

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2020年10月8日(08.10.2020)



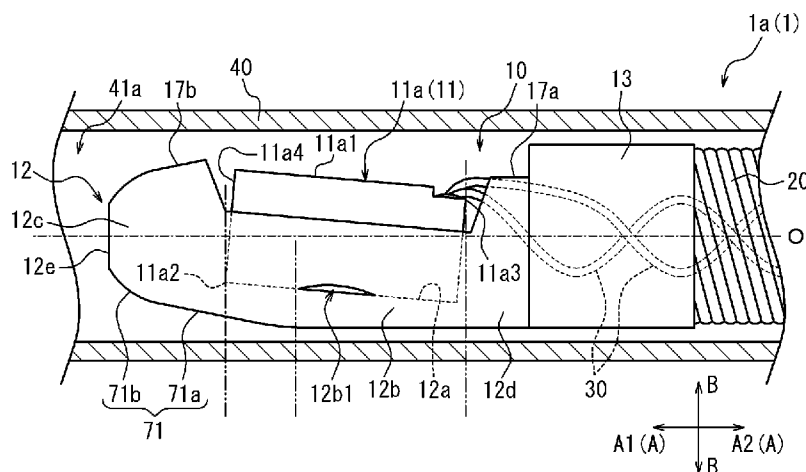
(10) 国際公開番号

WO 2020/203423 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/12 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2020/012777
- (22) 国際出願日: 2020年3月23日(23.03.2020)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2019-068660 2019年3月29日(29.03.2019) JP
- (71) 出願人: テルモ株式会社(TERUMO KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 坂口 雄紀 (SAKAGUCHI Yuki); 〒2590151 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 杉村 憲司 (SUGIMURA Kenji); 〒1000013 東京都千代田区霞が関三丁目2番1号 霞が関コモンゲート西館36階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, 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,

(54) Title: IMAGE DIAGNOSIS CATHETER

(54) 発明の名称: 画像診断用カテーテル



(57) Abstract: An image diagnosis catheter according to the present disclosure is provided with a sheath to be inserted into a living body, a drive shaft that is rotatable inside the sheath, and an imaging core unit attached to the drive shaft inside the sheath. The imaging core unit is provided with a transceiving member that can transceive signals, and a housing for holding the transceiving member. A housing side surface radially facing the sheath is provided with an inclination section inclining up to the distal end thereof so as to approach the center axis of the drive shaft in a direction toward the distal end side. The inclination section extends from a side closer to the proximal end side from the distal end of the transceiving member, toward a side closer to the distal end side from the distal end of the transceiving member.

QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG,
US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(57) 要約: 本開示に係る画像診断用カテーテルは、生体内に挿入されるシースと、前記シース内で回転可能な駆動シャフトと、前記シース内で前記駆動シャフトに取り付けられているイメージングコア部と、を備え、前記イメージングコア部は、信号を送受信可能な送受信部材と、前記送受信部材を保持するハウジングと、を備え、前記シースの径方向を向く前記ハウジングの側面は、遠位端に至るまで、遠位側に向かうにつれて前記駆動シャフトの中心軸線に近づくように傾斜する傾斜部を備え、前記傾斜部は、前記送受信部材の遠位端よりも近位側から、前記送受信部材の遠位端よりも遠位側まで延在している。

明 細 書

発明の名称：画像診断用カテーテル

技術分野

[0001] 本開示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の一例として、血管内超音波診断法（IVUS：Intra Vascular Ultra Soundの略）によって画像を得るカテーテルが知られている。特許文献1には、この種の画像診断用カテーテルが記載されている。特許文献1には、ハウジングとしての末端ハウジングに装着される、信号の送受信部材としての超音波トランスジューサが記載されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2006-198425号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 信号の送受信部材が装着されているハウジングは、駆動シャフトの回転に対して送受信部材の回転軸を安定化させるために、硬質で変形し難い材料から構成される。その一方で、ハウジングには、屈曲した血管形状にも容易に追従して前進可能な追従性が求められる。

[0005] 本開示は、血管形状への追従性を向上可能なハウジングを備える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

[0006] 本開示の第1の態様としての画像診断用カテーテルは、生体内に挿入されるシースと、前記シース内で回転可能な駆動シャフトと、前記シース内で前記駆動シャフトに取り付けられているイメージングコア部と、を備え、前記イメージングコア部は、信号を送受信可能な送受信部材と、前記送受信部材

を保持するハウジングと、を備え、前記シースの径方向に向く前記ハウジングの側面は、遠位端に至るまで、遠位側に向かうにつれて前記駆動シャフトの中心軸線に近づくように傾斜する傾斜部を備え、前記傾斜部は、前記送受信部材の遠位端よりも近位側から、前記送受信部材の遠位端よりも遠位側まで延在している。

[0007] 本開示の1つの実施形態として、前記ハウジングの側面は、前記送受信部材を支持する支持面を備え、前記ハウジングを前記支持面側から見た上側面視において、前記送受信部材を挟んで少なくとも一方側に位置する前記ハウジングの側面には、前記傾斜部が形成されている。

[0008] 本開示の1つの実施形態として、前記ハウジングの側面は、前記送受信部材を支持する支持面を備え、前記ハウジングの側面のうち、前記支持面の裏側の位置には、前記傾斜部が形成されている。

[0009] 本開示の1つの実施形態として、前記ハウジングの側面のうち、前記支持面の裏側は、周面により構成されている。

[0010] 本開示の1つの実施形態として、前記ハウジングの側面のうち、前記支持面に対して近位側には、前記支持面に支持される前記送受信部材よりも前記シースの内面に向かって隆起している近位隆起部が設けられている。

[0011] 本開示の1つの実施形態として、前記ハウジングの側面のうち、前記支持面に対して遠位側には、前記支持面に支持される前記送受信部材よりも前記シースの内面に向かって隆起している遠位隆起部が設けられている。

[0012] 本開示の1つの実施形態として、前記傾斜部の前記中心軸線に対する角度は、遠位側に向かうにつれて大きくなる。

[0013] 本開示の1つの実施形態として、前記送受信部材は、超音波送受信面で超音波を送受信可能な超音波振動子であり、超音波振動子の遠位端面は、凸状の湾曲面により構成されている。

発明の効果

[0014] 本開示によれば、血管形状への追従性を向上可能なハウジングを備える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

[0015] [図1]本開示の一実施形態としての画像診断用カテーテルと、画像診断装置と、が接続された状態を示す図である。

[図2]図1に示す画像診断用カテーテルの遠位端部における長手方向に平行な断面を示す断面図である。

[図3]図1に示す画像診断用カテーテルのイメージングコア部近傍の横側面図である。

[図4]図1に示す画像診断用カテーテルのイメージングコア部近傍の上側面図である。

[図5]図1に示す画像診断用カテーテルのイメージングコア部近傍の斜視図である。

[図6]図1に示す画像診断用カテーテルが血管内に挿入されている状態を示す使用状態図である。

[図7]超音波送受信面の外形が楕円形状の超音波振動子の一具体例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0016] 以下、本開示に係る画像診断用カテーテルの実施形態について、図面を参照して例示説明する。各図において共通する部材・部位には同一の符号を付している。以下、説明の便宜上、本開示に係る画像診断用カテーテルにおいて、画像診断用カテーテルの長手方向を「長手方向A」と記載する。また、画像診断用カテーテルの長手方向Aで、画像診断用カテーテルが生体内に挿入される側を「遠位側」と記載し、その反対側を「近位側」と記載する。また、本開示に係る画像診断用カテーテルの近位側から遠位側に向かう方向を単に「挿入方向A1」と記載する場合がある。また、画像診断用カテーテル1の遠位側から近位側に向かう方向を単に「抜去方向A2」と記載する場合がある。

[0017] まず、本開示に係る画像診断用カテーテルを適用可能な画像診断システムの一例を説明する。図1は、本開示の一実施形態としての画像診断用カテー

テル 1 を備える画像診断システム 100 を示す図である。

[0018] 画像診断システム 100 は、画像診断用カテーテル 1 と、画像診断装置 120 と、を備える。図 1 では、画像診断用カテーテル 1 が画像診断装置 120 に接続されている状態を示している。図 2 は、画像診断用カテーテル 1 の遠位側の端部である遠位端部における長手方向 A に平行な断面を示す断面図である。図 3 は、画像診断用カテーテル 1 のイメージングコア部 10 近傍の上側面図である。図 4 は、画像診断用カテーテル 1 のイメージングコア部 10 近傍の横側面図である。図 5 は、画像診断用カテーテル 1 のイメージングコア部 10 近傍の斜視図である。図 5 では、シース 40 を省略して描いている。

[0019] <画像診断用カテーテル 1>

本実施形態の画像診断用カテーテル 1 は、IVUS に適用可能である。図 1 に示すように、画像診断用カテーテル 1 は、画像診断装置 120 に接続されることによって駆動される。より具体的に、本実施形態の画像診断用カテーテル 1 は、画像診断装置 120 の駆動ユニット 120a に接続されている。

