超音波走査（スキャン）は、駆動部 7 1 内のモータの回転運動を回転シャフト 4 2 に伝達し、回転シャフト 4 2 の先端に固定されたハウジング 4 1 2 を回転させることによって、ハウジング 4 1 2 に設けられた超音波振動子 4 1 1 で送受信される超音波を略径方向に走査することで行われる。また、超音波カテーテル 1 全体を基端側へ引っ張り、超音波振動子 4 1 1 を長手方向に移動させることによって、血管内の軸線方向にわたる包囲組織体における断面画像を任意の位置まで走査的に得ることができる。

20

【0055】

次に、本実施形態に係る超音波カテーテル 1 を用いて血管などの生体管腔内から生体組織を観察する際の動作について説明する。

【0056】

まず、超音波カテーテル 1 のシース 2 を管腔内に挿入する前に、当該超音波カテーテル 1 内を生理食塩液で満たすプライミング操作を行う。プライミング操作を行うことによって、超音波振動子 4 1 1 から超音波で伝達可能となり、かつ超音波カテーテル 1 内の空気を除去し、血管などの管腔内に空気が入り込むことを防止する。

30

【0057】

プライミングを行うには、ユニットコネクタ 3 7 からハブ 3 1 を使用者の手元側に最も引っ張った状態、すなわち、外管 3 2 から内管 3 4 が最も引き出された状態（図 10 参照）にし、ハブ 3 1 のポート 3 1 1 に接続した図示しないチューブおよび三方活栓からなる器具を介し、例えば注射筒等を用いて、生理食塩液を注入する。注入された生理食塩液は、ハブ 3 1 から順にシース 2 内まで充填されていく。超音波カテーテル 1 内が完全に生理食塩液で満たされると、シース 2 の充填液入出路部材 2 3（図 3 参照）に形成されたプライミングポート 2 3 1 から生理食塩液が抜ける。これにより、生理食塩液の充填が確認される。このプライミング操作を行うことによって、超音波カテーテル 1 内の空気を除去し、管腔内に空気が入り込むことを防止することができる。

40

【0058】

プライミングにおいて、シース先端部 2 1 が、イメージングコア用ルーメン 2 6 の内径 r が大きい非円形部 2 6 2 を備えているため、イメージングコア用ルーメン 2 6 内の体積が増加し、より低い圧力で生理食塩水に置換することができる。

【0059】

次に、図 2 に示すように、超音波カテーテル 1 を図示しない滅菌されたポリエチレン製の袋などで覆った外部駆動装置 7 に連結する。すなわち、超音波カテーテル 1 のハブ 3 1 のジョイント 5 0（図 11 参照）を、駆動部 7 1 のジョイント接続部 7 1 2 に接続する。これにより、振動子ユニット 4 1 と外部駆動装置 7 との間で信号の送受信が可能となると

50

同時に、回転シャフト 4 2 を回転させることが可能となる。そして、ユニットコネクタ 3 7 を保持部 7 3 に嵌合させると、連結は完了する。

【 0 0 6 0 】

次に、駆動部 7 1 を基台 7 5 上の溝レール 7 6 に沿って先端側に動かすことで、ハブ 3 1 を先端側へ押し込み、外管 3 2 に内管 3 4 が最も押し込まれた状態とする（図 1 参照）。

【 0 0 6 1 】

次に、ガイドワイヤ 2 5 を生体管腔内に挿入し、その先端部を観察する目的位置近傍まで到達させる。次に、ガイドワイヤ 2 5 の基端部を超音波カテーテル 1 のガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 の先端開口部から挿入し、シース 2 をガイドワイヤ 2 5 に沿って移動させて、超音波振動子 4 1 1 を、観察する患部よりも奥側（先端側）に配置する。この状態で、図 1 0 に示すように、シース 2 を移動しないように保持しつつ、回転シャフト 4 2 を駆動部 7 1 により回転させながらブルバック操作することで、超音波振動子 4 1 1 をラジアル走査しつつ患部よりも基端側へ軸線方向に沿って移動させて、管腔の軸線方向に沿って、患部を含む生体組織の画像を取得できる。

10

【 0 0 6 2 】

ブルバック操作は、超音波カテーテル 1 の後端部に接続される移動手段 7 2 を制御部 7 9 により操作することによって行うことができる。取得されたデータは、制御部 7 9 でデジタル処理をされた後、イメージデータとして表示部 7 8 に表示される。

