

(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2010-125273

(P2010-125273A)

(43) 公開日 平成22年6月10日(2010.6.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 G 0 4 7
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 E	2 G 0 5 9
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	G 0 1 N 21/17 6 2 0	4 C 0 6 1
G 0 1 N 29/04 (2006.01)	G 0 1 N 29/10 5 0 6	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2008-306554 (P2008-306554)
 (22) 出願日 平成20年12月1日 (2008.12.1)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100083116
 弁理士 松浦 憲三
 (72) 発明者 野口 俊宏
 東京都港区西麻布2丁目26番地30号
 富士フイルム株式会社内
 Fターム(参考) 2G047 AA12 AC13 BA03 CA01 FA02
 2G059 AA05 BB12 CC16 EE02 EE09
 FF02 JJ17 JJ23 MM01 PP04
 4C061 BB08 CC04 HH54 JJ01 WW16
 4C601 FE01 FE03 FE04 GA01

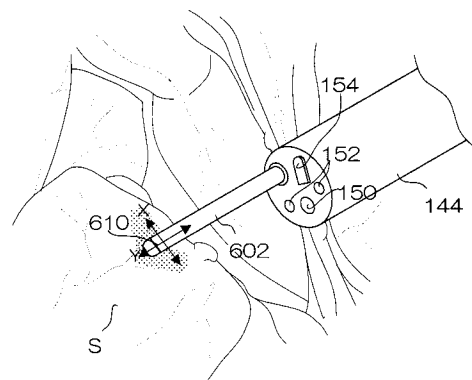
(54) 【発明の名称】 プローブ及びOCT光断層装置

(57) 【要約】

【課題】シース部材と測定対象との接触状態を安定に維持し、確実に測定対象に光波あるいは超音波を照射する。

【解決手段】OCTプローブ600の挿入部602は、挿入部長手軸方向Yにおける撓動抵抗R1とし、測定対象Sに接触している挿入部長手軸方向Yに直交した断面外周の接線方向Xにおける撓動抵抗R2とした場合、 $R1 < R2$ の特性を満たす異方性撓動抵抗特性を有する異方性撓動抵抗部610が挿入部602の先端に設けられている。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

細長の略円筒形状であって先端が閉塞されたシース部材の先端側面に設けられた、光波あるいは超音波を体腔内の管腔臓器の測定対象に照射し前記測定対象からの前記光波あるいは超音波の反射波を入射する光学的あるいは音響学的に開口した送受波開口部を有する挿入部と、

前記送受波開口部より先端側あるいは基端側の少なくとも一方の側に位置する所定位置の前記挿入部の側面に設けられ、前記挿入部の長手軸に直交する挿入部断面外周における前記管腔臓器の組織表面との接触点の略接線方向での摺動抵抗が前記接触点の他の方向での前記組織表面との摺動抵抗より高い異方性摺動抵抗特性を有する異方性摺動抵抗部と、
を備えたことを特徴とするプローブ。

10

【請求項 2】

前記シース部材の先端を閉塞する栓部材を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 3】

前記所定位置は、前記栓部材と前記シース部材との接続位置近傍の、前記栓部材に設定されていることを特徴とする請求項 2 に記載のプローブ。

【請求項 4】

前記異方性摺動抵抗部は、前記所定位置に形成された表面処理加工部からなることを特徴とする請求項 3 に記載のプローブ。

20

【請求項 5】

前記表面処理加工部は、前記所定位置の前記挿入部断面外周に沿って歯車状に形成された複数の凹凸部による前記異方性摺動抵抗特性を有するピニオン加工部からなることを特徴とする請求項 4 に記載のプローブ。

【請求項 6】

前記表面処理加工部は、前記所定位置の前記挿入部断面外周に沿って複数の毛髪形状部材を植毛して形成された前記異方性摺動抵抗特性を有する植毛加工部からなることを特徴とする請求項 4 に記載のプローブ。