[0020] 図 1 に示すように、画像診断用カテーテル 1 は、挿入部 1a と、操作部 1b と、を備える。挿入部 1a は、画像診断用カテーテル 1 のうち、生体内に挿入されて使用される部位である。操作部 1b は、画像診断用カテーテル 1 のうち、挿入部 1a が生体内に挿入されている状態で、生体外で操作される部位である。本実施形態の画像診断用カテーテル 1 では、後述する遠位側コネクタ 62（図 1 参照）よりも遠位側の部分が挿入部 1a であり、遠位側コネクタ 62 から近位側の部分が操作部 1b である。

[0021] 図 1、図 2 に示すように、挿入部 1a は、イメージングコア部 10 と、駆動シャフト 20 と、信号線 30 と、シース 40 と、を備える。イメージングコア部 10 は、駆動シャフト 20 の遠位側に連結されている。シース 40 は、生体内に挿入されて使用される（図 6 参照）。イメージングコア部 10、駆動シャフト 20 及び信号線 30 は、シース 40 内に位置し、シース 40

と共に生体内に挿入されて使用される（図6参照）。

[0022] 図1に示すように、操作部1bは、内管部材50と、外管部材60と、を備える。内管部材50は、駆動シャフト20の近位側の端部を保持している。外管部材60は、シース40の近位側の端部を保持している。内管部材50が外管部材60内を中心軸方向に移動することで、図2に示すイメージングコア部10、駆動シャフト20及び信号線30が、シース40内を長手方向Aに移動することができる。駆動シャフト20及び信号線30は、内管部材50及び外管部材60の内部を通じて、長手方向Aにおいて、挿入部1aの領域のみならず、操作部1bの領域に亘って延在している。

[0023] [イメージングコア部10]

図2に示すように、イメージングコア部10は、生体内に挿入されるシース40内に位置する。本実施形態のイメージングコア部10は、信号を送受信可能な送受信部材11と、この送受信部材11を保持するハウジング12と、造影マーカ13と、を備える。

[0024] 本実施形態の送受信部材11は、超音波信号を送受信可能な超音波振動子11aである。以下、送受信部材11としての超音波振動子11aについて例示説明するが、送受信部材11は超音波振動子11aに限られず、例えば、光信号を送受信可能な光学素子であってもよい。光信号を送受信可能な光学素子としては、例えば、光ファイバの遠位端に設けられ、光を集光するレンズ機能と反射する反射機能とを備えるボールレンズが挙げられる。

[0025] 本実施形態の送受信部材11としての超音波振動子11aは、圧電素子14と、支持部材15と、音響整合部材16と、を備える。

[0026] 具体的に、圧電素子14は、扁平状の圧電体と、この圧電体の厚み方向の少なくとも一方側に積層されている第1電極と、圧電体の厚み方向の少なくとも他方側に積層されている第2電極と、からなる。以下、説明の便宜上、圧電体の厚み方向のうち、超音波振動子11aの超音波を送受信可能な超音波送受信面11a1が位置する側を「表面側」と記載し、圧電体の厚み方向のうち、超音波振動子11aの超音波送受信面11a1と反対側を「裏面側

」と記載する。

[0027] 圧電素子 14 の圧電体は、例えば、圧電セラミックシートにより構成される。圧電セラミックシートの材料としては、例えば、チタン酸ジルコニウム酸鉛（PZT）、ニオブ酸リチウムなどの圧電セラミック材料が挙げられる。圧電体は、圧電セラミック材料ではなく、水晶により形成されていてもよい。

[0028] 圧電素子 14 の第 1 電極及び第 2 電極は、例えば、マスク材を用いたイオンプレーティング法、蒸着法、スパッタ法により、圧電体の厚み方向の両面それぞれに電極層として積層させることで形成できる。第 1 電極及び第 2 電極の材料としては、例えば、銀、クロム、銅、ニッケル、金などの金属や、これら金属の積層体などが挙げられる。

[0029] 第 1 電極は圧電体の表面側のみに積層されている。第 2 電極は圧電体の裏面側に積層されていると共に、一部が圧電体の表面側に折り返されている。つまり、本実施形態の第 2 電極は、折返し電極により構成されている。但し、第 1 電極及び第 2 電極が折返し電極ではない構成であってもよい。また、第 2 電極が折返し電極ではなく、第 1 電極の一部が裏面側に折り返された折返し電極で構成されていてもよい。

[0030] 支持部材 15 は、圧電素子の裏面側から圧電素子 14 を支持している。具体的に、支持部材 15 は、圧電素子 14 の裏面側の全域を覆うように、圧電素子 14 に積層されている。これにより、ノイズとなる圧電素子 14 からの超音波を吸収することができる。つまり、本実施形態の支持部材 15 は、圧電素子 14 の超音波を吸収する吸音層を構成している。

[0031] 支持部材 15 としての吸音層は、吸音層を形成するシート材を圧電素子 14 に張り合わせる方法、吸音層を形成する液状の吸音性材料を塗布して硬化させる方法、などによって形成することができる。支持部材 15 の材料としては、例えば、ゴムや、タングステン粉末などの金属粉末を分散させたエポキシ樹脂など、が挙げられる。

[0032] 音響整合部材 16 は、圧電素子 14 の表面側の覆うように積層されている

。より具体的に、本実施形態の音響整合部材 16 は、圧電素子 14 のうち第 1 電極及び第 2 電極に信号線 30 が接続される部分を除き、圧電素子 14 の表面側の全域を覆うように積層されている。音響整合部材 16 を設けることにより、被検体への超音波の伝播効率を高めることができる。つまり、本実施形態の音響整合部材 16 は、超音波の伝播効率を高める音響整合層を構成している。

[0033] 音響整合部材 16 としての音響整合層は、音響整合層を形成するシート材を圧電素子 14 に張り合わせる方法、音響整合層を形成する液状の音響整合性材料を塗布して硬化させる方法、などによって形成することができる。音響整合部材 16 の材料としては、例えば、エポキシ樹脂などの樹脂材料が挙げられる。また、音響整合部材 16 は、樹脂材料から構成された樹脂層の積層体により構成されていてもよい。

[0034] 本実施形態の送受信部材 11 としての超音波振動子 11a の超音波送受信面 11a1 は、超音波振動子 11a の表面により構成されている。つまり、本実施形態の超音波振動子 11a では、音響整合部材 16 により平面状の超音波送受信面 11a1 が構成されている。

[0035] 更に、本実施形態の送受信部材 11 としての超音波振動子 11a は、圧電体の厚み方向で見た平面視、つまり、超音波送受信面 11a1 の平面視で、楕円形の外形を有している。この詳細については後述する。

[0036] 図 2～図 4 に示すように、ハウジング 12 は、シース 40 内で送受信部材 11 としての超音波振動子 11a を保持する。ハウジング 12 の近位側は、駆動シャフト 20 に接続されている。図 2～図 4 に示すように、シース 40 の径方向 B に向くハウジング 12 の側面は、遠位端に至るまで、遠位側に向かうにつれて駆動シャフト 20 の中心軸線 O に近づくように傾斜する傾斜部 71 を備える。「ハウジングの側面」とは、ハウジングのうちシースの径方向 B に向く面であり、シースの径方向 B の周囲全域を構成する面を意味する。本実施形態のハウジング 12 の側面は、送受信部材 11 としての超音波振動子 11a を支持する支持面 12a を備える。ハウジング 12 の側面の詳細

は後述する。

[0037] 本実施形態のハウジング12は、本体部12bと、遠位端部12cと、近位端部12dと、を備える。本体部12bは、上述の支持面12aを備える。遠位端部12cは、本体部12bよりも遠位側に位置し、遠位端を含む。近位端部12dは、本体部12bよりも近位側に位置し、造影マーカ13に連結されている。ハウジング12の各部位の詳細は後述する。

[0038] ハウジング12は、例えばポリカーボネート等の樹脂により構成可能である。ハウジング12は、例えば、樹脂材料を射出成形することで形成される。また、ハウジング12は、金属により構成されていてもよい。このようなハウジング12は、例えば、ステンレス、金メッキを施したステンレス、白金イリジウム合金、白金ジルコニア合金、等により構成可能である。また、このようなハウジング12は、金属塊からの削り出しやMIM（金属粉末射出成形）等により形成される。更に、ハウジング12は、ジルコニア等を焼成して作成するセラミクスから構成されていてもよい。

[0039] 造影マーカ13は、略円筒状の外形を有し、遠位側でハウジング12の近位端部12dに連結されている。本実施形態では、ハウジング12の近位端部12dが造影マーカ13に内挿された状態で、接着剤等により両者が接着されている。但し、ハウジング12と造影マーカ13の連結構成は、上記構成に限定されない。造影マーカ13は、例えば、白金、金、イリジウム、タングステン等のX線不透過性の高い金属コイルまたは金属パイプにより構成可能である。

