

(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2017-56156

(P2017-56156A)

(43) 公開日 平成29年3月23日(2017.3.23)

| | | |
|--------------------------|----------------|-------------|
| (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 6 0 1 |
| H O 1 L 41/09 (2006.01) | H O 1 L 41/09 | |
| H O 1 L 41/113 (2006.01) | H O 1 L 41/113 | |

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2015-186020 (P2015-186020)
 (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4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 BB09 BB14 BB24 DD14 EE10
 FE03 FE04 GA40 GD18

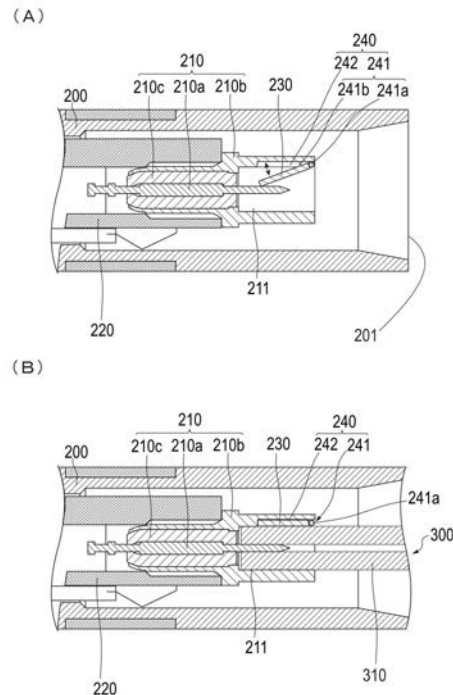
(54) 【発明の名称】 画像診断用カテーテル

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 未使用状態における超音波振動子の消極を抑制して、診断画像の品質の劣化を防止することのできる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は、生体の体腔内に挿入されるシースと、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と、シースの基端部に設けられたコネクタ部200と、コネクタ部に配置され、超音波振動子との間で電気信号を送受信する外部装置300が備える外部電極端子310と電気的に接続される電極端子210と、コネクタ部に設けられて、電極端子の正極210aおよび負極210bに電気的に接続されて両電極を短絡状態にする導電部材230と、電極端子と外部電極端子との接続に伴って、導電部材による両電極の短絡状態を解除可能に構成された切り替え部240と、を有する。

【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、
 前記シースの基端部に設けられたコネクタ部と、
 前記コネクタ部内に配置され、前記超音波振動子との間で電気信号を送受信する外部装置が備える外部電極端子と電氣的に接続される電極端子と、
 前記コネクタ部内に設けられて、前記電極端子の正極および負極に電氣的に接続されて前記両電極を短絡状態にする導電部材と、
 前記電極端子と前記外部電極端子との接続に伴って、前記導電部材による前記両電極の短絡状態を解除可能に構成された切り替え部と、を有する画像診断用カテーテル。

10

【請求項 2】

前記切り替え部は、
 前記両電極のうち一方の電極側に近付ける方向の付勢力を、前記導電部材に対して付与する付勢部材を有し、
 前記電極端子に前記外部電極端子を挿し込む際に、前記付勢部材の付勢力に抗して前記導電部材が前記一方の電極から離間されることにより、前記両電極の短絡状態が解除可能に構成された、請求項 1 に記載の画像診断用カテーテル。

【請求項 3】

前記導電部材は、前記付勢部材により、前記電極端子の延在方向および / または前記電極端子の延在方向と交差する方向において可動可能な状態で支持されている、請求項 2 に記載の画像診断用カテーテル。

20

【請求項 4】

前記切り替え部は、
 前記電極端子に前記外部電極端子を挿し込む前の状態においては、前記両電極の短絡状態を維持する一方で、前記外部電極端子が前記電極端子から取り外された後の状態においては、前記両電極の短絡状態を解除した状態に維持する維持部材を有する、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。

【請求項 5】

前記維持部材は、前記両電極を電氣的に接続する導電性のシート材を有し、
 前記導電性のシート材は、前記電極端子に前記外部電極端子を挿し込むのに伴って破断可能に構成されている、請求項 4 に記載の画像診断用カテーテル。

30

【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。

40

【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、超音波振動子は、自発分極をもつ複数の結晶を有する圧電材から構成される。各結晶の自発分極の方向は異なるため、圧電効果を得るために製造過程において電界を

50

加えて各結晶の自発分極の方向を同じ方向に揃える「分極」を行う。

【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】

分極した超音波振動子は、未使用状態すなわち通電していない状態で保管していると、温度や圧電材を加工するときに生じる残留ひずみ等の外的要因によって消極（脱分極）が生じることがある。このような消極が起こると、圧電効果が減少して電気的エネルギーを機械的エネルギーに変換するという超音波振動子の性能が低下してしまう。