【請求項 7】

前記所定位置は、前記挿入部の長手軸に沿った前記送受波開口部よりも先端の位置及び前記送受波開口部よりも基端の位置の少なくとも 1 つ以上の位置であることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載のプローブ。

30

【請求項 8】

前記異方性摺動抵抗部は、前記異方性摺動抵抗特性を有するリング状部材からなることを特徴とする請求項 7 に記載のプローブ。

【請求項 9】

前記リング状部材の脱落を防止する脱落防止手段を備えたことを特徴とする請求項 8 に記載のプローブ。

【請求項 10】

前記リング状部材は熱収縮部材からなることを特徴とする請求項 8 に記載のプローブ。

40

【請求項 11】

前記シース部材はフッ素樹脂からなり、前記栓部材は生体適合性を有する金属からなることを特徴とする請求項 2 ないし 10 のいずれか 1 つに記載のプローブ。

【請求項 12】

前記生体適合性を有する金属は、オーステナイト系ステンレスあるいはチタン合金であることを特徴とする請求項 11 に記載のプローブ。

【請求項 13】

前記シース部材はフッ素樹脂からなり、前記栓部材は前記シース部材とは異なる生体適合性を有する樹脂材料からなることを特徴とする請求項 2 ないし 10 のいずれか 1 つに記載のプローブ。

50

【請求項 14】

前記異方性摺動抵抗部は、前記送受波開口部の位置が推定可能な指標であることを特徴とする請求項 1 ないし 13 のいずれか 1 つに記載のプロープ。

【請求項 15】

光を発し該光を測定光と参照光に分波する光源手段と、細長の略円筒形状のプロープ挿入部の先端側面に設けられ前記測定光を体腔内の管腔臓器の測定対象に照射し前記測定対象からの前記測定光の反射光を入射する光学的に開口した光開口部を有する光プロープと、前記反射光と前記参照光との干渉光に基づいて前記測定対象の光断層画像を生成する画像処理手段と、を具備した OCT 光断層装置において、

前記光プロープの前記光開口部より先端側あるいは基端側の少なくとも一方の側に位置する所定位置の前記プロープ挿入部の側面に設けられ、前記挿入部の長手軸に直交する挿入部断面外周における前記管腔臓器の組織表面との接触点の略接線方向での摺動抵抗が前記接触点の他の方向での前記組織表面との摺動抵抗より高い異方性摺動抵抗特性を有する異方性摺動抵抗部

10

を備えたことを特徴とする OCT 光断層装置。

【請求項 16】

照明光を前記測定対象に照射する照明手段と、前記照明光が照射された前記測定対象を撮像する撮像手段と、前記光プロープを挿通する処置具チャンネルとを有する内視鏡をさらに備え、前記異方性摺動抵抗部は前記撮像手段による画像から前記光開口部の位置が推定可能な指標であることを特徴とする請求項 15 に記載の OCT 光断層装置。

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、プロープ及び OCT 光断層装置に係り、特にプロープ先端部に特徴のあるプロープ及び OCT 光断層装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、生体の体腔内を観察する内視鏡装置として、生体の体腔内で照明光を照射し、反射された反射光による像を撮像し、モニタ等に表示する電子内視鏡装置が広く普及され、様々な分野で利用されている。また多くの内視鏡装置は、鉗子口を備え、この鉗子口を介して体腔内に導入されたプロープにより、体腔内の組織の生検や治療を行なうことが可能となっている。

30

【0003】

一方、近年、生体組織等の測定対象を切断せずに生体などの断層画像を取得する断層画像取得装置の開発が進められており、例えば低コヒーレンス光による干渉を用いた光干渉断層 (OCT: Optical Coherence Tomography) 計測法を利用した光断層画像化装置が知られている (特許文献 1)。

