

(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2017-56142

(P2017-56142A)

(43) 公開日 平成29年3月23日(2017.3.23)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)F1
A61B 8/12テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2015-185909 (P2015-185909)
(22) 出願日 平成27年9月18日 (2015.9.18)(71) 出願人 000109543
テルモ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目44番1号
(74) 代理人 110000671
八田国際特許業務法人
(72) 発明者 山本 圭一郎
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) 4C601 FE03 FE04 GA20 GA21 LL33

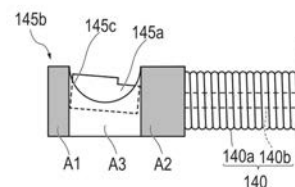
(54) 【発明の名称】 画像診断用カテーテル

(57) 【要約】

【課題】 X線画像上において生体内に挿入した超音波振動子の位置を容易に把握することができ、操作性が一層向上された画像診断用カテーテルを提供する。

【解決手段】 画像診断用カテーテル100は、生体の体腔内に挿入されるシース110と、シース内に挿入されて超音波を送受信可能な超音波振動子145aと、超音波振動子を収容するハウジング145bと、ハウジングを先端に備え、シース内に回転可能に設けられる駆動シャフト140と、を有し、ハウジングにおいて超音波振動子よりも先端側に位置する第1領域A1およびハウジングにおいて超音波振動子よりも基端側に位置する第2領域A2は、第1領域と第2領域の間に位置する中間領域A3よりもX線造影性が高く形成されている。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体の体腔内に挿入されるシースと、
前記シース内に挿入されて超音波を送受信可能な超音波振動子と、
前記超音波振動子を収容するハウジングと、
前記ハウジングを先端に備え、前記シース内に回転可能に設けられる駆動シャフトと、
を有し、

前記ハウジングにおいて前記超音波振動子よりも先端側に位置する第 1 領域および前記ハウジングにおいて前記超音波振動子よりも基端側に位置する第 2 領域は、前記第 1 領域と前記第 2 領域の間に位置する中間領域よりも X 線造影性が高く形成されている、画像診断用カテーテル。

10

【請求項 2】

前記ハウジングの前記第 1 領域および前記第 2 領域は、X 線不透過性を備える、請求項 1 に記載の画像診断用カテーテル。

【請求項 3】

前記ハウジングの前記第 1 領域および前記第 2 領域は、X 線不透過性を備える材料によって被覆されている、請求項 1 または請求項 2 に記載の画像診断用カテーテル。

【請求項 4】

前記ハウジングにおける前記第 1 領域および前記第 2 領域の内部には、X 線不透過性を備える部材が設けられている、請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の画像診断用カテーテル。

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、画像診断用カテーテルに関する。

【背景技術】**【0002】**

従来から、血管等の断層画像を得る画像診断用カテーテルとして、血管内超音波診断法（IVUS：Intra Vascular Ultra Sound）によって画像を得るカテーテルがある。

30

【0003】

血管内超音波診断法に使用する画像診断用カテーテルは、血管内において超音波振動子を内蔵するプローブをラジアル走査させ、体腔内の生体組織で反射された反射波（超音波エコー）を超音波振動子で受信した後、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（診断画像）を描出するよう構成されている（下記特許文献 1 を参照）。

【0004】

一般的に、血管内超音波診断法に使用する画像診断用カテーテルには、X 線透視下で超音波振動子の位置を把握するために X 線不透過部位が設けられている。術者は、X 線撮像装置で撮像された生体の X 線画像において、造影された X 線不透過部位の位置を確認しながら、超音波振動子を血管内の目的の部位に移動させ、血管の断面画像の抽出を行う。

40

【先行技術文献】**【特許文献】****【0005】**

【特許文献 1】特開 2015 - 119994 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0006】**

従来、このような X 線不透過部位は、超音波振動子を収容するハウジング全体を X 線不透過とすることによって、または、ハウジングの先端もしくは基端に X 線不透過部材を取

50

付けることによって形成している。前者の場合は、ハウジングは超音波振動子を収納可能とするために超音波振動子よりも大きく構成されているため、超音波振動子を含めた広い範囲が造影され、術者は超音波振動子の正確な位置を容易には把握できない。後者の場合は、超音波振動子からずれた先端または基端側の位置が造影されるため、術者は超音波振動子がX線不透過部位よりも基端側にあることを考慮して超音波振動子の位置合わせをする必要がある。このため、超音波振動子の位置を容易に把握できるようにし、迅速に所定の位置に超音波振動子を配置できるようすることによって、操作性をより一層向上させることが望まれている。

【0007】

本発明は、上述した課題に鑑みてなされたものであり、X線画像上において生体内に挿入した超音波振動子の位置を容易に把握することができ、操作性がより一層向上された画像診断用カテーテル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画像診断用カテーテルは、生体の体腔内に挿入されるシースと、前記シース内に挿入されて超音波を送受信可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を収容するハウジングと、前記ハウジングを先端に備え、前記シース内に回転可能に設けられる駆動シャフトと、を有する。前記ハウジングにおいて前記超音波振動子よりも先端側に位置する第1領域および前記ハウジングにおいて前記超音波振動子よりも基端側に位置する第2領域は、前記第1領域と前記第2領域の間に位置する中間領域よりもX線造影性が高く形成されている。