10

【0007】

本発明は、上述した課題に鑑みてなされたものであり、未使用状態における超音波振動子の消極を抑制して、診断画像の品質の劣化を防止することのでき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】

【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、前記シースの基端部に設けられたコネクタ部と、前記コネクタ部に配置され、前記超音波振動子との間で電気信号を送受信する外部装置が備える外部電極端子と電気的に接続される電極端子と、前記コネクタ部内に設けられて、前記電極端子の正極および負極に電気的に接続されて前記両電極を短絡状態にする導電部材と、前記電極端子と前記外部電極端子との接続に伴って、前記導電部材による前記両電極の短絡状態を解除可能に構成された切り替え部と、を有する。

20

【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、外部装置を接続して画像診断用カテーテルを使用するまでの未使用状態では、超音波振動子に電気的に接続される電極端子の正極および負極を短絡状態に保つことができるため、超音波振動子の消極を抑制して、分極による圧電効果を維持することができる。これにより、超音波振動子の性能の低下を抑制し、画像診断用カテーテルによって得られる診断画像の品質の劣化を防止することができる。

30

【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。

40

【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】実施形態に係るコネクタ部の拡大断面図であり、(A)は、外部装置の外部電極端子を接続する前の状態、(B)は、外部電極端子を接続した後の状態を示す。

【図5】実施形態に係る電極端子の拡大断面図であり、(A)は、外部電極端子を接続する前の状態、(B)は、外部電極端子を接続した後の状態を示す。

【図6】変形例1に係る電極端子の拡大断面図であり、(A)は、外部電極端子を接続する前の状態、(B)は、外部電極端子を接続した後の状態を示す。

【図7】変形例2に係る電極端子の概略図であり、(A)は外部電極端子の挿入方向から

50

電極端子を見た拡大平面図、(B)は、外部電極端子を接続する前の状態の電極端子を示す拡大断面図、(B)は、外部電極端子を接続した後の状態の電極端子を示す拡大断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

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、実施形態に係るコネクタ部200の拡大断面図であり、図5は、実施形態に係る電極端子210の拡大断面図である。

10

【0013】

図1～図5を参照して、画像診断用カテーテル100について説明する。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。

【0014】

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。

20

【0015】

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。

30

【0016】

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。

【0017】

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

【0018】

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。

【0019】

50

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。

【0020】

10

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。

【0021】

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。

【0022】

20

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、圧電材として公知の材料で形成することができる。超音波振動子145aを構成する材料は、例えば、セラミックスや水晶などを使用することができる。

【0023】

画像診断用カテーテル100は、製造過程において超音波振動子145aに分極処理が施された状態で出荷される。分極された超音波振動子145aは、電圧をかけることにより圧電効果を生じて超音波を発生する。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】

30

シース110の先端部には、プライミング液を排出するためのプライミング液排出孔116が形成されたプ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、プライミング液をシース110内に充填させる。プ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、プライミング液排出部材117に形成したプライミング液排出孔116から排出することができる。

【0025】

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。

40

【0026】

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、トランスポリイソプレン系、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。

【0027】

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

50

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。

【0028】

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。

10

【0029】

図4(A)に示すように、コネクタ部200の内部には、電極端子210およびロータ220が配置される。コネクタ部200の基端には、円形状の開口部201が形成されている。図4(B)に示すように、外部装置300(図1を参照)が備える外部電極端子310は、コネクタ部200の開口部201を通じてコネクタ部200内に挿入される。

【0030】

電極端子210は、同軸レセプタクル(雄コネクタ部)により構成している。一方、外部装置300が備える外部電極端子310は、円筒状の同軸プラグ(雌コネクタ部)により構成している。電極端子210と外部電極端子310は、同軸レセプタクルが同軸プラグに受容されることにより互いに電氣的に接続される。

20

【0031】

図4(A)に示すように、電極端子210は、円筒状の負極210bと、当該負極210bの中心軸上に沿って延在する正極210aと、正極210aと負極210bとの間に設けられて正極210aと負極210bとを隔てる絶縁部材210cとを有する。正極210aと負極210bとの間には外部電極端子310が嵌め込まれて嵌合する嵌合溝211が形成されている。

【0032】

図4(A)、(B)に示すように、画像診断用カテーテル100は、コネクタ部200に配置され、電極端子210の正極210aおよび負極210bに電氣的に接続されて両電極210a、210bを短絡状態にする導電部材230と、電極端子210と外部電極端子310との接続に伴って、導電部材230を介した両電極210a、210bの短絡状態を解除可能に構成された切り替え部240と、を有する。