[0040] 図2に示すように、本実施形態の略円筒状の造影マーカ13の内部には、例えば、上述した支持部材15と同様の材料から形成された吸収部材18が配置されている。造影マーカ13の内部がこのような吸収部材18で充填されることで、送受信部材11としての超音波振動子11aから対象部位とは異なる部位に向かって超音波が送信されることを抑制できる。更に、送受信部材11としての超音波振動子11aが、対象部位とは異なる部位に反射した超音波を受信することを抑制できる。

[0041] 本実施形態のイメージングコア部10は、ハウジング12の近位側に造影マーカ13を備える構成であるが、造影マーカ13がないイメージングコア部であってもよい。つまり、ハウジング12の近位端部12dが、造影マーカ13を介することなく、後述の駆動シャフト20に連結される構成であってもよい。このように造影マーカ13がないイメージングコア部とする場合には、例えば、金属、X線不透過性の高い材料を含む樹脂又はセラミクスなど、造影性を有する材料によりハウジング12自体を形成すればよい。

[0042] [駆動シャフト20]

駆動シャフト20は、シース40内で中心軸線O周りを回転可能である。また、上述のイメージングコア部10は、シース40内で駆動シャフト20に対して取り付けられている。そのため、駆動シャフト20は、シース40内でイメージングコア部10を中心軸線O周りで回転させる。より具体的に、駆動シャフト20は、シース内で中心軸線O周りを回転することにより、連結されている送受信部材11、ハウジング12及び造影マーカ13を中心軸線O周りで回転させる。駆動シャフト20を回転させる動力源は、後述する画像診断装置120のモータ121（図1参照）である。

[0043] 駆動シャフト20は、可撓性を有する管体により構成されている。駆動シャフト20の内部には、送受信部材11としての超音波振動子11aに接続される信号線30が配置されている。駆動シャフト20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される。コイルの材料としては、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。このような駆動シャフト20にすることで、信号線30として2本の電気信号線を二重らせん状のツイストペアケーブルにより構成しても、シールド性を高めて電気信号線から発生するノイズによる影響を軽減することができる。

[0044] 駆動シャフト20は、内管部材50及び外管部材60の内部を通して、内管部材50の近位端部に位置する後述のハブ52まで延在している。つまり、駆動シャフト20は、長手方向Aにおいて、挿入部1aの遠位端部から操

作部 1 b の近位端部まで延在している。

[0045] [信号線 3 0]

信号線 3 0 は、駆動シャフト 2 0 内に延在しており、送受信部材 1 1 と画像診断装置 1 2 0 と、を電氣的又は光學的に接続している。本実施形態の信号線 3 0 は、送受信部材 1 1 としての超音波振動子 1 1 a と画像診断装置 1 2 0 とを電氣的に接続する電気信号線である。本実施形態の信号線 3 0 としての電気信号線は、駆動シャフト 2 0 と同様、長手方向 A において、挿入部 1 a の遠位端部から操作部 1 b の近位端部まで延在している。本実施形態の信号線 3 0 としての電気信号線は複数（本実施形態では 2 本）設けられており、上述した超音波振動子 1 1 a の第 1 電極及び第 2 電極にそれぞれ接続されている。信号線 3 0 としての複数の電気信号線は、例えば、2 本の電気信号線が撚り合わされたツイストペアケーブルにより構成される。

[0046] 本実施形態の信号線 3 0 は電気信号線であるが、送受信部材 1 1 が光信号を送受信可能な構成の場合、信号線 3 0 は、例えば光ファイバ線により構成可能である。

[0047] [シース 4 0]

図 2 に示すように、シース 4 0 は、第 1 中空部 4 1 a 及び第 2 中空部 4 1 b を区画している。第 1 中空部 4 1 a には、イメージングコア部 1 0、駆動シャフト 2 0 及び信号線 3 0 が収容されている。イメージングコア部 1 0、駆動シャフト 2 0 及び信号線 3 0 は、第 1 中空部 4 1 a 内において、長手方向 A に進退移動することができる。第 2 中空部 4 1 b には、ガイドワイヤ W が挿通可能である。本実施形態では、第 2 中空部 4 1 b を区画する管状のガイドワイヤ挿通部 4 0 b が、第 1 中空部 4 1 a を区画する管状の本体部 4 0 a の遠位端部に対して、互いが略平行な状態になるように位置している。本体部 4 0 a 及びガイドワイヤ挿通部 4 0 b は、互いに異なる管部材を熱融着等によって接合することで形成可能であるが、このような形成方法に限られない。

[0048] 本体部 4 0 a には、X 線が不透過な材料で形成される X 線造影性を有する

マーカ部 4 2 が設けられている。また、ガイドワイヤ挿通部 4 0 b においても、X線造影性を有するマーカ部 4 3 が設けられている。マーカ部 4 2 及び 4 3 は、例えば、白金、金、イリジウム、タングステン等のX線不透過性の高い金属コイルまたは金属パイプにより構成可能である。

[0049] シース 4 0 の長手方向 A において送受信部材 1 1 としての超音波振動子 1 1 a が移動する範囲には、超音波の透過性が他の部位に比べて高く形成された窓部 4 4 が形成されている。より具体的に、本実施形態の窓部 4 4 は、シース 4 0 のうち本体部 4 0 a に形成されている。

[0050] 本体部 4 0 a の窓部 4 4、及び、ガイドワイヤ挿通部 4 0 b 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ない。構成材料としては、例えば、ポリエチレン、スチレン、ポリオレフィン、ポリウレタン、ポリエステル、ポリアミド、ポリイミド、ポリブタジエン、トランスポリイソプレン、フッ素ゴム、塩素化ポリエチレン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 種以上を組合せたポリマーアロイ、ポリマーブレンド、積層体等も使用することができる。

[0051] 本体部 4 0 a の窓部 4 4 よりも近位側は、窓部 4 4 よりも剛性が高い材料によって補強された補強部を有する。補強部は、例えば、樹脂等の可撓性を有する管状部材に、ステンレス製などの金属素線を網目状に編組した補強材が配設されて形成される。上記管状部材は、窓部 4 4 と同様の材料によって形成可能である。

[0052] シース 4 0 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好ましい。

[0053] シース 4 0 の本体部 4 0 a の遠位端部には、第 1 中空部 4 1 a の内部と外部とを連通する連通孔 4 6 が形成されている。プライミング時には、この連通孔 4 6 を通じて、本体部 4 0 a 内の気体を排出することができる。

[0054] [内管部材 5 0 及び外管部材 6 0]

図 1 に示すように、内管部材 5 0 は、内管 5 1 と、ハブ 5 2 と、を備える。内管 5 1 は、外管部材 6 0 内で進退移動可能に挿入されている。ハブ 5 2

は、内管 5 1 の近位側に設けられている。

[0055] 図 1 に示すように、外管部材 6 0 は、外管 6 1 と、遠位側コネクタ 6 2 と、近位側コネクタ 6 3 と、を備える。外管 6 1 は、内管 5 1 の径方向（シース 4 0 の径方向 B と同じ方向）の外側に位置し、外管 6 1 内を内管 5 1 が進退移動する。遠位側コネクタ 6 2 は、シース 4 0 の本体部 4 0 a の近位端部と、外管 6 1 の遠位端部と、を接続している。近位側コネクタ 6 3 は、外管 6 1 の近位端部に設けられ、内管 5 1 を外管 6 1 内に受容するように構成されている。

[0056] 上述した駆動シャフト 2 0 及び信号線 3 0 は、シース 4 0 の本体部 4 0 a の第 1 中空部 4 1 a から、この本体部 4 0 a の近位側に接続された外管部材 6 0 の内部、及び、この外管部材 6 0 に一部が挿入されている内管部材 5 0 の内部を通じて、内管部材 5 0 の近位端部に位置するハブ 5 2 まで、延在している。

[0057] 上述したイメージングコア部 1 0 は、駆動シャフト 2 0 を介して内管部材 5 0 と一体的に連結されている。そのため、内管部材 5 0 が、挿入方向 A 1 に向かって押される操作がなされると、内管部材 5 0 は、挿入方向 A 1 に向かって、外管部材 6 0 内に押し込まれる。内管部材 5 0 が挿入方向 A 1 に向かって外管部材 6 0 内に押し込まれると、内管部材 5 0 に対して駆動シャフト 2 0 を介して連結されているイメージングコア部 1 0 は、シース 4 0 の本体部 4 0 a 内を挿入方向 A 1 に移動する。逆に、内管部材 5 0 が、抜去方向 A 2 に向かって引かれる操作がなされると、内管部材 5 0 は、外管部材 6 0 内から抜去方向 A 2 に引き出される。内管部材 5 0 が外管部材 6 0 内から抜去方向 A 2 に引き出されると、内管部材 5 0 に対して駆動シャフト 2 0 を介して連結されているイメージングコア部 1 0 は、シース 4 0 の本体部 4 0 a 内を抜去方向 A 2 に移動する。