【発明の効果】

【0009】

上記のように構成した画像診断用カテーテルによれば、ハウジングの第1領域および第2領域は、超音波振動子が配置された中間領域よりもX線造影性が高く形成されているため、X線画像上において第1領域および第2領域の各領域と中間領域との間の濃淡の差異を視覚的に確認することにより、超音波振動子の位置を容易に把握することができる。その結果、超音波振動子を生体腔内の所望の位置に正確かつ迅速に位置合わせすることが可能となるため、操作性がより一層向上された画像診断用カテーテルを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の実施形態に係る画像診断用カテーテルを概略的に示す平面図である。

【図2】実施形態に係る画像診断用カテーテルの全体構成を概略的に示す図であり、(A)は、プルバック操作(中引き操作)を実施する前の画像診断用カテーテルの側面図、(B)は、プルバック操作を実施した際の画像診断用カテーテルの側面図である。

【図3】実施形態に係る画像診断用カテーテルの各部の構成を示す図であり、(A)は、画像診断用カテーテルの先端側の構成を示す拡大断面図、(B)は、画像診断用カテーテルの基端側(手元側)の構成を示す拡大断面図である。

【図4】実施形態に係る画像診断用カテーテルのハウジングの構成を示す拡大図である。

【図5】実施形態に係る画像診断用カテーテルを生体内に挿入した状態で、X線撮像装置によって生体のX線画像を撮像している様子を示す概略図である。

【図6】X線撮像装置によって撮像された生体のX線画像であり、(A)は、実施形態に係る画像診断用カテーテルを生体内に挿入した状態で撮像された画像、(B)および(C)は、比較例に係る画像診断用カテーテルを生体内に挿入した状態で撮像された画像である。

【図7】実施形態の変形例に係る画像診断用カテーテルのハウジングの構成を示す拡大図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

10

20

30

40

50

以下、添付した図面を参照しながら、本発明の実施形態を説明する。なお、以下の説明は特許請求の範囲に記載される技術的範囲や用語の意義を限定するものではない。また、図面の寸法比率は説明の都合上誇張されており、実際の比率とは異なる場合がある。

【0012】

図1は、実施形態に係る画像診断用カテーテル100に外部装置300が接続された状態を示す平面図であり、図2は、実施形態に係る画像診断用カテーテル100の全体構成を概略的に示す図であり、図3は、実施形態に係る画像診断用カテーテル100の各部の構成を示す図であり、図4は、実施形態に係る画像診断用カテーテル100のハウジング145bの構成を示す拡大図であり、図5は、実施形態に係る画像診断用カテーテル100を生体H内に挿入し、X線撮像装置400によって生体HのX線画像を撮像している様子を示す概略図であり、図6は、X線撮像装置400によって撮像された生体のX線画像である。なお、図6中、超音波振動子145aはX線画像において明確に造影されないが、理解を容易にするために、超音波振動子145aの位置を点線で示している。

10

【0013】

本実施形態に係る画像診断用カテーテル100は、血管内超音波診断法に使用される画像診断用カテーテルである。図1に示すように、画像診断用カテーテル100は、外部装置300に接続されることによって駆動される。また、図5に示すように、生体内に挿入された画像診断用カテーテル100を操作する際は、X線画像を撮像するためのX線撮像装置400が用いられる。以下、各装置について詳述する。

【0014】

20

図1～図4を参照して、画像診断用カテーテル100について説明する。

【0015】

図1、図2(A)、(B)に示すように、画像診断用カテーテル100は、概説すると、生体の体腔内に挿入されるシース110と、シース110の基端側に設けられた外管120と、外管120内に進退移動可能に挿入される内側シャフト130と、信号を送受信する信号送受信部145を先端に有してシース110内に回転可能に設けられる駆動シャフト140と、外管120の基端側に設けられ内側シャフト130を受容するように構成されたユニットコネクタ150と、内側シャフト130の基端側に設けられたハブ160と、を有している。

【0016】

30

明細書の説明においては、画像診断用カテーテル100の体腔内に挿入される側を先端または先端側と称し、画像診断用カテーテル100に設けられたハブ160側を基端または基端側と称し、シース110の延在方向を軸方向と称する。

【0017】

図2(A)、図3(B)に示すように、駆動シャフト140は、シース110、シース110の基端に接続した外管120、外管120内に挿入される内側シャフト130を通り、ハブ160の内部まで延在している。