30

【0033】

図5(A)に示すように、導電部材230は、電極端子210の嵌合溝211に配置され、負極210bの基端側から先端側に向かって延在する棒状部材によって構成している。

【0034】

導電部材230は、電極端子210との接触に伴って正極210aと負極210bとの間を短絡状態にすることができる程度に低い電気抵抗率を備える材料によって構成することができる。導電部材230を構成する材料としては、例えば、銅やアルミニウム等のような金属材料などを使用することができる。

40

【0035】

切り替え部240は、導電部材230を電極端子210の延在方向と交差する方向(図中の矢印で示す方向)において可動可能な状態で支持し、正極210a側に近づける方向の付勢力を導電部材230に対して付与する付勢部材241と、導電部材230および付勢部材241を収容可能な収容空間242と、を有する。

【0036】

本実施形態に係る付勢部材241は、負極210bの内壁の基端側に固定され、導電部材230の基端側を回転自在に支持する支持部241aと、負極210bの内壁と導電部材230との間に設けられるばね241bと、を有する。なお、付勢部材241は、上記

50

構成に限定されず、例えば、ねじりばね（トーションばね）、ばね付き蝶番などによって構成することができる。

【0037】

導電部材230が、支持部241aを回転中心として回転するのに伴い、導電部材230の先端側は、負極210bの内壁に対して接近離間する。電極端子210に外部電極端子310が接続されていない場合、図5(A)に示すように、ばね241bの付勢力によって、導電部材230の先端側は正極210aと接触する。

【0038】

本実施形態では、支持部241aは、導電部材230と同様に、導電性の材料で形成している。また、支持部241aは、負極210bの内壁および導電部材230の基端側に電氣的に接続可能な方法で連結されている。連結方法としては、特に限定されないが、例えば、はんだ付け、導電性の接着材等を用いることができる。このため、導電部材230が正極210aに接触している状態では、正極210aおよび負極210bは、導電部材230および支持部241aを介して電氣的に接続され、短絡状態となる。

10

【0039】

収容空間242は、負極210bの内壁に凹状に窪んだ部分を設けることによって形成される。収容空間242は、負極210bの基端側から先端側に向かって延在している。支持部241aは、収容空間242の基端側において負極210bの内壁に固定されている。

【0040】

図5(B)に示すように、外部電極端子310を嵌合溝211に挿入すると、付勢部材241の付勢力に抗して、導電部材230は、支持部241aを回転中心として回転して収容空間242に押し込まれる。これによって、正極210aと導電部材230が離間するため、両電極210a、210bの短絡状態は解除される。本明細書では、以降、短絡状態が解除された状態を「非短絡状態」と称する。

20

【0041】

電極端子210から外部電極端子310を取り外すと、付勢部材241の付勢力によって、図5(A)に示すように、導電部材230の先端側が負極210bに向けて回転し、導電部材230と正極210aとが再び接触する。このように、本実施形態に係る切り替え部240は、電極端子210に対する外部電極端子310の接続および取外しに伴って、両電極210a、210bの短絡状態と非短絡状態とを可逆的に切り替え可能である。

30

【0042】

図3(B)に示すように、ロータ220は、接続パイプ164bを回転不能に保持しており、電極端子210と一体的に回転する。

【0043】

図3(B)に示すように、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。

40

【0044】

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。

【0045】

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

50

動される。

【0046】

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。前述したように、外部装置300は、外部電極端子310を有する。外部電極端子310は、画像診断用カテーテル100が備える電極端子210に電氣的に接続される。

【0047】

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。

10

【0048】

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。

【0049】

次に、画像診断用カテーテル100の使用例について述べる。

【0050】

図5(A)に示すように電極端子210に外部電極端子310が接続される前の未使用の状態では、付勢部材241の付勢力によって、導電部材230の先端側が正極210aに接触した状態で維持されている。このため、正極210aと負極210bは、導電部材230および付勢部材241を介して電氣的に接続され、短絡状態となっている。

20

【0051】

次に、外部装置300の外部電極端子310を画像診断用カテーテル100の電極端子210に接続すると、導電部材230は収容空間242に押し込まれ、正極210aと導電部材230が離間する。これにより、両電極210a、210bの短絡状態は解除される。その結果、電極端子210と外部電極端子310とが通電し、超音波振動子145aは、超音波の送受信機能を発揮できる状態になる。このように、電極端子210に外部電極端子310を接続するだけで、正極210aおよび負極210bを短絡状態から非短絡状態に切り替えることができる。このため、両電極210aを短絡状態から非短絡状態に切り替えを容易に行うことができ、かつ、短絡状態から非短絡状態への切り替え忘れを確実に防止することができる。