20

【 0 0 6 3 】

画像を取得する際には、シース先端部 2 1 に非円形部 2 6 2 が形成されており、非円形部 2 6 2 におけるカテーテルの肉厚が薄くっているため、超音波や光等の減衰による画像欠損を極力低減させることができる。すなわち、図 1 3 に示す比較例のように、イメージングコア用ルーメン 2 7 の内径が周方向の全てにおいて一定である場合、イメージングコア用ルーメン 2 7 のガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 に近い側に、肉厚が厚い部位が生じ、ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 に近い側の略 1 8 0 度の範囲 C における超音波減衰が大きくなり、画像の欠損が生じやすい。これに対し、本実施形態では、図 4 に示すように、軸心 2 からイメージングコア用ルーメン 2 7 の内面までの距離が円形部 2 6 1 よりも長い非円形部 2 6 2 が形成されているため、超音波減衰が小さくなり、ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 が形成されても画像の欠損が生じやすい角度 θ を小さくでき、広い範囲で良好な画像取得が可能となる。角度 θ は、イメージングコア用ルーメン 2 6 およびガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 の間の隔壁により規定され、イメージングコア用ルーメン 2 6 やガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 の大きさにより適宜設定可能であるが、例えば 6 0 度程度である。

30

【 0 0 6 4 】

また、シース先端部 2 1 は、ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 に近接する側の少なくとも一部に、円形部 2 6 1 と等しい内径 r を有する支持部 2 6 3 を部分的に備えている。このため、回転する超音波振動子 4 1 1（観察部）や回転シャフト 4 2 を安定して支持することが可能であり、良好な画像を取得することができる。

【 0 0 6 5 】

また、非円形部 2 6 2 の肉厚が、ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 側に向かって一定であるため、非円形部 2 6 2 における超音波の減衰を容易に予想でき、取得する画像を容易に補正することができる。

40

【 0 0 6 6 】

また、シース 2（管体）の外周面において非円形部 2 6 2 の外側を構成する外側面 2 6 2 B が、平面で形成されるため、シース 2 を極力小さくしつつ高い強度を得ることができ、かつ外周面に凹部が形成される場合と比較して血液等が溜まりにくくなり、血栓等の付着を抑制できる。

【 0 0 6 7 】

この後、回転シャフト 4 2 を駆動部 7 1 により回転させながらブルフォワード操作することで、イメージングコア用ルーメン 2 6 内で超音波振動子 4 1 1 を先端方向へ移動させ

50

て元の状態に戻す（図 1 参照）。この後、超音波カテーテル 1 を血管内から引き抜き、超音波カテーテル 1 の操作が完了する。

【 0 0 6 8 】

なお、本発明は、上述した実施形態のみに限定されるものではなく、本発明の技術的思想内において当業者により種々変更が可能である。例えば、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、光干渉断層診断装置（OCT：Optical Coherence Tomography）や光学周波数領域画像化診断装置（OFDI：Optical Frequency Domain Imaging）などの光を利用して画像を取得する装置に適用することも可能である。

【 0 0 6 9 】

また、図 1 4 に示す変形例のように、ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 に近接する側に非円形部 2 6 4 とともに設けられる支持部 2 6 5 が、円形部 2 6 1 における曲率 R 1 と等しい曲率 R 2 を有してもよい。このようにすれば、回転する超音波振動子 4 1 1 や回転シャフト 4 2 をより安定して支持することが可能であり、良好な画像を取得することができる。

10

【 0 0 7 0 】

また、図 1 5 に示す他の変形例のように、ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 に近接する側に非円形部 2 6 6 とともに、支持部 2 6 7 が複数設けられてもよい。

【 0 0 7 1 】

また、図 1 6 に示すさらに他の変形例のように、非円形部 2 6 8 の内側面 2 6 8 A および外側面 2 6 8 B は、平面でなくてもよい。

20

【 0 0 7 2 】

また、図 1 7 に示すさらに他の変形例のように、非円形部 2 6 9 の肉厚が、ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 側に向かって薄くなるように形成されてもよい。特に、非円形部 2 6 9 の、イメージングコア用ルーメン 2 8 の軸心 O 3 を中心とする放射方向に沿う長さ L が一定となるように、非円形部 2 6 9 の肉厚が設定されることが好ましい。このようにすれば、非円形部 2 6 9 における超音波や光の減衰が、円形部 2 6 1 と同程度となり、取得される画像を容易に補正することができる。