【0018】

ハブ160、内側シャフト130、駆動シャフト140、および信号送受信部145は、それぞれが一体的に軸方向に進退移動するように互いに接続されている。このため、例えば、ハブ160が先端側に向けて押される操作がなされると、ハブ160に接続された内側シャフト130は外管120内およびユニットコネクタ150内に押し込まれ、駆動シャフト140および信号送受信部145がシース110の内部を先端側へ移動する。例えば、ハブ160が基端側に引かれる操作がなされると、内側シャフト130は、図1、図2(B)中の矢印a1で示すように外管120およびユニットコネクタ150から引き出され、駆動シャフト140および信号送受信部145は、矢印a2で示すように、シース110の内部を基端側へ移動する。

40

【0019】

図2(A)に示すように、内側シャフト130が先端側へ最も押し込まれたときには、内側シャフト130の先端部は中継コネクタ170付近まで到達する。この際、信号送受

50

信部 145 は、シース 110 の先端付近に位置する。中継コネクタ 170 はシース 110 と外管 120 とを接続するコネクタである。

【0020】

図 2 (B) に示すように、内側シャフト 130 の先端には抜け防止用のコネクタ 131 が設けられている。抜け防止用のコネクタ 131 は、内側シャフト 130 が外管 120 から抜け出るのを防止する機能を有している。抜け防止用のコネクタ 131 は、ハブ 160 が最も基端側に引かれたとき、つまり外管 120 およびユニットコネクタ 150 から内側シャフト 130 が最も引き出されたときに、ユニットコネクタ 150 の内壁の所定の位置に引っ掛るように構成されている。なお、内側シャフト 130 が外管 120 から抜け出るのを防止するために、必ずしも抜け防止用のコネクタ 131 を設ける必要はなく、例えば、外管 120 から抜け出ないように内側シャフト 130 の先端を加工し、内側シャフト 130 が外管 120 から抜け出るのを防止してもよい。

10

【0021】

図 3 (A) に示すように、駆動シャフト 140 は、可撓性を有する管体 140a と、管体 140a の内部に挿通された信号線 140b と、を有している。管体 140a は、例えば軸まわりの巻き方向が異なる多層のコイルによって構成することができる。コイルの構成材料として、例えばステンレス、Ni-Ti (ニッケル・チタン) 合金などが挙げられる。信号線 140b は、例えば、ツイストペアケーブルや同軸ケーブルにより構成することができる。

20

【0022】

信号送受信部 145 は、超音波を送受信する超音波振動子 145a と、超音波振動子 145a が収められるハウジング 145b と、を有している。

【0023】

超音波振動子 145a は、検査波としての超音波を体腔内に送信し、かつ、体腔から反射してきた超音波を受信する機能を有している。超音波振動子 145a は、信号線 140b を介して後述する電極端子 210 と電氣的に接続している。

【0024】

超音波振動子 145a としては、例えば、セラミックス、水晶などの圧電材を用いることができる。

30

【0025】

ハウジング 145b は、筒状に形成され、基端側が駆動シャフト 140 に固定されている。ハウジング 145b と駆動シャフト 140 との固定方法は特に限定されず、例えば、接着剤やはんだ付けによって接着することができる。

【0026】

また、ハウジング 145b の内部には、超音波振動子 145a が収納される。ハウジング 145b において超音波振動子 145a の超音波の送受信部に臨む部分は、切り欠かれて開口部 145c が形成されている。

【0027】

このように、ハウジング 145b は、内部に超音波振動子 145a を収納しつつ、基端側が駆動シャフト 140 に固定される必要があるため、ハウジング 145b の軸方向長さは、超音波振動子 145a の軸方向長さよりも長くなる (図 4 参照)。例えば、超音波振動子 145a の軸方向長さが 0.5 ~ 1.0 mm のとき、ハウジング 145b の軸方向長さは 1.5 ~ 2 mm 程度となる。

40

【0028】

図 4 に示すように、本明細書では、ハウジング 145b において、超音波振動子 145a よりも先端側に位置する領域を「第 1 領域 A1」と称し、ハウジング 145b において、超音波振動子 145a よりも基端側に位置する領域を「第 2 領域 A2」と称し、第 1 領域 A1 と第 2 領域 A2 との間の領域を「中間領域 A3」と称する。

【0029】

ハウジング 145b の第 1 領域 A1 および第 2 領域 A2 は、中間領域 A3 よりも X 線透

50

視下でX線造影性が高くなるように、すなわち、X線透過率が低くなるように形成される。本実施形態では、ハウジング145bはX線透過性を備える材料によって形成される。また、ハウジングの第1領域A1および第2領域A2は、X線透視下において中間領域A3との境界を明確に視認できる程度に高い造影性を備えるX線不透過性の材料によって被覆されている（被覆箇所は、図中、灰色に塗りつぶして示している）。例えば、X線透過材料としてSUSを用いた場合、X線不透過材料としては、白金、金、イリジウムなどを用いることができる。このため、後述するX線撮像装置400によって、ハウジング145bを撮像すると、第1領域A1および第2領域A2は、中間領域A3との境界が明確に視認できる程度に濃く造影される。例えば、図6(A)に示す例では、X線画像上で、超音波振動子145aの位置は、黒く造影された第1領域A1および第2領域A2部分に挟まれた白抜きの部分として容易に把握することができる。