30

【0052】

その後、図1に示すように、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。

【0053】

プライミング後、使用者は、図2(A)に示すように、ハブ160をユニットコネクタ150の基端に当接するまで押し込み、信号送受信部145を先端側に移動させる。この状態で、シース110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。

40

【0054】

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145は、駆動シャフト140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145は、駆動シャフト140とともに回転する。

【0055】

制御装置320は、図1に示すモータ300aを制御し、駆動シャフト140の軸まわりの回転を制御する。また、制御装置320は、モータ300bを制御し、駆動シャフト140の軸方向の移動を制御する。

【0056】

制御装置320から送られる信号に基づき信号送受信部145は体内に超音波を送信す

50

る。信号送受信部 145 が受信した反射波に対応する信号は、駆動シャフト 140 および外部装置 300 を介して制御装置 320 に送られる。制御装置 320 は、信号送受信部 145 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 330 に表示する。

【0057】

ハブ 160 内に設けたコネクタ部 200 は、外部装置 300 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 140 が回転する。コネクタ部 200 および駆動シャフト 140 の回転速度は、例えば 1800 rpm である。

【0058】

以上のように、本実施形態に係る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 110 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、シース 110 の基端部に設けられたコネクタ部 200 と、コネクタ部 200 内に配置され、超音波振動子 145a との間で電気信号を送受信する外部装置 300 が備える外部電極端子 310 と電氣的に接続される電極端子 210 と、コネクタ部 200 内に設けられて、電極端子 210 の正極 210a および負極 210b に電氣的に接続されて両電極 210a、210b を短絡状態にする導電部材 230 と、電極端子 210 と外部電極端子 310 との接続に伴って、導電部材 230 による両電極 210a、210b の短絡状態を解除可能に構成された切り替え部 240 とを有する。

【0059】

このように構成した画像診断用カテーテル 100 によれば、外部装置 300 に接続して画像診断用カテーテル 100 を使用するまでの未使用状態では、超音波振動子 145a に電氣的に接続される電極端子 210 の正極 210a および負極 210b を短絡状態に保つことができるため、超音波振動子 145a の消極を抑制して、分極による圧電効果を維持することができる。これにより、超音波振動子 145a の性能の低下を抑制し、画像診断用カテーテル 100 によって得られる診断画像の品質の劣化を防止することができる。

【0060】

また、切り替え部 240 は、正極 210a に近付ける方向の付勢力を、導電部材 230 に対して付与する付勢部材 241 を有し、電極端子 210 に外部電極端子 310 を挿し込む際に、付勢部材 241 の付勢力に抗して導電部材 230 が正極 210a から離間されることにより、両電極 210a、210b の短絡状態を解除可能に構成される。このため、電極端子 210 への外部電極端子 310 の接続および取外しに伴って、両電極 210a、210b の短絡状態と非短絡状態とを可逆的に切り替えることができる。

【0061】

また、導電部材 230 は、付勢部材 241 により、電極端子 210 の延在方向と交差する方向において可動可能な状態で支持されている。このため、電極端子 210 に外部電極端子 310 を挿し込むことにより、導電部材 230 を電極端子 210 の延在方向と交差する方向に移動させ、正極 210a と導電部材 230 を離間させることで、両電極 210a、210b を短絡状態から非短絡状態に容易に切り替えることができる。

【0062】

<変形例 1>

図 6 は、前述した実施形態の変形例 1 に係る電極端子 410 の拡大断面図であり、(A) は、外部電極端子 310 を接続する前の状態、(B) は、外部電極端子 310 を接続した後の状態を示す。

【0063】

変形例 1 に係る画像診断用カテーテル 100 は、図 6 (A) に示すように、導電部材 430 が電極端子 410 の延在方向 (図中矢印で示す方向) において可動可能な状態で付勢部材 441 に支持される点において前述した実施形態と相違する。以下、変形例 1 に係る画像診断用カテーテル 100 について詳述する。なお、前述した実施形態と同様の構成については、同一の符号を付してその説明を省略する。

【0064】

10

20

30

40

50

電極端子 410 は、円筒状の負極 410 b と、当該負極 410 b の中心軸上に沿って延在する正極 410 a と、正極 410 a と負極 410 b との間に設けられて正極 410 a と負極 410 b とを隔てる絶縁部材 410 c とを有する。正極 410 a と負極 410 b との間には外部電極端子 310 が嵌め込まれて嵌合する嵌合溝 411 が形成されている。

【0065】

導電部材 430 は、球状部材によって構成している。導電部材 430 は、電極端子 410 の嵌合溝 411 に配置される。導電部材 430 の直径は、正極 410 a および負極 410 b に接触しつつ正極 410 a と負極 410 b との間を摺動可能となる長さに設定することができる。このように、導電部材 430 の外形を球形状に形成することによって、導電部材 430 が正極 410 a と負極 410 b との間を摺動しやすくすることができる。ただし、導電部材 430 の外形形状は、正極 410 a および負極 410 b に接触しつつ正極 410 a と負極 410 b との間を摺動可能であれば球形状に限定されず、例えば四角柱、多面体であってもよい。