【 0 0 7 3 】

また、上述した実施形態に係る医療用デバイスは、ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 が 1 つのみ設けられているが、軸線方向に 2 つ（複数）に分割されて設けられてもよい。

30

【 0 0 7 4 】

また、上述した実施形態に係る医療用デバイスは、ガイドワイヤ用ルーメン 2 1 1 が、カテーテルの先端部にのみ形成されるラピッドエクスチェンジ型（Rapid exchange type）のカテーテルであるが、医療用デバイスは、カテーテルの軸線方向の全体にわたってガイドワイヤ用ルーメンが形成されるオーバーザワイヤ型（Over-the-wire type）のカテーテルであってもよい。

【 0 0 7 5 】

さらに、本出願は、2014 年 9 月 3 日に出願された日本特許出願番号 2014 - 178929 号に基づいており、それらの開示内容は、参照され、全体として、組み入れられている。

40

【 符号の説明 】

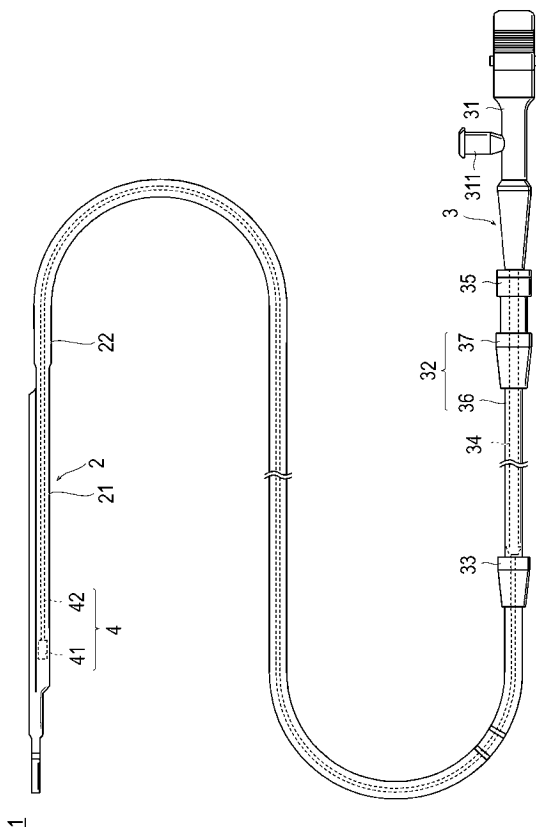
【 0 0 7 6 】

- 1 超音波カテーテル（医療用デバイス）、
- 2 シース（管体）、
- 2 1 シース先端部、
- 2 1 1 ガイドワイヤ用ルーメン、
- 2 2 シース本体部、
- 2 5 ガイドワイヤ、
- 2 6 , 2 7 , 2 8 イメージングコア用ルーメン（観察部用ルーメン）、

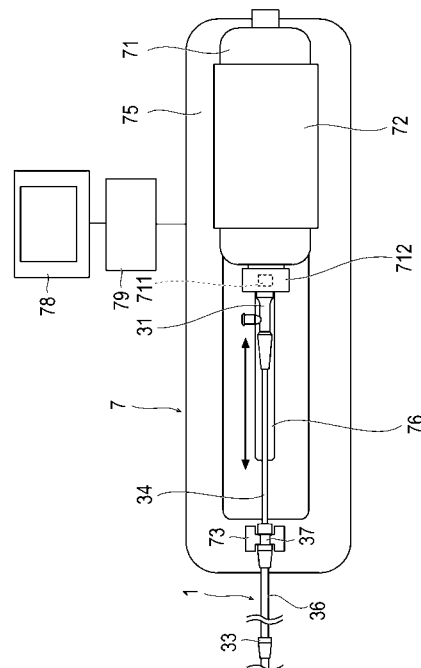
50

2 6 1 円形部、
 2 6 2 , 2 6 4 , 2 6 6 , 2 6 8 , 2 6 9 非円形部、
 2 6 2 A 内側面、
 2 6 2 B 外側面、
 2 6 3 , 2 6 5 , 2 6 7 支持部、
 4 1 1 超音波振動子（観察部）、
 4 2 回転シャフト、
 r 内径、
 R 1 , R 2 曲率。