10

【0030】

なお、図4では、第1領域A1および第2領域A2の全域がX線不透過性を備える材料によって被覆されている場合を例示しているが、各領域A1、A2と中間領域A3との境界をX線画像上で視認できれば十分であり、第1領域A1および第2領域A2の全域を被覆する必要はない。例えば、第1領域A1の基端側の一部および第2領域A2の先端側の一部がX線不透過性を備える材料によって被覆されていてもよい。

【0031】

図3(A)に示すように、シース110の先端部には、ブライミング液を排出するためのブライミング液排出孔116が形成されたブライミング液排出部材117を設置している。画像診断用カテーテル100を使用する際は、シース110内の空気による超音波の減衰を減らし、超音波を効率良く送受信するため、ブライミング液をシース110内に充填させる。ブライミング液を充填させることにより、シース110内に滞留した空気等の気体を、ブライミング液排出部材117に形成したブライミング液排出孔116から排出することができる。

20

【0032】

シース110は、超音波の透過性の高い材料により形成している。シース110の軸方向において超音波振動子145aが移動する範囲（シース110の先端部）は、超音波の透過性が他の部位に比べて高く形成された音響窓部を構成する。

【0033】

シース110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）も用いることができる。なお、シース110の外表面には、湿潤時に潤滑性を示す親水性潤滑被覆層を配置することが可能である。

30

【0034】

シース110の先端部には、ガイドワイヤWが挿通可能なルーメンを備えるガイドワイヤ挿通部材114を取り付けている。また、ガイドワイヤ挿通部材114には、X線造影性を有するマーカ115を設けている。

40

【0035】

図3(B)に示すように、ハブ160は、中空形状を有するハブ本体161と、後述する外部装置300と機械的および電氣的に接続される電極端子210が内部に配置されたコネクタ部200と、ハブ本体161の内部に連通するポート162と、外部装置300との接続を行う際にハブ160の向きを確認するための方向確認用の突起163a、163bと、ポート162よりも基端側を封止するシール部材164aと、駆動シャフト140を保持する接続パイプ164bと、接続パイプ164bを回転自在に支持する軸受164cと、を有している。

【0036】

50

ハブ本体 161 の先端部には内側シャフト 130 を接続している。駆動シャフト 140 は、ハブ本体 161 の内部において内側シャフト 130 から引き出されている。内側シャフト 130 と駆動シャフト 140 との間には、保護管 133 を配置している。保護管 133 は、プルバック時に生じるクリアランスによる駆動シャフト 140 の振動（ばたつき）を押さえる機能を有している。

【0037】

接続パイプ 164b は、ロータ 220 の回転を駆動シャフト 140 に伝達するために、ロータ 220 と反対側の端部（接続パイプ 164b の先端）で駆動シャフト 140 を保持する。接続パイプ 164b の内部には信号線 140b（図 3（A）を参照）が挿通されており、当該信号線 140b の一端は電極端子 210 に、他端は駆動シャフト 140 内を通り抜けて超音波振動子 145a に接続されている。超音波振動子 145a における受信信号は、電極端子 210 を介して外部装置 300 に送信され、所定の処理を施されて画像として表示される。

10

【0038】

再び図 1 を参照して、画像診断用カテーテル 100 は、外部装置 300 に接続されて駆動される。

【0039】

前述したように、外部装置 300 は、ハブ 160 の基端側に設けられたコネクタ部 200 に接続される。

【0040】

20

また、外部装置 300 は、駆動シャフト 140 を回転させるための動力源であるモータ 300a と、駆動シャフト 140 を軸方向に移動させるための動力源であるモータ 300b と、を有する。モータ 300b の回転運動は、モータ 300b に接続したボールネジ 300c によって軸方向の運動に変換される。

【0041】

外部装置 300 の動作は、これに電氣的に接続した制御装置 320 によって制御される。制御装置 320 は、CPU（Central Processing Unit）およびメモリを主たる構成として含む。制御装置 320 は、モニタ 330 に電氣的に接続している。

【0042】

30

図 5 を参照して、生体 H 内に挿入された画像診断用カテーテル 100 を操作する際は、X 線画像を撮像するための X 線撮像装置 400 が用いられる。

【0043】

X 線撮像装置 400 は、X 線を発生させる X 線源 410 と、X 線を検出する X 線検出部 420 と、X 線検出部 420 によって取得された X 線画像を表示するモニタ 330 と、を有する。本実施形態では、X 線撮像装置 400 は、外部装置 300 との間でモニタ 330 を共有している。

【0044】

X 線源 410 および X 線検出部 420 は、画像診断用カテーテル 100 が挿入された生体 H を挟むようにして配置される。X 線源 410 から X 線を発生させると、生体 H および画像診断用カテーテル 100 を透過した X 線が X 線検出部 420 において検出される。モニタ 330 は、X 線検出部 420 に電氣的に接続されており、取得された X 線画像を表示する。