10

【0066】

導電部材 430 は、電極端子 410 との接触に伴って正極 410 a と負極 410 b との間を短絡状態にすることができる程度に低い電気抵抗率を備える材料によって構成することができる。導電部材 430 を構成する材料としては、例えば、銅やアルミニウム等のような金属材料などを使用することができる。

【0067】

切り替え部 440 は、導電部材 430 を電極端子 410 の延在方向において可動可能な状態で支持し、正極 410 a 側に近づける方向の付勢力を導電部材 430 に対して付与する付勢部材 441 と、導電部材 430 および付勢部材 441 を収容可能な収容空間 442 と、を有する。

20

【0068】

本実施形態に係る付勢部材 441 は、嵌合溝 411 において電極端子 410 の延在方向に伸縮自在なばねによって構成している。なお、付勢部材 441 は、ばねに限定されず、例えば、スポンジ等の弾性部材などを用いることもできる。

【0069】

付勢部材 441 の基端側は、絶縁部材 410 c の先端側に固定され、付勢部材 441 の先端側は、導電部材 430 に固定されている。このため、付勢部材 441 の伸縮によって、導電部材 430 は、正極 410 a と負極 410 b との間を摺動可能に構成される。電極端子 410 に外部電極端子 310 が接続されていない場合、図 6 (A) に示すように、付勢部材 441 の付勢力によって、導電部材 430 は正極 410 a および負極 410 b と接触する位置に配置される。このため、正極 410 a と負極 410 b は、導電部材 430 を介して電氣的に接続され、短絡状態となる。

30

【0070】

収容空間 442 は、負極 410 b および絶縁部材 410 c の内壁に凹状に窪んだ部分を設けることによって形成される。付勢部材 441 は、収容空間 442 の基端側において絶縁部材 410 c に固定されている。なお、収容空間 442 は、収容空間 442 に配置された導電部材 430 が正極 410 a または負極 410 b の少なくともいずれか一方と接触しないように構成されればよい。このため、収容空間 442 は、例えば、正極 410 a および絶縁部材 410 c の内壁に凹状に窪んだ部分を設けることによって形成してもよいし、絶縁部材 410 c の内壁のみに凹状に窪んだ部分を設けることによって形成してもよい。

40

【0071】

図 6 (B) に示すように、外部電極端子 310 を嵌合溝 411 に挿入すると、付勢部材 441 の付勢力に抗して、導電部材 430 は、収容空間 442 に押し込まれる。導電部材 430 は、絶縁部材 410 c によって正極 410 a と隔てられるため、正極 410 a および負極 410 b は非短絡状態となる。

【0072】

電極端子 410 から外部電極端子 310 を取り外すと、付勢部材 441 の付勢力によっ

50

て、図6(A)に示すように、導電部材430は嵌合溝411の基端側に移動し、導電部材430と正極410aとが再び接触し、正極410aおよび負極410bは短絡状態となる。このように、本実施形態に係る切り替え部440は、電極端子410に対する外部電極端子310の接続および取外しに伴って、両電極410a、410bの短絡状態と非短絡状態とを可逆的に切り替えることができる。

【0073】

以上のように、変形例1に係る画像診断用カテーテル100によれば、導電部材430は、付勢部材441により、電極端子410の延在方向において可動可能な状態で支持されている。このため、電極端子410に外部電極端子310を挿し込むことにより、導電部材430を電極端子410の延在方向に移動させ、正極410aを導電部材430から
10

【0074】

<変形例2>

図7は、変形例2に係る電極端子510の概略図であり、(A)は外部電極端子310の挿入方向から電極端子510を見た拡大平面図、(B)は、外部電極端子310を接続する前の状態の電極端子510を示す拡大断面図、(B)は、外部電極端子310を接続した後の状態の電極端子510を示す拡大断面図である。

【0075】

図7(B)に示すように、変形例2に係る画像診断用カテーテル100は、切り替え部540が、電極端子510に外部電極端子310を挿し込む前の状態においては、正極510aおよび負極510bの短絡状態を維持する一方で、外部電極端子310が電極端子510から取り外された後の状態においては、両電極510a、510bの短絡状態を解除した状態に維持する維持部材541を有する点において、前述した実施形態および変形例1と相違する。以下、変形例2に係る画像診断用カテーテル100について詳述する。なお、前述した実施形態および変形例1と同様の構成については、同一の符号を付してその説明を省略する。
20