[0058] 内管部材 5 0 のハブ 5 2 の近位端には、画像診断装置 1 2 0 と機械的および電氣的に接続されるコネクタ部が設けられている。つまり、画像診断用ケーブル 1 は、内管部材 5 0 のハブ 5 2 に設けられたコネクタ部により、画

像診断装置 120 と機械的および電氣的に接続される。より具体的に、画像診断用カテーテル 1 の信号線 30 としての電気信号線は、超音波振動子 11a からハブ 52 のコネクタ部まで延在している。そして、信号線 30 としての電気信号線は、ハブ 52 のコネクタ部が画像診断装置 120 に接続された状態で、超音波振動子 11a と画像診断装置 120 とを電氣的に接続する。超音波振動子 11a における受信信号は、ハブ 52 のコネクタ部を介して画像診断装置 120 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。

[0059] <画像診断装置 120>

図 1 に示すように、画像診断装置 120 は、駆動シャフト 20 を回転させるための動力源であるモータ 121 と、駆動シャフト 20 を長手方向 A に移動させるための動力源であるモータ 122 と、を有する。モータ 122 の回転運動は、モータ 122 に接続したボールネジ 123 によって軸方向の運動に変換される。

[0060] より具体的に、本実施形態の画像診断装置 120 は、駆動ユニット 120a と、制御装置 120b と、モニタ 120c と、を備える。制御装置 120b は、駆動ユニット 120a に有線又は無線で電氣的に接続されている。モニタ 120c は、制御装置 120b が画像診断用カテーテル 1 から受信した受信信号に基づいて生成した画像を表示可能である。本実施形態の上述したモータ 121、モータ 122 及びボールネジ 123 は、駆動ユニット 120a に設けられている。この駆動ユニット 120a の動作は、制御装置 120b によって制御される。制御装置 120b は、CPU 及びメモリを含むプロセッサにより構成することができる。

[0061] 画像診断装置 120 は、本実施形態で示す構成に限られず、例えば、キーボード等の外部入力部を更に備える構成であってもよい。

[0062] 図 6 は、本実施形態の画像診断用カテーテル 1 が血管 BV 内に挿入されている状態を示す使用状態図である。以下、図 2 ～図 6 を参照して、画像診断用カテーテル 1 のイメージングコア部 10 のハウジング 12 の特徴について

説明する。

- [0063] 図6に示すように、画像診断用カテーテル1のシース40は、生体内に挿入されて使用される。上述したように、シース40内にはイメージングコア部10及び駆動シャフト20が収容されており、イメージングコア部10及び駆動シャフト20は、シース40と共に生体内に挿入されて使用される。
- [0064] ここで、図2～図6に示すように、シース40の径方向Bに向くハウジング12の側面は、遠位端に至るまで、遠位側に向かうにつれて駆動シャフト20の中心軸線Oに近づくように傾斜する傾斜部71を備える。この傾斜部71は、送受信部材11としての超音波振動子11aの遠位端11a2よりも近位側から、送受信部材11としての超音波振動子11aの遠位端11a2よりも遠位側まで延在している。
- [0065] ハウジング12の側面にこのような傾斜部71を設けることで、血管形状への追従性を向上させることができる。そのため、図6に示すような屈曲した血管形状であっても、本実施形態のハウジング12の側面が傾斜部71を備えることで、ハウジング12は、屈曲した血管形状に沿って延在するシース40の内面に面接触し易い。その結果、ハウジング12は、血管BV（図6参照）の内壁に沿って進退移動し易くなる。
- [0066] より具体的に、本実施形態のハウジング12は、本体部12bと、遠位端部12cと、近位端部12dと、を備える。本体部12bには、略楕円柱状の凹部が形成されている。送受信部材11としての超音波振動子11aは、支持部材15が配置されている裏面側が凹部に収容され、凹部の底面上に支持されることで、ハウジング12に保持されている。したがって、本実施形態のハウジング12の送受信部材11の支持面12aは、凹部の底面により構成されている。
- [0067] 本実施形態の超音波振動子11aは、凹部に収容された状態で、接着剤等によりハウジング12と接着される。図3に示すように、ハウジング12の本体部12bに形成された凹部の底面近傍には、外部まで貫通する貫通孔12b1が形成されている。超音波振動子11aとハウジング12とを接着す

る接着剤の余剰分は、この貫通孔 1 2 b 1 を通じて外部に漏れ出る。そのため、接着剤が凹部の側壁から超音波振動子 1 1 a の表面側に漏れ出ることを抑制できる。そのため、接着剤が超音波振動子 1 1 a の超音波送受信面 1 1 a 1 上に付着することを抑制できる。

[0068] 図 4 に示すように、ハウジング 1 2 を支持面 1 2 a 側から見た上側面視において、送受信部材 1 1 を挟んで両側に位置するハウジング 1 2 の側面には、傾斜部 7 1 が形成されている。このような傾斜部 7 1 を設けることで、ハウジング 1 2 の血管形状への追従性を向上させることができる。ハウジング 1 2 を支持面 1 2 a 側から見た上側面視（図 4 参照）とは、シース 4 0 の径方向 B で、ハウジング 1 2 を支持面 1 2 a 側から見た側面視を意味する。以下、ハウジング 1 2 を支持面 1 2 a 側から見た上側面視を、単に「ハウジング 1 2 の上側面視」と記載する。

[0069] 本実施形態では、ハウジング 1 2 の上側面視（図 4 参照）において、送受信部材 1 1 を挟む両側に位置するハウジング 1 2 の側面に、傾斜部 7 1 が形成されているが、この構成に限られない。ハウジング 1 2 の上側面視（図 4 参照）において、送受信部材 1 1 を挟んで少なくとも一方側に位置するハウジング 1 2 の側面に、傾斜部 7 1 が形成されていればよい。但し、ハウジング 1 2 の血管形状への追従性の向上の観点では、本実施形態のように、ハウジング 1 2 の上側面視（図 4 参照）において、送受信部材 1 1 を挟む両側に位置するハウジング 1 2 の側面に、傾斜部 7 1 が形成されていることが好ましい。

[0070] 更に、本実施形態では、ハウジング 1 2 の側面のうち、支持面 1 2 a の裏側の位置においても、傾斜部 7 1 が形成されている。具体的に、図 3 に示すハウジング 1 2 の横側面視において、ハウジング 1 2 の側面のうち、支持面 1 2 a の裏側の位置に、傾斜部 7 1 が形成されている。このような傾斜部 7 1 を設けることで、ハウジング 1 2 の血管形状への追従性を向上させることができる。ハウジング 1 2 の横側面視（図 3 参照）とは、シース 4 0 の径方向 B で、ハウジング 1 2 の支持面 1 2 a が線状に見える視点から見た側面視

を意味する。本実施形態では、図3に示すように、ハウジング12の横側面視において、支持面12aのみならず、送受信部材11としての超音波振動子11aの超音波送受信面11a1についても直線状に見える。

[0071] このように、本実施形態のハウジング12の側面には、ハウジング12の上側面視（図4参照）において送受信部材11としての超音波振動子11aを挟む両側の位置に、傾斜部71が設けられている。更に、本実施形態のハウジング12の側面には、ハウジング12の横側面視（図3参照）において、支持面12aの裏側の位置に、傾斜部71が設けられている。

[0072] また更に、本実施形態では、ハウジング12の側面のうち、ハウジング12の上側面視（図4参照）において超音波振動子11aを挟む一方側の位置から、ハウジング12の横側面視（図3参照）において支持面12aの裏側の位置を介して、ハウジング12の上側面視（図4参照）において超音波振動子11aを挟む他方側の位置まで、の周方向領域の全てにおいて、傾斜部71が形成されている。このようにすることで、ハウジング12の血管形状への追従性を、より向上させることができる。

[0073] 駆動シャフト20の中心軸線Oに対する傾斜部71の角度は、ハウジング12の側面視（図3、図4参照）において、遠位側に向かうにつれて大きくなることが好ましい。具体的に、本実施形態の傾斜部71は、図3、図4に示す側面視において、近位傾斜部71aと、この近位傾斜部71aよりも駆動シャフト20の中心軸線Oに対する傾斜部71の角度が大きくなる遠位傾斜部71bと、を備える。近位傾斜部71aは、ハウジング12の側面視（図3、図4参照）において略直線状に延在している。また、近位傾斜部71aは、送受信部材11の遠位端11a2の近位側と遠位側とに跨って延在している。遠位傾斜部71bは、ハウジング12の側面視（図3、図4参照）において凸状に湾曲して延在している。遠位傾斜部71bは、近位傾斜部71aの遠位端に連続しており、ハウジング12の遠位端面12eまで延在している。