40

【0045】

次に、画像診断用カテーテル 100、外部装置 300 および X 線撮像装置 400 の使用例について述べる。

【0046】

まず、図 1 に示すように、外部装置 300 を画像診断用カテーテル 100 のコネクタ部 200 に接続する。その後、使用者は、プライミング液が入ったシリンジ S をポート 162 に接続し、シリンジ S の押し子を押してプライミング液をシース 110 に充填する。

50

【 0 0 4 7 】

プライミング後、使用者は、図 2 (A) に示すように、ハブ 1 6 0 をユニットコネクタ 1 5 0 の基端に当接するまで押し込み、信号送受信部 1 4 5 を先端側に移動させる。この状態で、シース 1 1 0 は、ガイドワイヤ W に沿って体腔内 (例えば、血管) 内の目的の位置に挿入される。この際、術者は、シース 1 1 0 に設けたマーカ 1 1 5 の位置を X 線撮像装置 4 0 0 で撮像された X 線画像を確認しながら、シース 1 1 0 を目的の位置に送達させることができる。

【 0 0 4 8 】

体腔内の目的の位置で断層画像を得る際、図 2 (B) に示すように、信号送受信部 1 4 5 は、駆動シャフト 1 4 0 とともに基端側へと移動しながら超音波を送受信する。また、このとき、信号送受信部 1 4 5 は、駆動シャフト 1 4 0 とともに回転する。

10

【 0 0 4 9 】

制御装置 3 2 0 は、図 1 に示すモータ 3 0 0 a を制御し、駆動シャフト 1 4 0 の軸まわりの回転を制御する。また、制御装置 3 2 0 は、モータ 3 0 0 b を制御し、駆動シャフト 1 4 0 の軸方向の移動を制御する。

【 0 0 5 0 】

制御装置 3 2 0 から送られる信号に基づき信号送受信部 1 4 5 は体内に超音波を送信する。信号送受信部 1 4 5 が受信した反射波に対応する信号は、駆動シャフト 1 4 0 および外部装置 3 0 0 を介して制御装置 3 2 0 に送られる。制御装置 3 2 0 は、信号送受信部 1 4 5 から送られてくる信号に基づき体腔の断層画像を生成し、生成した画像をモニタ 3 3 0 に表示する。

20

【 0 0 5 1 】

ハブ 1 6 0 内に設けたコネクタ部 2 0 0 は、外部装置 3 0 0 に接続された状態で回転され、これに連動して、駆動シャフト 1 4 0 が回転する。コネクタ部 2 0 0 および駆動シャフト 1 4 0 の回転速度は、例えば 1 8 0 0 r p m である。

【 0 0 5 2 】

画像診断用カテーテル 1 0 0 は、上記のような、シース 1 1 0 の先端側の所定の位置にまで超音波振動子 1 4 5 a を押し込み、モータによって自動的に超音波振動子 1 4 5 a を基端側に移動させて用いるだけでなく、術者が、特定の部位に超音波振動子 1 4 5 a を移動させて、特定の部位を観察等するためにも用いることもできる。例えば、図 6 (A) に示すように、画像診断用カテーテル 1 0 0 を用いて、血管の本幹 V 1 から分岐した側枝 V 2 の入口付近の閉塞状態等の確認を行うことも可能である。

30

【 0 0 5 3 】

この場合、本実施形態に係る画像診断用カテーテル 1 0 0 では、X 線画像上の各領域 A 1、A 2 と中間領域 A 3 との間の濃淡差に基づき、中間領域 A 3 が側枝 V 2 の入口に配置されるようにすればよい。このように、術者は、超音波振動子 1 4 5 a の位置を容易に把握することができるため、迅速に超音波振動子 1 4 5 a を側枝 V 2 の入口に移動させることができる。

【 0 0 5 4 】

なお、例えば、従来のように、X 線不透過性を備える部材 A 4 をハウジング 1 4 5 b の先端に取り付けた場合は、術者は、X 線不透過性を備える部材 A 4 よりも超音波振動子 1 4 5 a が基端側に位置することを考慮して、図 6 (B) に示すように、超音波振動子 1 4 5 a の位置合わせを行う必要がある。また、図示していないが、例えば、従来のように、X 線不透過性を備える部材をハウジング 1 4 5 b の基端に取り付けた場合は、術者は、X 線不透過性を備える部材よりも超音波振動子 1 4 5 a が先端側に位置することを考慮して、超音波振動子 1 4 5 a の位置合わせを行う必要がある。

40

【 0 0 5 5 】

また、例えば、従来のように、ハウジング 1 4 5 b 全体を X 線不透過な材料によって構成している場合、ハウジング 1 4 5 b は超音波振動子 1 4 5 a よりも大きいため、図 6 (C) に示すように、超音波振動子 1 4 5 a を含めた広い範囲 A 5 が造影される。このため