【0004】

この OCT 計測は、測定光および反射光と参照光との光路長が一致したときに干渉光が検出されることを利用した計測方法である。すなわちこの方法において、光源から射出された低コヒーレント光は測定光と参照光とに分割され、測定光は測定対象に照射され、測定対象からの反射光が合波手段に導かれる。一方、参照光は、測定対象内の測定深さを変更するために、光路長の変更が施された後に合波手段に導かれる。そして、合波手段により反射光と参照光とが合波され、合波されたことによる干渉光がヘテロダイン検波等により測定される。

40

【0005】

上記 OCT 装置においては、参照光の光路長を変更することにより、測定対象に対する測定位置 (測定深さ) を変更し断層画像を取得するようになっており、この手法は一般に TD - OCT (Time domain OCT) 計測と称されている。

【0006】

50

他方、参照光の光路長の変更を行うことなく高速に断層画像を取得する装置として、S D - O C T (Spectral Domain OCT) 計測あるいはS S - O C T (Swept source OCT) 計測による光断層画像化装置が提案されている。

【 0 0 0 7 】

上述した断層画像においては、照射位置を僅かにずらしながら、測定を繰り返すことにより、所定の走査領域の2次元あるいは3次元な光断層画像を取得することができる。

【 0 0 0 8 】

このようなO C T装置(光断層画像化装置)は、測定部位を精細(約10 μ mの分解能)に観察することが可能であり、内視鏡装置の鉗子口にO C Tプローブ(光プローブ)を挿入して信号光および信号光の反射光を導光し、体腔内の光断層画像を取得することにより、例えば初期癌の深達度診断なども可能となる。

【 0 0 0 9 】

従来より、O C Tプローブ(光プローブ)を構成する細長な円筒形状のシース部材には、生体適合性・内部回転走査系構造物との低摩擦性・内視鏡鉗子口内面との低摩擦性等の検査機能が求められており、従来技術含め一般的にはO C Tプローブ(光プローブ)のシース部材は材質として例えばフッ素樹脂が採用され、シース部材の先端は体液や洗浄液などの侵入を防ぐ目的で栓にて塞がれた構成をとっている。

【特許文献1】特開平6-165784号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 0 】

しかしながら、従来のO C Tプローブ(光プローブ)では、プローブ先端部を体腔内測定部位に接触または押し付けて走査する場合があるが、特に隆起状部位ではシース部材が滑りやすく、O C Tプローブ(光プローブ)の光照射位置を安定して狙った測定対象に接触・保持することが困難となっている。

【 0 0 1 1 】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、シース部材と測定対象との接触状態を安定に維持し、確実に測定対象に光波あるいは超音波を照射することのできるプローブ及びO C T光断層装置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】

【 0 0 1 2 】

前記目的を達成するために、請求項1に記載のプローブは、細長の略円筒形状であって先端が閉塞されたシース部材の先端側面に設けられた、光波あるいは超音波を体腔内の管腔臓器の測定対象に照射し前記測定対象からの前記光波あるいは超音波の反射波を入射する光学的あるいは音響学的に開口した送受波開口部を有する挿入部と、前記送受波開口部より先端側あるいは基端側の少なくとも一方の側に位置する所定位置の前記挿入部の側面に設けられ、前記挿入部の長手軸に直交する挿入部断面外周における前記管腔臓器の組織表面との接触点の略接線方向での摺動抵抗が前記接触点の他の方向での前記組織表面との摺動抵抗より高い異方性摺動抵抗特性を有する異方性摺動抵抗部と、を備えて構成される。

【 0 0 1 3 】

請求項1に記載のプローブでは、前記挿入部の長手軸に直交する挿入部断面外周における前記管腔臓器の組織表面との接触点の略接線方向での摺動抵抗が前記接触点の他の方向での前記組織表面との摺動抵抗より高い異方性摺動抵抗特性を有する前記異方性摺動抵抗部を前記所定位置の前記挿入部の側面に設けることで、シース部材と測定対象との接触状態を安定に維持し、確実に測定対象に光波あるいは超音波を照射することができる。