【0076】

図7(B)に示すように、電極端子510は、円筒状の負極510bと、当該負極510bの中心軸上に沿って延在する正極510aと、正極510aと負極510bとの間に設けられて正極510aと負極510bとを隔てる絶縁部材510cとを有する。正極510aと負極510bとの間には外部電極端子310が嵌め込まれて嵌合する嵌合溝511が形成されている。
30

【0077】

切り替え部540の維持部材541は、導電性のシート材によって構成されている。維持部材541としては、例えば、銅箔やアルミニウム箔等のような金属箔などの公知の導電性を有するシート材を用いることができる。

【0078】

維持部材541は、正極510aおよび負極510bを電氣的に接続して短絡状態にする導電部材としても機能する。
40

【0079】

本実施形態では、図7(A)に示すように、維持部材541は、負極510bの径方向に延在する形状を備える。図7(B)に示すように、維持部材541の両端は、負極510bの内壁に固定されている。固定方法は、維持部材541と負極510bとを電氣的に接続可能な方法であれば特に限定されず、はんだ付け、導電性の接着材、導電性の粘着テープ等を用いることができる。また、維持部材541の中央部分は、正極510aと接触している。

【0080】

なお、図7(A)に示すように、維持部材541の延在方向と直交する方向に沿う維持部材541の中央部分の幅W1は、端部側の幅W2よりも長くなるように形成してもよい
50

。中央部分の幅W1を長くすることで、維持部材541の中央部分が正極510aとより確実に接触するようにできる。一方で、端部側の幅W2を短くして維持部材541の面積を低減することで、後述するように外部電極端子310を嵌合溝511へ挿入した際に維持部材541を確実に破断できるようにし、かつ、破断された維持部材541が、正極510aおよび負極510bの両方に接触した状態で電極端子510と外部電極端子310との間に挟まれないようにしている。

【0081】

なお、維持部材541の中央部分が確実に正極510aと接触するように、維持部材541の中央部分を正極510aに固定してもよい。固定方法は、維持部材541と正極510aとを電氣的に接続可能な方法であれば特に限定されず、はんだ付け、導電性の接着材等を用いることができる。

10

【0082】

図7(A)に示すように、維持部材541において正極510aおよび負極510bと接触する部分の間には、外部電極端子310と接触したときに容易に破断されるように破断部541aを設けることができる。破断部541aは、例えば、維持部材541に所定の間隔で切り込みを設けることによって形成したり、維持部材541の一部の厚さを薄くすることによって形成したりすることができる。

【0083】

図7(C)に示すように、維持部材541は、外部電極端子310を嵌合溝511に挿入することによって破断される。正極510aおよび負極510bの維持部材541を介した電氣的接続が解除されるため、両電極510a、510bは非短絡状態に切替わる。外部電極端子310が電極端子510から取り外された後の状態においては、維持部材541は破断された状態を維持するため、両電極510a、510bの維持部材541を介した電氣的接続が解除されたままとなり、電極端子510の非短絡状態が維持される。

20

【0084】

なお、維持部材541は、シート状の部材によって構成されているため、破断後の維持部材541は、電極端子510と外部電極端子310との間の隙間に収納される。このため、前述した実施形態および変形例1のように、電極端子510を加工して收容空間を設ける必要がない。

【0085】

以上のように、本実施形態に係る画像診断用カテーテル100によれば、切り替え部540は、電極端子510に外部電極端子310を挿し込む前の状態においては、両電極510a、510bの短絡状態を維持する一方で、外部電極端子310が電極端子510から取り外された後の状態においては、両電極510a、510bの短絡状態を解除した状態に維持する維持部材541を有する。このため、画像診断用カテーテル100が出荷されてから、外部電極端子310を接続するまでの間、超音波振動子145aに電氣的に接続される電極端子510を短絡状態に保つことができ、超音波振動子145aの消極を抑制して、分極による圧電効果を維持することができる。また、一旦、電極端子510に外部電極端子310を接続し、その後外部電極端子310を取り外した後は、非短絡状態を維持できる。

30

40

【0086】

また、維持部材541は、正極510aおよび負極510bを電氣的に接続する導電性のシート材を有し、導電性のシート材は、電極端子510に外部電極端子310を挿し込むのに伴って破断可能に構成されている。このように導電性のシート材を用いた簡便な構造を用いて、両電極510a、510bを短絡状態から非短絡状態に切り替えることができる。

【0087】

以上、実施形態および複数の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。

50

【 0 0 8 8 】

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、これに限定されず、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。

【 0 0 8 9 】

また、電極端子（同軸レセプタクル）の円筒状の部分が負極、円筒状の部分の中心軸状に沿って延在する部分が正極である場合を説明したが、逆に、電極端子（同軸レセプタクル）の円筒状の部分が正極、円筒状の部分の中心軸状に沿って延在する部分が負極であってもよい。