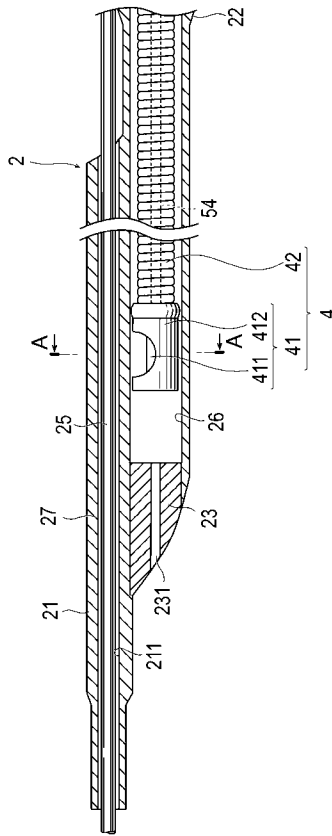
【図 1】



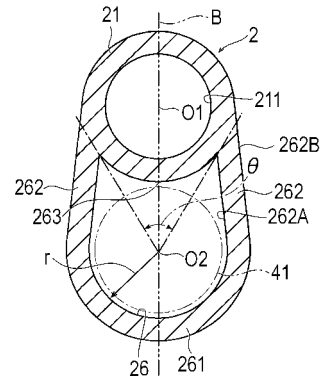
【図 2】



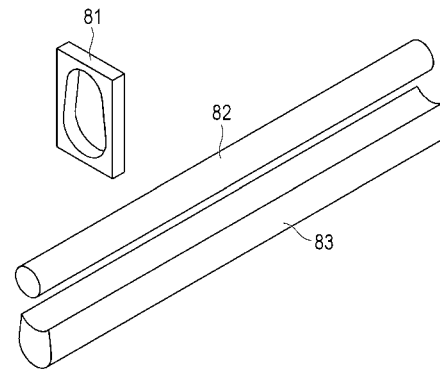
【図 3】



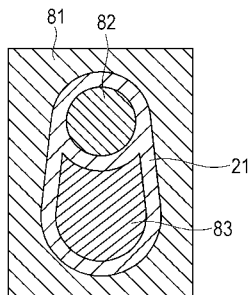
【図 4】



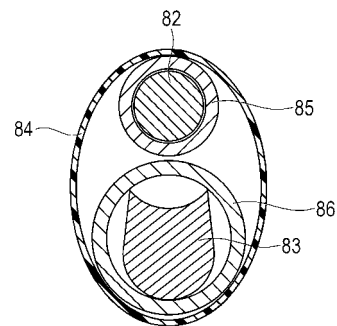
【図 5】



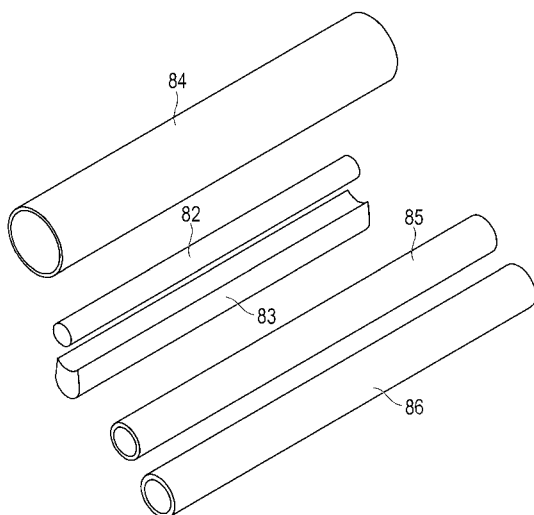
【図 6】



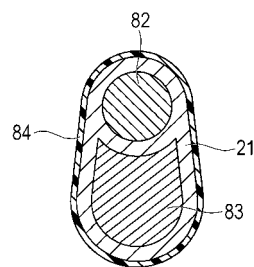
【図 8】



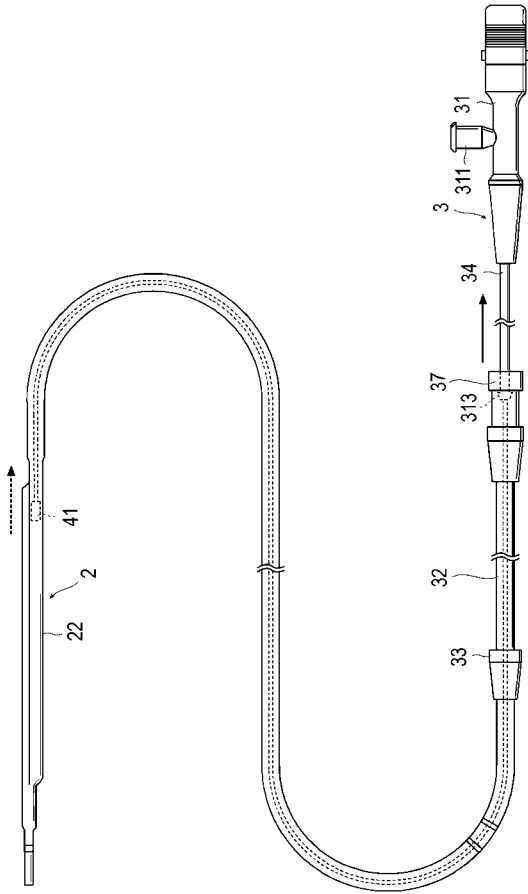
【図 7】



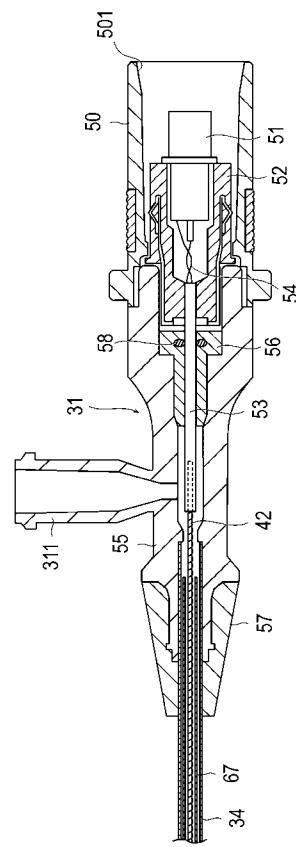
【図 9】



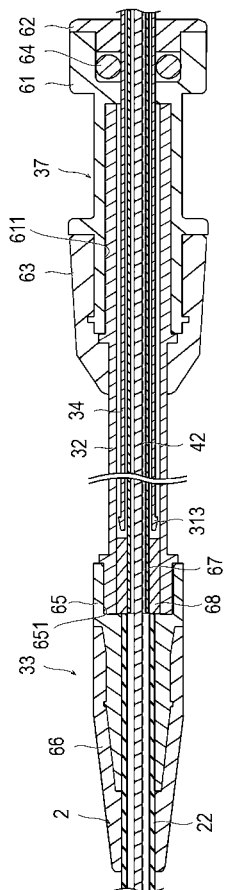
【図 10】



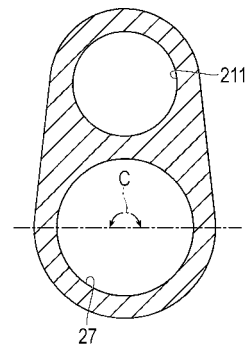
【図 11】



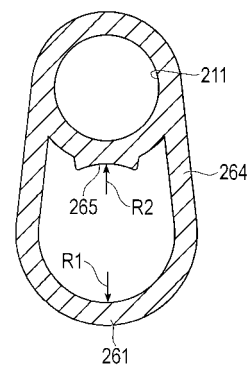
【図 12】



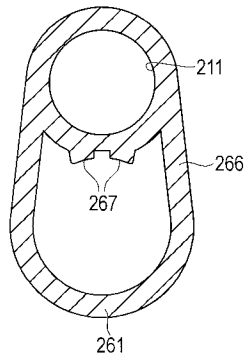
【図 13】



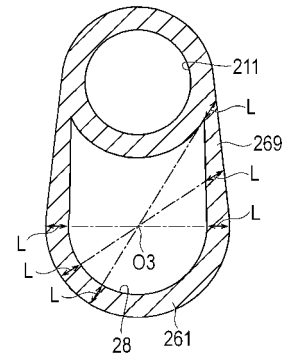
【図 14】



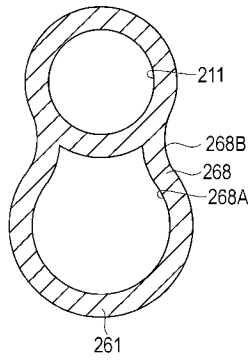
【図 15】



【図 17】



【図 16】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/073033

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/12(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/12, A61B1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2011-45534 A (Terumo Corp.), 10 March 2011 (10.03.2011), paragraphs [0024] to [0038]; fig. 1 to 2 (Family: none)	1-6
Y	JP 2000-197603 A (Asahi Optical Co., Ltd.), 18 July 2000 (18.07.2000), paragraphs [0012] to [0016]; fig. 5 (Family: none)	1-6