【 0 0 1 4 】

請求項2に記載のプローブは、請求項1に記載のプローブであって、前記シース部材の先端を閉塞する栓部材を備えて構成することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 5 】

請求項 3 に記載のプローブは、請求項 2 に記載のプローブであって、前記所定位置は、前記栓部材と前記シース部材との接続位置近傍の、前記栓部材に設定されていることが好ましい。

【 0 0 1 6 】

請求項 4 に記載のプローブは、請求項 3 に記載のプローブであって、前記異方性摺動抵抗部は、前記所定位置に形成された表面処理加工部からなることが好ましい。

【 0 0 1 7 】

請求項 5 に記載のプローブは、請求項 4 に記載のプローブであって、前記表面処理加工部は、前記所定位置の前記挿入部断面外周に沿って歯車状に形成された複数の凹凸部による前記異方性摺動抵抗特性を有するピニオン加工部からなることが好ましい。

10

【 0 0 1 8 】

請求項 6 に記載のプローブは、請求項 4 に記載のプローブであって、前記表面処理加工部は、前記所定位置の前記挿入部断面外周に沿って複数の毛髪形状部材を植毛して形成された前記異方性摺動抵抗特性を有する植毛加工部からなることが好ましい。

【 0 0 1 9 】

請求項 7 に記載のプローブは、請求項 1 または 2 に記載のプローブであって、前記所定位置は、前記挿入部の長手軸に沿った前記送受波開口部よりも先端の位置及び前記送受波開口部よりも基端の位置の少なくとも 1 つ以上の位置であることが好ましい。

【 0 0 2 0 】

20

請求項 8 に記載のプローブは、請求項 7 に記載のプローブであって、前記異方性摺動抵抗部は、前記異方性摺動抵抗特性を有するリング状部材からなることが好ましい。

【 0 0 2 1 】

請求項 9 に記載のプローブは、請求項 8 に記載のプローブであって、前記リング状部材の脱落を防止する脱落防止手段を備えて構成することができる。

【 0 0 2 2 】

請求項 10 に記載のプローブは、請求項 8 に記載のプローブであって、前記リング状部材は熱収縮部材からなることが好ましい。

【 0 0 2 3 】

請求項 11 に記載のプローブは、請求項 2 ないし 10 のいずれか 1 つに記載のプローブであって、前記シース部材はフッ素樹脂からなり、前記栓部材は生体適合性を有する金属からなることが好ましい。

30

【 0 0 2 4 】

請求項 12 に記載のプローブは、請求項 11 に記載のプローブであって、前記生体適合性を有する金属は、オステナイト系ステンレスあるいはチタン合金であることが好ましい。

【 0 0 2 5 】

請求項 13 に記載のプローブは、請求項 2 ないし 10 のいずれか 1 つに記載のプローブであって、前記シース部材はフッ素樹脂からなり、前記栓部材は前記シース部材とは異なる生体適合性を有する樹脂材料からなることが好ましい。

40

【 0 0 2 6 】

請求項 14 に記載のプローブは、請求項 1 ないし 13 のいずれか 1 つに記載のプローブであって、前記異方性摺動抵抗部は、前記送受波開口部の位置が推定可能な指標であることが好ましい。

【 0 0 2 7 】

請求項 15 に記載の OCT 光断層装置は、光を発し該光を測定光と参照光に分波する光源手段と、細長の略円筒形状のプローブ挿入部の先端側面に設けられ前記測定光を体腔内の管腔臓器の測定対象に照射し前記測定対象からの前記測定光の反射光を入射する光学的に開口した光開口部を有する光プローブと、前記反射光と前記参照光との干渉光に基づいて前記測定対象の光断層画像を生成する画像処理手段と、を具備した OCT 光断層装置に

50

において、前記光プローブの前記光開口部より先端側あるいは基端側の少なくとも一方の側に位置する所定位置の前記プローブ挿入部の側面に設けられ、前記挿入部の長手軸に直交する挿入部断面外周における前記管腔臓器の組織表面との接触点の略接線方向での摺動抵抗が前記接触点の他の方向での前記組織表面との摺動抵抗より高い異方性摺動抵抗特性を有する異方性摺動抵抗部を備えて構成される。