50

、術者は、超音波振動子 1 4 5 a の位置を容易には把握できず、造影された範囲 A 5 を側枝 V 2 の入口に合わせても、超音波振動子 1 4 5 a が、側枝 V 2 の入口からずれた位置に配置されてしまう場合がある。この状態で、画像診断用カテーテル 1 0 0 による断面画像の抽出を行っても、超音波振動子 1 4 5 a は、側枝 V 2 の入口からずれた位置の断面画像を抽出する。このため、術者は、この状態からさらに超音波振動子 1 4 5 a の位置を微調整する必要がある。

【 0 0 5 6 】

なお、本実施形態では、第 1 領域 A 1 および第 2 領域 A 2 に基づく超音波振動子 1 4 5 a の迅速な位置合わせの活用例として、側枝 V 2 の入口付近の観察を行いたい場合を説明した。この他にも、例えば、第 1 領域 A 1 および第 2 領域 A 2 に基づく超音波振動子 1 4 5 a の迅速な位置合わせを利用して、ステントを配置する予定の部位（狭窄部など）に超音波振動子 1 4 5 a を正確に配置し、抽出した断面画像に基づいて、より最適な寸法のステントを選定することもできる。

10

【 0 0 5 7 】

以上のように、本実施形態に係る画像診断用カテーテル 1 0 0 は、生体の体腔内に挿入されるシース 1 1 0 と、シース 1 1 0 内に挿入されて超音波を送受信可能な超音波振動子 1 4 5 a と、超音波振動子 1 4 5 a を収容するハウジング 1 4 5 b と、ハウジング 1 4 5 b を先端に備え、シース 1 1 0 内に回転可能に設けられる駆動シャフト 1 4 0 と、を有する。ハウジング 1 4 5 b において超音波振動子 1 4 5 a よりも先端側に位置する第 1 領域 A 1 およびハウジング 1 4 5 b において超音波振動子 1 4 5 a よりも基端側に位置する第 2 領域 A 2 は、第 1 領域 A 1 と第 2 領域 A 2 の間に位置する中間領域 A 3 よりも X 線造影性が高く形成されている。

20

【 0 0 5 8 】

このように構成した画像診断用カテーテル 1 0 0 によれば、ハウジング 1 4 5 b の第 1 領域 A 1 および第 2 領域 A 2 は、超音波振動子 1 4 5 a が配置された中間領域 A 3 よりも X 線造影性が高く形成されているため、X 線画像上において第 1 領域 A 1 および第 2 領域 A 2 の各領域と中間領域 A 3 との間の濃淡の差異を視覚的に確認することにより、超音波振動子 1 4 5 a の位置を容易に把握することができる。その結果、超音波振動子 1 4 5 a を生体管腔内の所望の位置に正確かつ迅速に位置合わせすることが可能となるため、操作性がより一層向上された画像診断用カテーテル 1 0 0 を提供することができる。

30

【 0 0 5 9 】

また、ハウジング 1 4 5 b の第 1 領域 A 1 および第 2 領域 A 2 は、X 線不透過性を備える。術者は、X 線透視下において、中間領域 A 3 と第 1 領域 A 1 および第 2 領域 A 2 との境界をより一層明確に視認することができるため、超音波振動子 1 4 5 a の位置をより一層容易に把握することができる。

【 0 0 6 0 】

また、ハウジング 1 4 5 b の第 1 領域 A 1 および第 2 領域 A 2 は、X 線不透過性を備える材料によって被覆されている。このように、ハウジング 1 4 5 b に X 線不透過性を備える材料によって被覆するだけで、容易に、第 1 領域 A 1 および第 2 領域 A 2 に X 線不透過性を付与することができる。

40

【 0 0 6 1 】

< 変形例 >

図 7 を参照して、前述した実施形態の変形例に係るハウジング 5 4 5 b を説明する。なお、前述した実施形態と同様の構成は、同一の符号を付してその説明を省略する。

【 0 0 6 2 】

変形例に係るハウジング 5 4 5 b は、前述した実施形態と同様に、筒状に形成され、基端側が駆動シャフト 1 4 0 に固定されている。また、ハウジング 5 4 5 b の内部には、超音波振動子 1 4 5 a が収納される。ハウジング 5 4 5 b において超音波振動子 1 4 5 a の超音波の送受信部に臨む部分は、切り欠かれて開口部 5 4 5 c が形成されている。

【 0 0 6 3 】

50

ハウジング 5 4 5 b は X 線透過性を備える材料からなり、ハウジング 5 4 5 b の第 1 領域 A 1 および第 2 領域 A 2 の内部には、X 線不透過性を備える第 1 リング 5 0 0 および第 2 リング 5 0 1 (「X 線不透過性を備える部材」に相当) が設けられる。なお、各リング 5 0 0、5 0 1 は、それぞれ各領域 A 1、A 2 と中間領域 A 3 との間の境界に端面が配置されるように、ハウジング 5 4 5 b の内部に設けられている。