[0074] ハウジング12の遠位端面12eは、駆動シャフト20の中心軸線Oに直

交する平面により構成されているが、この構成に限られず、例えば、遠位側に凸状に突出する湾曲面であってもよい。また、ハウジング１２の側面の傾斜部７１は、側面視（図３、図４参照）で、直線状に延在する近位傾斜部７１ａと、凸状に湾曲する遠位傾斜部７１ｂと、により構成されているが、この構成に限られない。例えば、側面視（図３、図４参照）において、遠位側に向かうにつれて駆動シャフト２０の中心軸線Ｏに対する角度が漸増するように湾曲して延在する傾斜部としてもよい。

[0075] 更に、本実施形態の傾斜部７１は、ハウジング１２の本体部１２ｂから遠位端部１２ｃに亘って形成されている。より具体的に、本実施形態の傾斜部７１は、送受信部材１１の近位端１１ａ３よりも遠位側のみに形成されており、送受信部材１１の近位端１１ａ３から近位側には形成されていない。つまり、本実施形態のハウジング１２の側面の傾斜部７１は、ハウジング１２の近位端部１２ｄには形成されていない。但し、ハウジング１２の遠位端から、送受信部材１１の近位端１１ａ３よりも近位側まで延在する傾斜部としてもよい。

[0076] また、本実施形態のハウジング１２の側面のうち、支持面１２ａの裏側は、周面により構成されている。より具体的に、本実施形態のハウジング１２の側面のうち、支持面１２ａの裏側は、シース４０の内周面に沿う周面により構成されている。そのため、シース４０の内面と面接触し易く、シース４０の内面を傷つけ難い共に、シース４０の内面に引っ掛かり難く、ハウジング１２の血管形状への追従性を高めることができる。更に、上述したように、本実施形態では、ハウジング１２の側面のうち、ハウジング１２の上側面視（図４参照）において超音波振動子１１ａを挟む一方側の位置から、ハウジング１２の横側面視（図３参照）において支持面１２ａの裏側の位置を介して、ハウジング１２の上側面視（図４参照）において超音波振動子１１ａを挟む他方側の位置まで、の周方向領域の全てにおいて、傾斜部７１が形成されている。つまり、本実施形態のハウジング１２の側面のうち、支持面１２ａの裏側は、周面であると共に、傾斜部７１が形成されている。そのため

、ハウジング１２の血管形状への追従性を、より一層、向上させることができる。

[0077] 換言すれば、本実施形態のハウジング１２の遠位端部１２ｃは、略円錐台状の外形を有している。この遠位端部１２ｃの側面は、近位側から遠位側に向かって縮径するテーパ面である。そして、遠位端部１２ｃのテーパ面の一部が本体部１２ｂにおいて連続して延在し、送受信部材１１としての超音波振動子１１ａの遠位端１１ａ２よりも近位側まで延びることで、ハウジング１２の側面の上述の傾斜部７１が形成されている。

[0078] また、別の言い方をすれば、本実施形態のハウジング１２は、送受信部材１１を支持する支持面１２ａを備える本体部１２ｂと、この本体部１２ｂの遠位側に位置し、遠位端を含む遠位端部１２ｃと、を備える。そして、ハウジング１２の側面は、本体部１２ｂ及び遠位端部１２ｃに亘って延在し、シース４０の内面に沿う周面により構成された周面部を備える。この周面部が、近位側から遠位側に向かって駆動シャフト２０の中心軸線Ｏに近づく上述の傾斜部７１により形成されている。

[0079] 更に、図３に示すように、ハウジング１２の側面のうち、支持面１２ａに対して近位側には、支持面１２ａに支持される送受信部材１１よりもシース４０の内面に向かって隆起している近位隆起部１７ａが設けられている。このような構成とすることで、イメージングコア部１０をシース４０内で進退させる際に、シース４０の内面に超音波振動子１１ａの超音波送受信面１１ａ１が当接することを抑制できる。そのため、超音波振動子１１ａの超音波送受信面１１ａ１が傷つき難くなる。

[0080] 更に、図３に示すように、ハウジング１２の側面のうち、支持面１２ａに対して遠位側には、支持面１２ａに支持される送受信部材１１よりもシース４０の内面に向かって隆起している遠位隆起部１７ｂが設けられている。このような構成とすることで、イメージングコア部１０をシース４０内で進退させる際に、シース４０の内面に超音波振動子１１ａの超音波送受信面１１ａ１が当接することを抑制できる。そのため、超音波振動子１１ａの超音波

送受信面 11a1 が傷つき難くなる。

[0081] 更に、図3に示すように、遠位隆起部 17b は、近位隆起部 17a よりも、シース 40 の内面に向かって隆起している。このような構成とすることで、イメージングコア部 10 をシース 40 内で進退させる際に、シース 40 の内面に超音波振動子 11a の超音波送受信面 11a1 が当接することを、より抑制できる。そのため、超音波振動子 11a の超音波送受信面 11a1 が、より傷つき難くなる。

[0082] また、本実施形態の遠位隆起部 17b は、ハウジング 12 の横側面視（図3参照）において、遠位側に向かうにつれて駆動シャフト 20 の中心軸線 O に近づくように傾斜している。また、ハウジング 12 の横側面視（図3参照）において、駆動シャフト 20 の中心軸線 O に対する遠位隆起部 17b の角度は、遠位側に向かうにつれて大きくなり、ハウジング 12 の遠位端面 12e まで延在している。このような遠位隆起部 17b とすることで、ハウジング 12 の血管形状への追従性を、より向上させることができる。

[0083] ここで、本実施形態の送受信部材 11 は、超音波送受信面 11a1 で超音波を送受信可能な超音波振動子 11a である。超音波振動子 11a の遠位端 11a2 を含む遠位端面 11a4 は、凸状の湾曲面により構成されていることが好ましい。本実施形態の超音波振動子 11a は、超音波送受信面 11a1 の正面視で楕円形状の外形を有するが、この構成に限られない。例えば、超音波送受信面の正面視で円形状、超音波送受信面の正面視で遠位端面だけ凸状の湾曲面となる略四角形状、などの外形を有する超音波振動子であってもよい。但し、超音波振動子 11a の収束性能を考慮すると、超音波送受信面 11a1 の外形は、楕円形状又は円形状であることが好ましく、円形状であることが特に好ましい。

[0084] 本実施形態のように、生体内に挿入可能な小型の圧電素子 14（図2参照）を用いる場合、超音波の高出力を実現するために超音波振動子 11a の超音波送受信面 11a1 の面積を大きくすることが好ましい。そのため、ハウジング 12 の上側面視（図4参照）において、送受信部材 11 としての超音

波振動子 1 1 a を挟む両側のハウジング 1 2 の側面は、シース 4 0 の内面に近い位置になり易い。

[0085] 以上のことから、超音波振動子 1 1 a の遠位端面 1 1 a 4 を凸状の湾曲面により構成し、かつ、ハウジング 1 2 の上側面視（図 4 参照）において、超音波振動子 1 1 a を挟む両側のハウジング 1 2 の側面に、超音波振動子 1 1 a の遠位端面 1 1 a 4 の湾曲面に沿うように傾斜部 7 1 を設ける。これにより、ハウジング 1 2 の血管形状への追従性の向上を、より向上させることができる。更に、超音波送受信面 1 1 a 1 の外形を楕円形状又は円形状とすることで、超音波振動子 1 1 a の収束性能をも向上させることができる。図 7 は、上述した超音波振動子 1 1 a の変形例を示す図である。図 7 に示す超音波振動子 2 1 1 a では、超音波送受信面 2 1 1 a 1 の外形が楕円形状を有する。但し、超音波振動子 2 1 1 a の圧電素子 2 1 4 の近位側の一部は、超音波送受信面 2 1 1 a 1 の正面視で、超音波送受信面 2 1 1 a 1 と重ならない位置にある。圧電素子 2 1 4 のうち、超音波送受信面 2 1 1 a 1 と重ならない部分には、信号線 3 0 が電氣的に接続される第 1 電極及び第 2 電極の接点部分が設けられている。図 7 に示す超音波振動子 2 1 1 a によれば、上述した超音波振動子 1 1 a と比較して、超音波送受信面 2 1 1 a 1 からの超音波の収束性能を高めることができる。

[0086] 本開示に係る画像診断用カテーテルは、上述した実施形態で特定される具体的な構成に限られず、請求の範囲の記載を逸脱しない限り、種々の変形・変更が可能である。上述した実施形態のイメージングコア部 1 0 は、送受信部材 1 1 として、超音波信号を送受信可能な超音波振動子 1 1 a のみを備える構成であるが、この構成に限られない。送受信部材 1 1 は、例えば、光干渉断層診断（Optical Coherence Tomography、略称「OCT」）を可能とする、光信号を送受信可能な光学素子であってもよい。