Y	JP 2008-537693 A (Cytyc Corp.), 25 September 2008 (25.09.2008), paragraphs [0015] to [0020], [0042]; fig. 20 & US 2006/0235298 A1 & WO 2006/105353 A2 paragraphs [0024] to [0029], [0050]; fig. 20 & TW 00I322002 B	2-3

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
15 October 2015 (15.10.15)Date of mailing of the international search report
27 October 2015 (27.10.15)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/073033

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2013/062039 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 02 May 2013 (02.05.2013), paragraphs [0037] to [0040]; fig. 18 to 20 & US 2013/0225995 A1 paragraphs [0059] to [0062]; fig. 18 to 20 & CN 103415260 A	1-2, 4-6

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2015/073033	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12, A61B1/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015年			
国際調査で利用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
Y	JP 2011-45534 A (テルモ株式会社) 2011.03.10, [0024]-[0038], 図1-2 (ファミリーなし)	1-6	
Y	JP 2000-197603 A (旭光学工業株式会社) 2000.07.18, [0012]-[0016], 図5 (ファミリーなし)	1-6	
Y	JP 2008-537693 A (サイティック コーポレーション) 2008.09.25, [0015]-[0020], [0042], 図20 & US 2006/0235298 A1 & WO 2006/105353 A2([0024]-[0029], [0050], FIG. 20) & TW 001322002 B	2-3	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 15.10.2015		国際調査報告の発送日 27.10.2015	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 姫島 あや乃 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 7 3 0 3 3