【0028】

請求項15に記載のOCT光断層装置では、前記光プローブにおいて、前記挿入部の長手軸に直交する挿入部断面外周における前記管腔臓器の組織表面との接触点の略接線方向での摺動抵抗が前記接触点の他の方向での前記組織表面との摺動抵抗より高い異方性摺動抵抗特性を有する前記異方性摺動抵抗部を前記所定位置の前記挿入部の側面に設けることで、シース部材と測定対象との接触状態を安定に維持し、確実に測定対象に測定光を照射することができる。

10

【0029】

請求項16に記載のOCT光断層装置は、請求項15に記載のOCT光断層装置であって、照明光を前記測定対象に照射する照明手段と、前記照明光が照射された前記測定対象を撮像する撮像手段と、前記光プローブを挿通する処置具チャンネルとを有する内視鏡をさらに備え、前記異方性摺動抵抗部は前記撮像手段による画像から前記光開口部の位置が推定可能な指標であるように構成することができる。

【発明の効果】

【0030】

20

以上説明したように、本発明によれば、シース部材と測定対象との接触状態を安定に維持し、確実に測定対象に光波あるいは超音波を照射することができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0031】

以下に、添付図面を参照して、本発明を実施するための最良の形態について説明する。

【0032】

第1の実施形態：

図1は第1の実施形態に係る画像診断装置10を示す外觀図の一例である。図1に示すように、本実施形態のOCT光断層装置としての画像診断装置10は、主として内視鏡100、内視鏡プロセッサ200、光源装置300、OCTプロセッサ400、及びモニタ装置500とから構成されている。尚、内視鏡プロセッサ200は、光源装置300を内蔵するように構成されていてもよい。

30

【0033】

内視鏡100は、手元操作部112と、この手元操作部112に連設される挿入部114とを備える。術者は手元操作部112を把持して操作し、挿入部114を被検者の体内に挿入することによって観察を行う。

【0034】

手元操作部112には、ユニバーサルケーブル116が接続され、ユニバーサルケーブル116の先端にLGコネクタ120が設けられる。このLGコネクタ120を光源装置300に着脱自在に連結することによって、挿入部114の先端部に配設された照明光学系152に照明光が送られる。また、LGコネクタ120には、ユニバーサルケーブル116を介して電気コネクタ110が接続され、電気コネクタ110が内視鏡プロセッサ200に着脱自在に連結される。これにより、内視鏡100で得られた観察画像のデータが内視鏡プロセッサ200に出力され、内視鏡プロセッサ200に接続されたモニタ装置500に画像が表示される。

40

【0035】

また、手元操作部112には、送気・送水ボタン126、吸引ボタン128、シャッターボタン130、機能切替ボタン132、一対のアングルノブ134、一対のロックレバー136が設けられているが、これらの部材についての説明は省略する。

【0036】

50

さらに、手元操作部 1 1 2 には、鉗子挿入部 1 3 8 が設けられており、この鉗子挿入部 1 3 8 が先端部 1 4 4 の鉗子口 1 5 6 に連通されている。本実施形態に係る画像診断装置 1 0 では、光プローブとしての OCT プローブ 6 0 0 を鉗子挿入部 1 3 8 から挿入することによって、OCT プローブ 6 0 0 を鉗子口 1 5 6 から導出する。

【0037】

OCT プローブ 6 0 0 は、鉗子挿入部 1 3 8 から挿入され、鉗子口 1 5 6 から導出される挿入部 6 0 2 と、術者が OCT プローブ 6 0 0 を操作するための操作部 6 0 4、及びコネクタ 4 1 0 を介して OCT プロセッサ 4 0 0 と接続されるケーブル 6 0 6 から構成されている。