10

【 0 0 9 0 】

また、画像診断用カテーテルの電極端子を同軸レセプタクル（雄コネクタ部）、外部装置の外部電極端子を同軸プラグ（雌コネクタ部）により構成している場合を説明したが、逆に、電極端子を同軸プラグ（雌コネクタ部）、外部電極端子を同軸レセプタクル（雄コネクタ部）により構成してもよい。

【 0 0 9 1 】

また、電極端子は同軸プラグではなく、例えば、平板状の正極と負極とが隙間を設けて対向して延在する平型プラグであってもよい。

20

【 0 0 9 2 】

また、例えば、導電部材の可動方向は、電極端子の延在方向または電極端子の延在方向と交差する方向に限定されない。例えば、導電部材を電極端子の延在方向および電極端子の延在方向と交差する方向の両方向に可動可能に構成されてもよい。

【 0 0 9 3 】

また、変形例 2 では、維持部材が導電部材として機能する場合を説明したが、例えば、維持部材および導電部材をそれぞれ別の部材によって構成してもよい。

【 0 0 9 4 】

また、変形例 2 では、維持部材が導電性のシートによって構成される場合を説明したが、例えば、維持部材を正極および負極と接触する導電性のワイヤ等によって構成し、外部電極端子の挿し込みに伴って破断するように構成してもよい。

30

【 0 0 9 5 】

また、例えば、変形例 2 に係るシート状の維持部材を、前述した実施形態および変形例 1 に係る構成と組合せることも可能である。

【 符号の説明 】

【 0 0 9 6 】

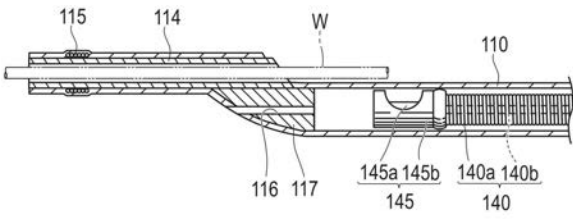
1 0 0 画像診断用カテーテル、
 1 1 0 シース、
 1 4 0 駆動シャフト、
 1 4 5 信号送受信部、
 1 4 5 a 超音波振動子、
 1 4 5 b ハウジング、
 2 0 0 コネクタ部、
 2 1 0、4 1 0、5 1 0 電極端子、
 2 1 0 a、4 1 0 a、5 1 0 a 正極、
 2 1 0 a、4 1 0 a、5 1 0 a 負極、
 2 3 0、4 3 0 導電部材、
 2 4 0、4 4 0、5 4 0 切り替え部、
 2 4 1、4 4 1 付勢部材、
 2 4 2、4 4 2 収納空間、

40

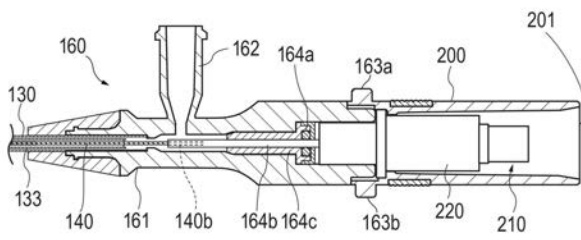
50

【 図 3 】

(A)

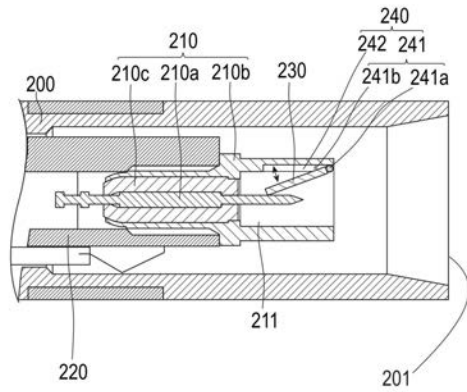


(B)

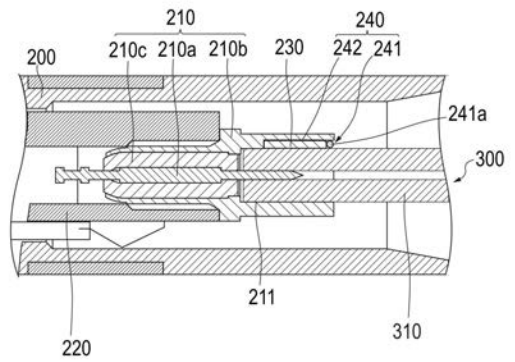


【 図 4 】

(A)