産業上の利用可能性

[0087] 本開示は画像診断用カテーテルに関する。

符号の説明

- [0088] 1 : 画像診断用カテーテル
- 1 a : 挿入部
 - 1 b : 操作部
 - 1 0 : イメージングコア部
 - 1 1 : 送受信部材
 - 1 1 a : 超音波振動子
 - 1 1 a 1 : 超音波送受信面
 - 1 1 a 2 : 送受信部材の遠位端
 - 1 1 a 3 : 送受信部材の近位端
 - 1 1 a 4 : 超音波振動子の遠位端面
 - 1 2 : ハウジング
 - 1 2 a : 支持面
 - 1 2 b : 本体部
 - 1 2 b 1 : 貫通孔
 - 1 2 c : 遠位端部
 - 1 2 d : 近位端部
 - 1 2 e : 遠位端面
 - 1 3 : 造影マーカ
 - 1 4 : 圧電素子
 - 1 5 : 支持部材
 - 1 6 : 音響整合部材
 - 1 7 a : 近位隆起部
 - 1 7 b : 遠位隆起部
 - 1 8 : 吸収部材
 - 2 0 : 駆動シャフト
 - 3 0 : 信号線
 - 4 0 : シース
 - 4 0 a : 本体部

4 0 b : ガイドワイヤ挿通部

4 1 a : 第 1 中空部

4 1 b : 第 2 中空部

4 2 : マーカ部

4 3 : マーカ部

4 4 : 窓部

4 6 : 連通孔

5 0 : 内管部材

5 1 : 内管

5 2 : ハブ

6 0 : 外管部材

6 1 : 外管

6 2 : 遠位側コネクタ

6 3 : 近位側コネクタ

7 1 : 傾斜部

7 1 a : 近位傾斜部

7 1 b : 遠位傾斜部

1 0 0 : 画像診断システム

1 2 0 : 画像診断装置

1 2 0 a : 駆動ユニット

1 2 0 b : 制御装置

1 2 0 c : モニタ

1 2 1 : モータ

1 2 2 : モータ

1 2 3 : ボールネジ

2 1 1 a : 超音波振動子

2 1 1 a 1 : 超音波送受信面

2 1 4 : 圧電素子

- A : 画像診断用カテーテルの長手方向
- A 1 : 画像診断用カテーテルの挿入方向
- A 2 : 画像診断用カテーテルの抜去方向
- B : シースの径方向
- O : 駆動シャフトの中心軸線
- W : ガイドワイヤ
- B V : 血管

請求の範囲

- [請求項1] 生体内に挿入されるシースと、
前記シース内で回転可能な駆動シャフトと、
前記シース内で前記駆動シャフトに取り付けられているイメージングコア部と、を備え、
前記イメージングコア部は、
信号を送受信可能な送受信部材と、
前記送受信部材を保持するハウジングと、を備え、
前記シースの径方向に向く前記ハウジングの側面は、遠位端に至るまで、遠位側に向かうにつれて前記駆動シャフトの中心軸線に近づくように傾斜する傾斜部を備え、
前記傾斜部は、前記送受信部材の遠位端よりも近位側から、前記送受信部材の遠位端よりも遠位側まで延在している、画像診断用カテーテル。
- [請求項2] 前記ハウジングの側面は、前記送受信部材を支持する支持面を備え、
、
前記ハウジングを前記支持面側から見た上側面視において、前記送受信部材を挟んで少なくとも一方側に位置する前記ハウジングの側面には、前記傾斜部が形成されている、請求項1に記載の画像診断用カテーテル。
- [請求項3] 前記ハウジングの側面は、前記送受信部材を支持する支持面を備え、
、
前記ハウジングの側面のうち、前記支持面の裏側の位置には、前記傾斜部が形成されている、請求項1に記載の画像診断用カテーテル。
- [請求項4] 前記ハウジングの側面のうち、前記支持面の裏側は、周面により構成されている、請求項2又は3に記載の画像診断用カテーテル。
- [請求項5] 前記ハウジングの側面のうち、前記支持面に対して近位側には、前記支持面に支持される前記送受信部材よりも前記シースの内面に向か

って隆起している近位隆起部が設けられている、請求項2から4のいずれか1つに記載の画像診断用カテーテル。

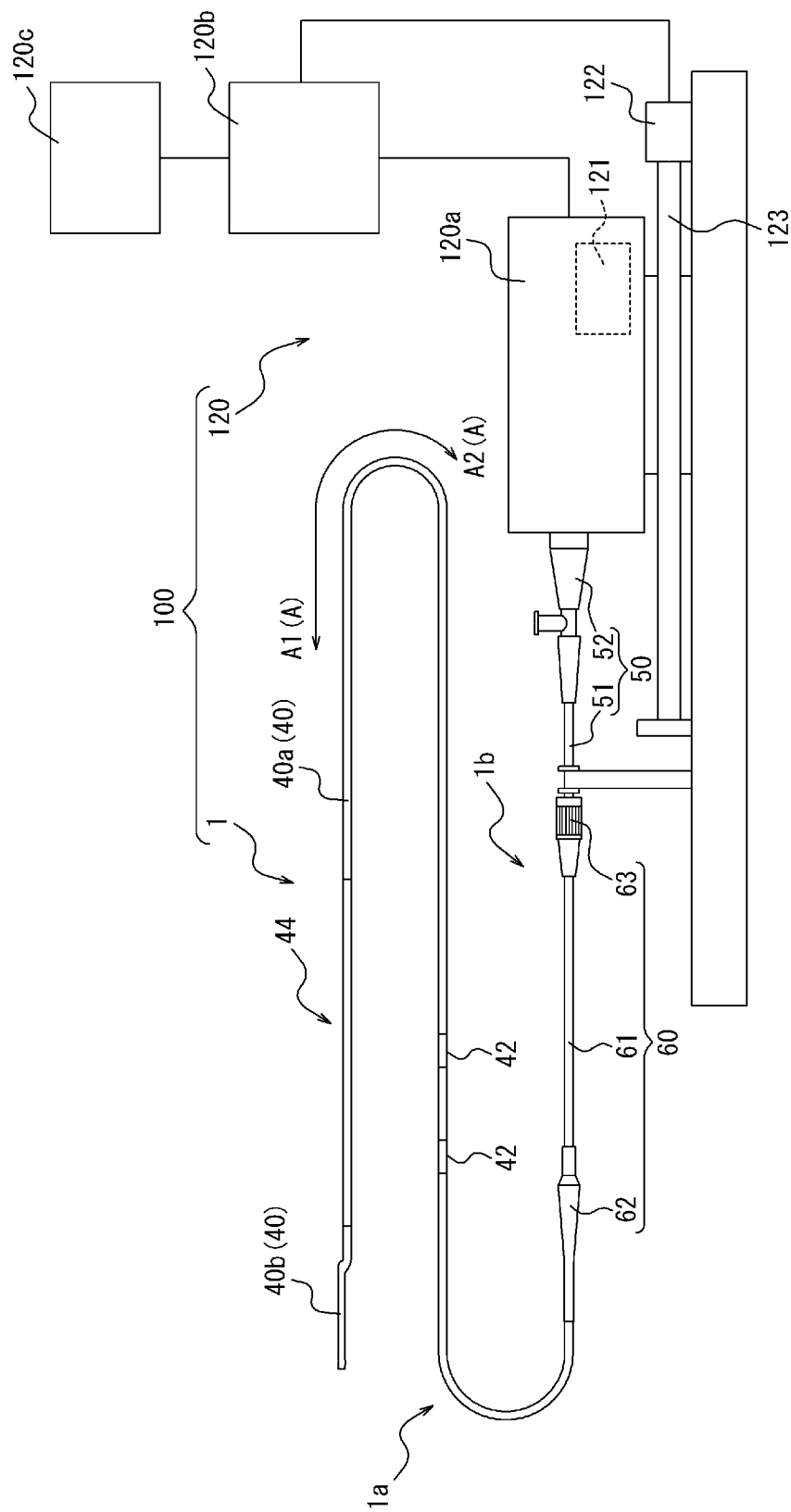
[請求項6] 前記ハウジングの側面のうち、前記支持面に対して遠位側には、前記支持面に支持される前記送受信部材よりも前記シースの内面に向かって隆起している遠位隆起部が設けられている、請求項2から5のいずれか1つに記載の画像診断用カテーテル。