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	WO 2013/062039 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.05.02, [0037]-[0040], 図 18-20 & US 2013/0225995 A1([0059]-[0062], FIG. 18-20) & CN 103415260 A	1-2, 4-6

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	医疗器械		
公开(公告)号	JPWO2016035539A1	公开(公告)日	2017-06-22
申请号	JP2016546402	申请日	2015-08-17
[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	山下泰德		
发明人	山下 泰德		
IPC分类号	A61B8/12 A61M25/14		
CPC分类号	A61B1/01 A61B1/018 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/461		
FI分类号	A61B8/12 A61M25/14.512		
F-TERM分类号	4C167/AA05 4C167/BB03 4C167/BB09 4C167/BB40 4C167/BB45 4C167/CC08 4C167/CC22 4C167/GG04 4C167/GG05 4C167/GG06 4C167/GG07 4C167/GG09 4C167/HH12 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/EE05 4C601/FE04 4C601/GA01 4C601/GC02		
代理人(译)	山田 牧人		
优先权	2014178929 2014-09-03 JP		
其他公开文献	JP6591987B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种能够尽可能广泛地获取图像的医疗设备。形成有护套(2)，在该护套(2)中插入有可插入导线(25)的导线腔(211)和在其中插入有用于获取体内图像信息的超声换能器(411)的成像芯腔(26)。具有可旋转的轴(42)，该可旋转的轴(42)插入到成像芯腔(26)中，并且可旋转以将机械驱动力传递给超声换能器(411)。在护套(2)中，在远离导丝管腔(211)的一侧上形成有具有恒定的成像芯管腔(26)的曲率半径的圆形部分(261)，并且形成了导丝管腔(211)。非圆形部分(从圆形部分(261)的中心到成像核心管腔(26)的内表面的距离不均匀，并且在至少靠近(...)的一侧的一部分上大于圆形部分(261)的半径262)形成。