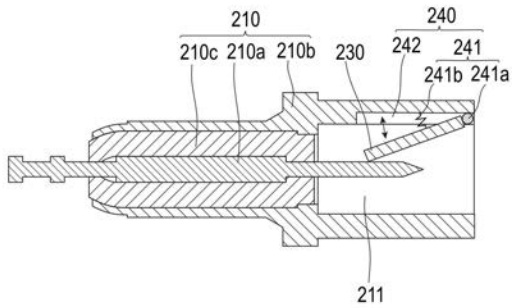


(B)

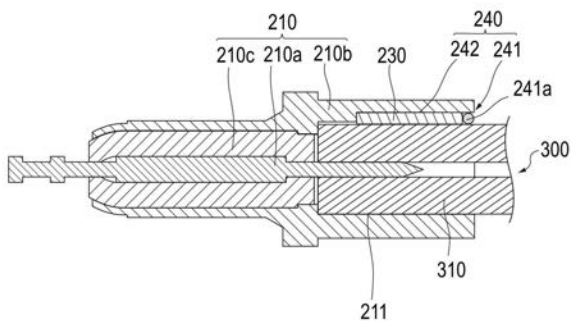


【 図 5 】

(A)

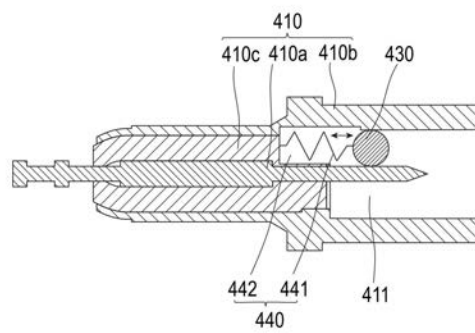


(B)

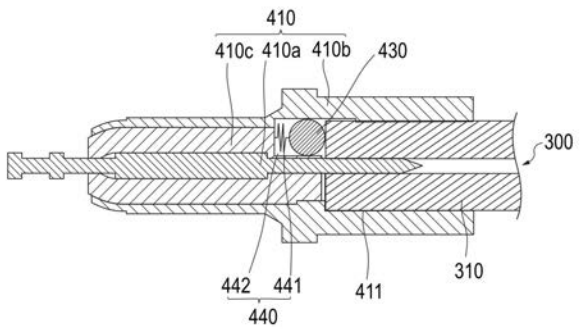


【 図 6 】

(A)

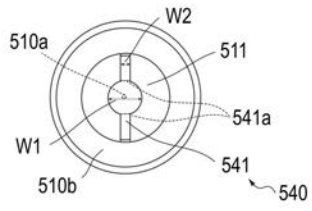


(B)

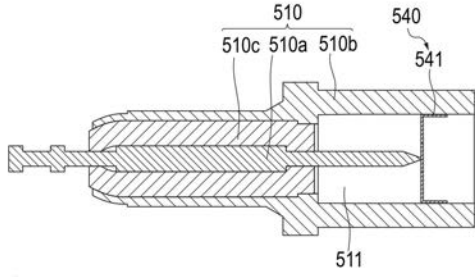


【 図 7 】

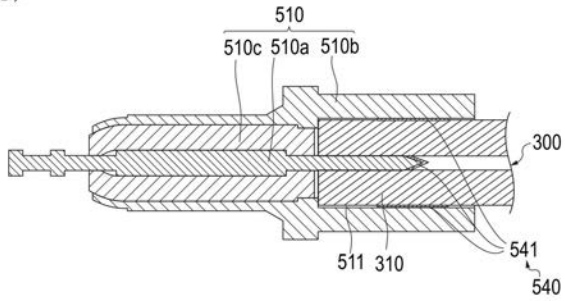
(A)



(B)



(C)



| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 诊断导管 | | |
| 公开(公告)号 | JP2017056156A | 公开(公告)日 | 2017-03-23 |
| 申请号 | JP2015186020 | 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 H01L41/09 H01L41/113 | | |
| CPC分类号 | A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4494 | | |
| FI分类号 | A61B8/12 H01L41/09 H01L41/113 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/BB09 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/EE10 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/GA40 4C601/GD18 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：提供一种图像诊断导管，其能够抑制未使用状态下的超声换能器的去极化并防止诊断图像的质量下降。的图像诊断导管，护套插入到活体的体腔中，它被插入到能够发送和接收超声波振动器和在护套的近端处的连接器部的超声波的鞘电极端子210设置在连接器部分中并且电连接到设置在外部装置300中的外部电极端子310，外部装置300向超声换能器发送电信号并从超声换能器接收电信号，导电部件230到正电极210a和电连接到负电极210b与电极端子的电极被短路，与电极端子和外部电极端子之间的连接，通过导电性部件释放两个电极的短路状态并且能够配置切换单元240。 点域4