[請求項7] 前記傾斜部の前記中心軸線に対する角度は、遠位側に向かうにつれて大きくなる、請求項1から6のいずれか1つに記載の画像診断用カテーテル。

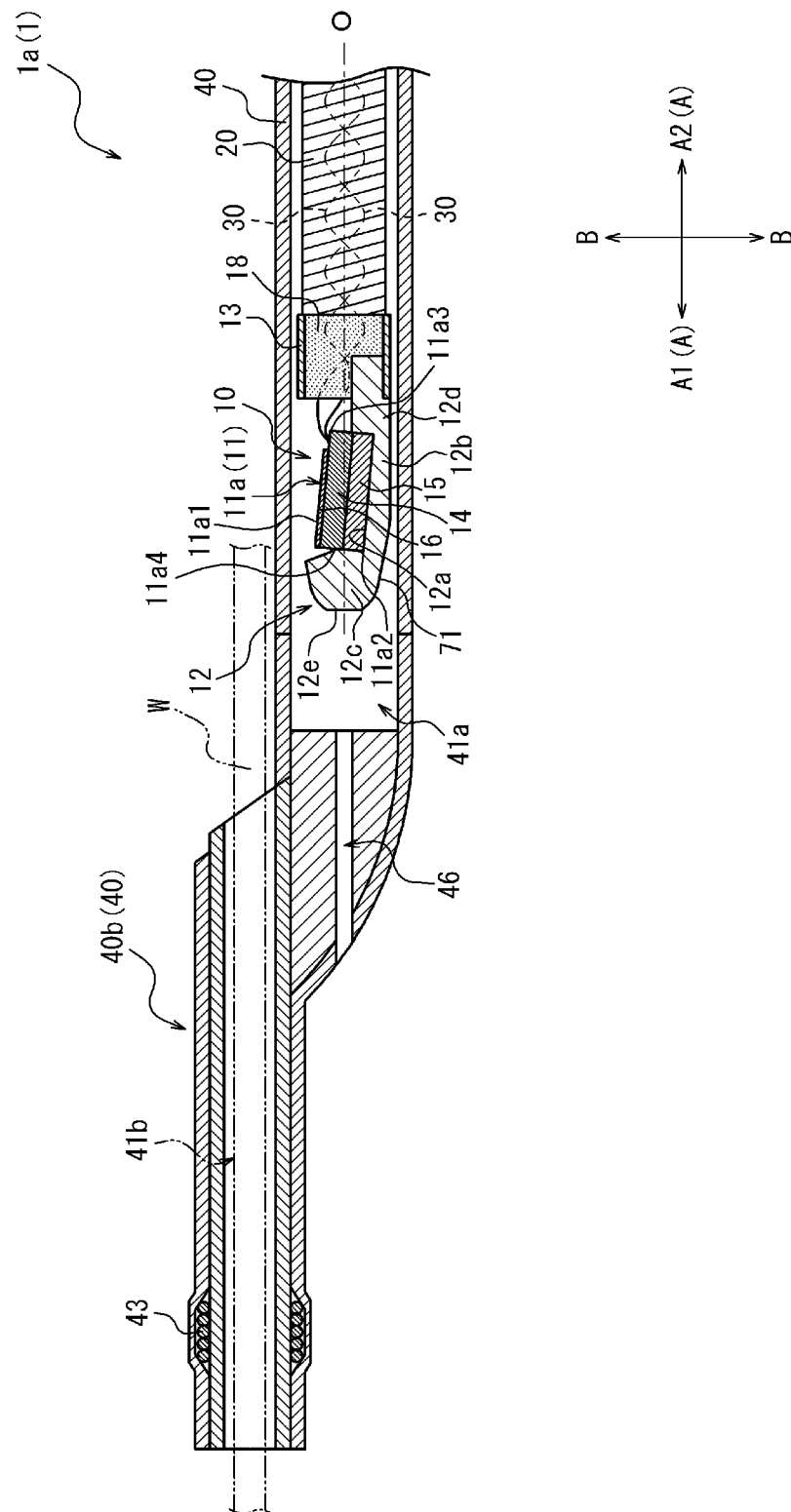
[請求項8] 前記送受信部材は、超音波送受信面で超音波を送受信可能な超音波振動子であり、

超音波振動子の遠位端面は、凸状の湾曲面により構成されている、請求項1から7のいずれか1つに記載の画像診断用カテーテル。

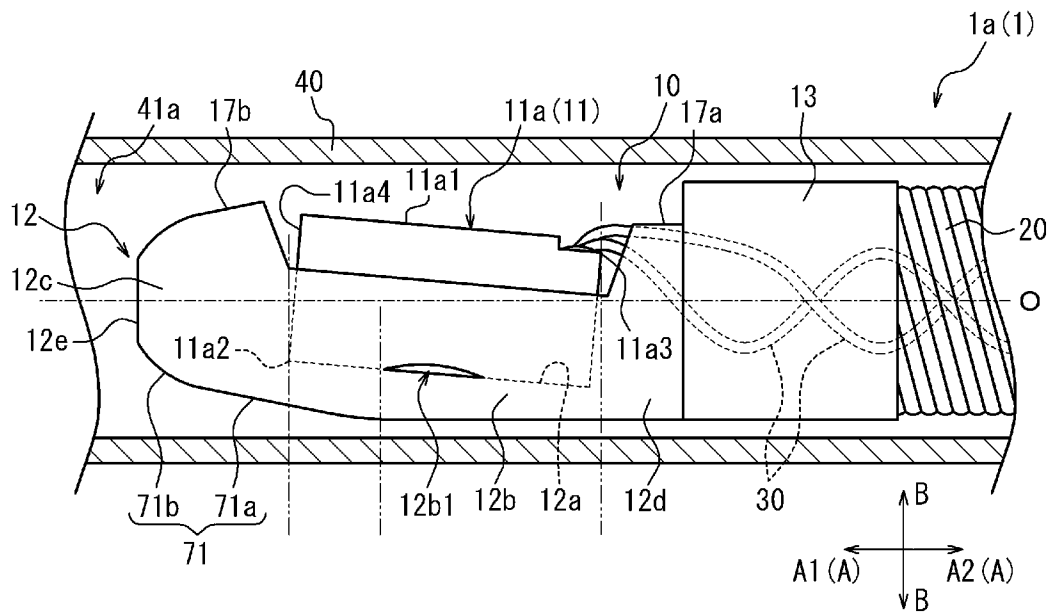
[図1]



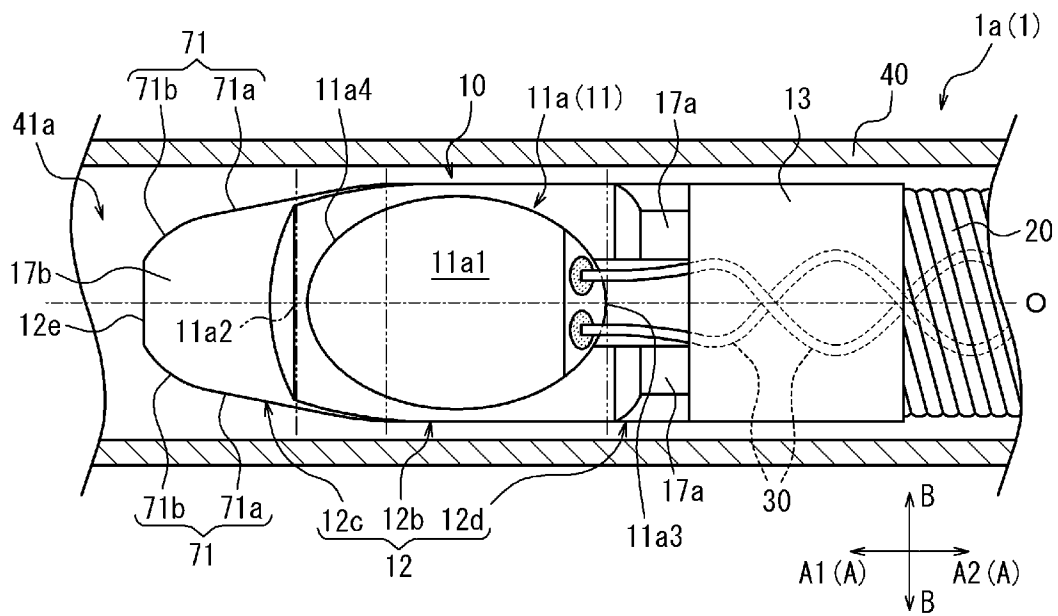
[図2]