【0064】

前述した実施形態と同様に、X 線透過性を備える材料として例えば SUS を用いた場合、X 線不透過性を備える材料としては、例えば、白金、金、イリジウムなどを用いることができる。X 線撮像装置 4 0 0 によって、ハウジング 5 4 5 b を撮像すると、第 1 領域 A 1 および第 2 領域 A 2 は、中間領域 A 3 との境界が明確に視認できる程度に、中間領域 A 3 よりも濃く造影される。

10

【0065】

このように構成した変形例に係る画像診断用カテーテル 1 0 0 によれば、ハウジング 5 4 5 b における第 1 領域 A 1 および第 2 領域 A 2 の内部に、X 線不透過性を備える第 1 リング 5 0 0 および第 2 リング 5 0 1 がそれぞれ設けられている。術者は、X 線透視下において、中間領域 A 3 と、第 1 領域 A 1 および第 2 領域 A 2 との境界を明確に視認することができるため、超音波振動子 1 4 5 a の位置を容易に把握することができる。その結果、超音波振動子 1 4 5 a を生体腔内の所望の位置に正確かつ迅速に位置合わせすることが可能となるため、操作性がより一層向上された画像診断用カテーテル 1 0 0 を提供することができる。

20

【0066】

以上、実施形態および変形例を通じて本発明に係る画像診断用カテーテルを説明したが、本発明は実施形態および変形例において説明した構成のみに限定されることはなく、特許請求の範囲の記載に基づいて適宜変更することが可能である。

【0067】

例えば、画像診断用カテーテルの適用対象となる画像診断用カテーテルとして、血管内超音波診断法 (IVUS) に使用される画像診断用カテーテルを例に挙げたが、適用対象となる画像診断用カテーテルは、術者が X 線画像上でセンサの位置を確認しながら、センサを所望の位置に配置するような使用をする画像診断用カテーテルであれば特に限定されない。例えば、血管内超音波診断法と、光干渉断層診断法 (Optical Coherence Tomography: OCT) との両方に使用可能なハイブリッド型 (デュアルタイプ) の画像診断用カテーテルなどに適用することも可能である。

30

【0068】

また、本発明の技術を、光干渉断層診断法に使用される画像診断用カテーテルに応用することも可能である。この場合は、光学レンズが収容されるハウジングにおいて、光学レンズよりも先端側に位置する第 1 領域および光学レンズよりも基端側に位置する第 2 領域が、第 1 領域と第 2 領域の間に位置する中間領域より X 線造影性が高く形成されるように構成すればよい。

【0069】

また、前述した実施形態ではハウジングの第 1 領域および第 2 領域を、X 線不透過性を備える材料によって被覆する場合を説明し、前述した変形例ではハウジングの第 1 領域および第 2 領域の内部に、X 線不透過性を備える部材 (第 1 リング、第 2 リング) を設ける場合を説明した。しかし、ハウジングの第 1 領域および第 2 領域に X 線不透過性を付与する構成はこれらに限定されない。例えば第 1 領域および第 2 領域におけるハウジングの構成材料に、X 線不透過性を備える材料を含ませることによって、ハウジングの第 1 領域および第 2 領域に X 線不透過性を付与する構成としてもよい。また、ハウジングの第 1 領域、第 2 領域、中央領域をそれぞれ異なる部材によって形成し、X 線不透過性を備える第 1 領域および第 2 領域の形成部材の間に、X 線透過性を備える中央領域の形成部材を挟み込んで接合することによってハウジングを形成してもよい。また、ハウジングの第 1 領域および第 2 領域の外側に、X 線不透過性を備える部材 (第 1 リング、第 2 リングなど) を設

40

50

けてもよい。

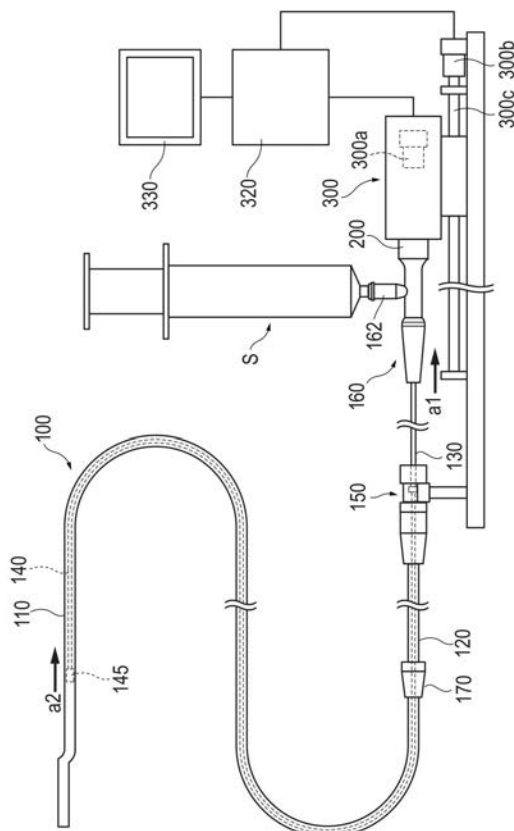
【符号の説明】

【 0 0 7 0 】

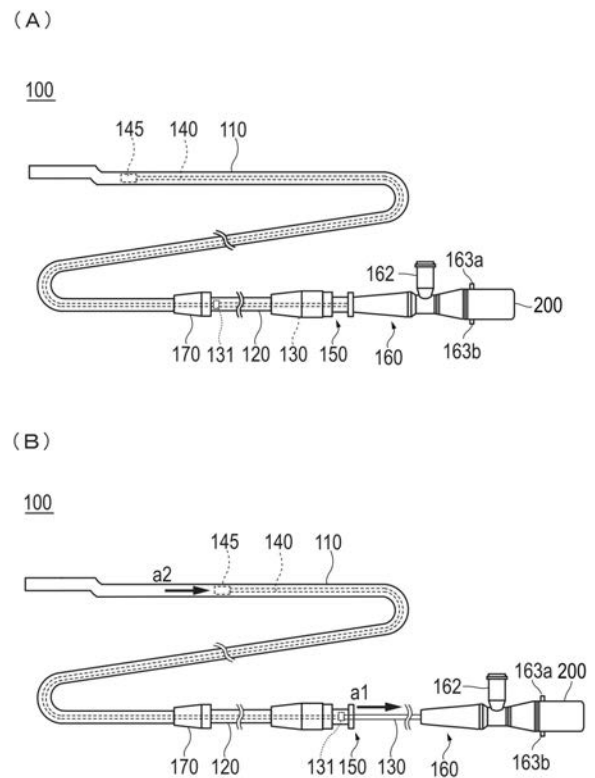
- 1 0 0 カテーテル（画像診断用カテーテル）、
 1 1 0 シース、
 1 4 0 駆動シャフト、
 1 4 5 信号送受信部、
 1 4 5 a 超音波振動子、
 1 4 5 b ハウジング、
 3 0 0 外部装置
 4 0 0 X線撮像装置、
 5 0 0、5 0 1 第1、第2リング（X線不透過性を備える部材）、
 A 1 第1領域、
 A 2 第2領域、
 A 3 中間領域。

10

【 図 1 】

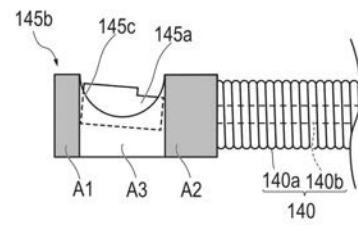


【 図 2 】

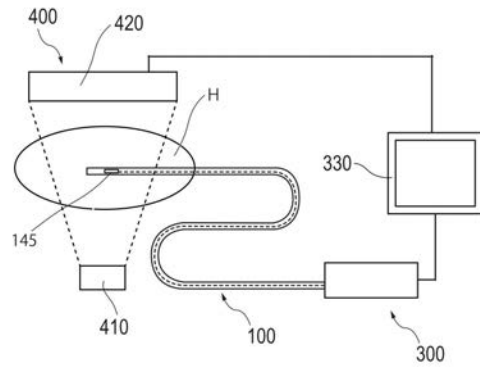


【 図 4 】

【 図 5 】

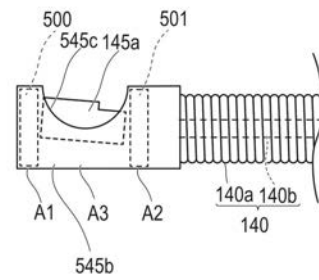


【 図 5 】

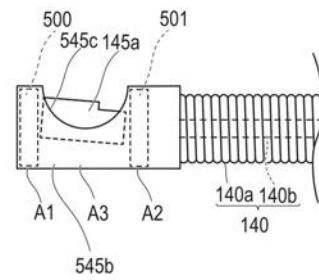


【 図 7 】

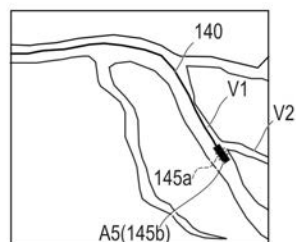
【 図 5 】



【 図 5 】



【 図 5 】



专利名称(译)	诊断导管		
公开(公告)号	JP2017056142A	公开(公告)日	2017-03-23
申请号	JP2015185909	申请日	2015-09-18
[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	山本圭一郎		
发明人	山本 圭一郎		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B6/12 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4461 A61B2090/3966 A61B6/481 A61B8/4494		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/GA20 4C601/GA21 4C601/LL33		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种成像诊断导管，其能够容易地掌握插入到X射线图像上的活体中的超声换能器的位置并且进一步改善可操作性。 诊断成像导管包括插入活体体腔的护套，插入护套中并能够发送和接收超声波的超声换能器，容纳超声换能器的壳体并且驱动轴140可旋转地设置在护套中并且在其尖端处具有壳体，第一区域A1位于壳体中的超声换能器的远端侧并且超声换能器位于更靠近近端侧的第二区域A2具有比位于第一区域和第二区域之间的中间区域A3更高的X射线对比度特性。 点域4