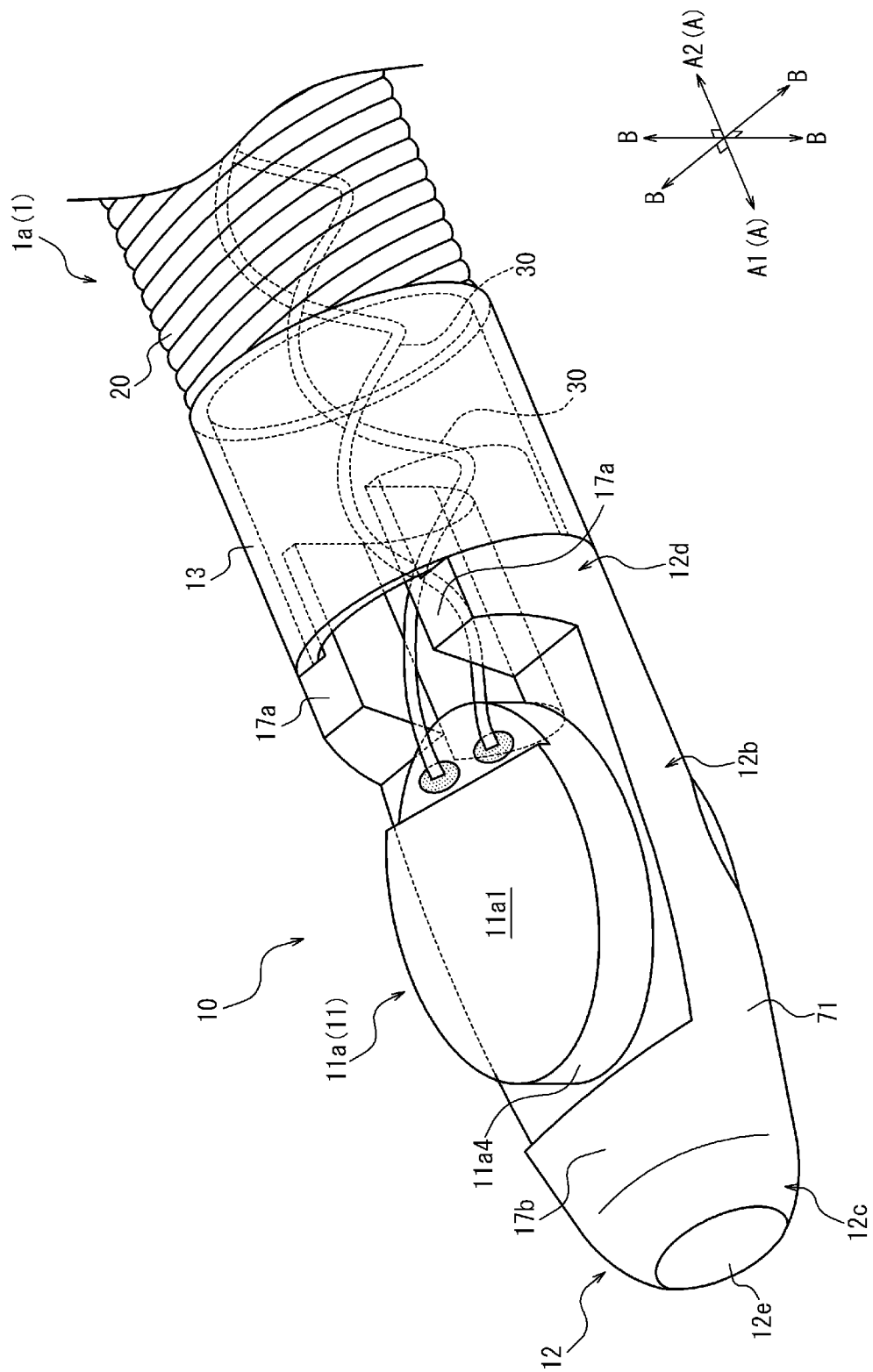
[図3]



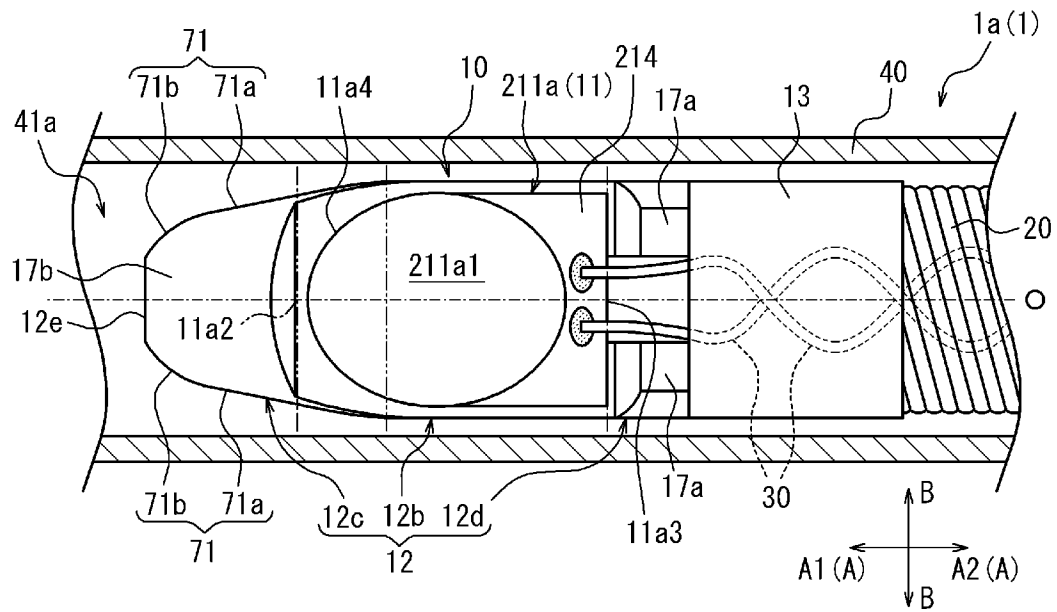
[図4]



[図5]



[図7]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2020/012777

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl. A61B8/12 (2006.01) i

FI: A61B8/12

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)

Int. Cl. A61B8/12, A61B1/00

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

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996

Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2020

Registered utility model specifications of Japan 1996-2020

Published registered utility model applications of Japan 1994-2020

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.
A	JP 2015-515918 A (VOLCANO CORPORATION) 04 June 2015, paragraphs [0040]-[0044], fig. 4A-5	1-8
A	JP 2017-153621 A (TERUMO CORP.) 07 September 2017, paragraphs [0012]-[0014], fig. 1, 2	1-8
A	JP 2002-5822 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 09 January 2002, abstract, fig. 4	1-8

☐ 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
20.05.2020

Date of mailing of the international search report
02.06.2020

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

Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2020/012777

Patent Documents referred to in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
JP 2015-515918 A	04.06.2015	US 2013/0303920 A1 paragraphs [0058]- [0062], fig. 4A-5 WO 2013/170207 A1 EP 2846698 A1 CA 2873399 A1	
JP 2017-153621 A	07.09.2017	(Family: none)	
JP 2002-5822 A	09.01.2002	(Family: none)	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 8/12(2006.01)i FI: A61B8/12														
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）） 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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922 - 1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971 - 2020年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996 - 2020年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994 - 2020年</td> </tr> </table> 国際調査で使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）			日本国実用新案公報	1922 - 1996年	日本国公開実用新案公報	1971 - 2020年	日本国実用新案登録公報	1996 - 2020年	日本国登録実用新案公報	1994 - 2020年				
日本国実用新案公報	1922 - 1996年													
日本国公開実用新案公報	1971 - 2020年													
日本国実用新案登録公報	1996 - 2020年													
日本国登録実用新案公報	1994 - 2020年													
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												
A	JP 2015-515918 A（ヴォルカノ コーポレイション）04.06.2015（2015 - 06 - 04） [0040]-[0044]、図4A-5	1-8												
A	JP 2017-153621 A（テルモ株式会社）07.09.2017（2017 - 09 - 07） [0012]-[0014]、図1-2	1-8												
A	JP 2002-5822 A（オリンパス光学工業株式会社）09.01.2002（2002 - 01 - 09） 要約、図4	1-8												
☐ 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。														
<table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>“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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの</td> </tr> <tr> <td>“A” 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの</td> <td>“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</td> </tr> <tr> <td>“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</td> <td>“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</td> </tr> <tr> <td>“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）</td> <td>“&” 同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>“O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td></td> </tr> <tr> <td>“P” 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献</td> <td></td> </tr> </table>			* 引用文献のカテゴリー	“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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの	“A” 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの	“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	“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	“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	“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）	“&” 同一パテントファミリー文献	“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の日の後に公表された文献	
* 引用文献のカテゴリー	“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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの													
“A” 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの	“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													
“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	“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													
“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）	“&” 同一パテントファミリー文献													
“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の日の後に公表された文献														
国際調査を完了した日 20.05.2020	国際調査報告の発送日 02.06.2020													
名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員（特許庁審査官） 門田 宏 2U 9224 電話番号 03-3581-1101 内線 3292													

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2020/012777

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP	2015-515918	A	04.06.2015	US 2013/0303920 A1 [0058]-[0062]、Figs. 4A-5 WO 2013/170207 A1 EP 2846698 A1 CA 2873399 A1	
JP	2017-153621	A	07.09.2017	(ファミリーなし)	
JP	2002-5822	A	09.01.2002	(ファミリーなし)	