【0038】

10

一方、内視鏡 1 0 0 の挿入部 1 1 4 は、手元操作部 1 1 2 側から順に、軟性部 1 4 0、湾曲部 1 4 2、先端部 1 4 4 で構成されている。先端部 1 4 4 には、観察光学系 1 5 0、照明光学系 1 5 2、送気・送水ノズル 1 5 4、鉗子口 1 5 6 等が設けられる。なお、送気・送水ノズル 1 5 4 についての説明は省略する。

【0039】

観察光学系 1 5 0 は、先端部 1 4 4 の先端面に配設されており、この観察光学系 1 5 0 の奥に固体撮像素子である CCD (不図示) が配設される。CCD の基板には、信号ケーブル (不図示) が接続され、この信号ケーブルが挿入部 1 1 4、手元操作部 1 1 2、ユニバーサルケーブル 1 1 6 等に挿通されて電気コネクタ 1 1 0 まで延設され、内視鏡プロセッサ 2 0 0 に接続される。したがって、観察光学系 1 5 0 で取り込まれた観察像は CCD の受光面に結像されて電気信号に変換され、この電気信号が内視鏡プロセッサ 2 0 0 に出力され、映像信号に変換される。これにより、内視鏡プロセッサ 2 0 0 に接続されたモニタ装置 5 0 0 に観察画像が表示される。

20

【0040】

照明光学系 1 5 2 は、観察光学系 1 5 0 に隣接して設けられており、必要に応じて観察光学系 1 5 0 の両側に配置される。照明光学系 1 5 2 の奥には、ライトガイド (不図示) の出射端が配設され、このライトガイドが挿入部 1 1 4、手元操作部 1 1 2、ユニバーサルケーブル 1 1 6 に挿通され、ライトガイドの入射端が LG コネクタ 1 2 0 内に配置される。したがって、LG コネクタ 1 2 0 を光源装置 3 0 0 に連結することによって、光源装置 3 0 0 から照射された照明光がライトガイドを介して照明光学系 1 5 2 に伝送され、照明光学系 1 5 2 から前方の観察範囲に照射される。

30

【0041】

鉗子口 1 5 6 には、チューブ状の処置具チャンネルとしての鉗子チャンネル (不図示) が接続される。鉗子チャンネルは挿入部 1 1 4 の内部に挿通された後、分岐され、一方が手元操作部 1 1 2 の鉗子挿入部 1 3 8 に連通され、他方が手元操作部 1 1 2 内の吸引バルブ (不図示) に接続される。吸引バルブは、吸引ボタン 1 2 8 によって操作され、これによって鉗子口 1 5 6 から病変部等を吸引することができる。

【0042】

上記の如く構成された先端部 1 4 4 の基端側には湾曲部 1 4 2 が設けられる。湾曲部 1 4 2 は、手元操作部 1 1 2 のアングルノブ 1 3 4、1 3 4 を回転することによって遠隔的に湾曲するように構成される。

40

【0043】

湾曲部 1 4 2 の基端側には軟性部 1 4 4 が設けられる。軟性部 1 4 4 は、可撓性を有しており、たとえば金属製の網管から成る心材に、樹脂などの被覆を被せることによって構成される。

【0044】

なお、内視鏡、内視鏡プロセッサ、及び光源装置の内部構成は公知であるので説明は省略する。

【0045】

また、本実施形態の OCT プロセッサ 4 0 0 は、SS - OCT (Swept source OCT) 計

50

測法を利用したプロセッサであり、このOCTプロセッサ400の内部構成も公知であるので説明は省略する。なお、OCTプロセッサ400でのOCT計測法はSS-OCT (Swept source OCT) 計測法に限らず、TD-OCT (Time domain OCT) 計測あるいはSD-OCT (Spectral Domain OCT) の計測法でもよい。

【0046】

図2は図1の内視鏡の鉗子口から導出されたOCTプローブを用いて断層画像を得る様子を示す図の一例である。OCTプロセッサ400は、同図に示すように、OCTプローブ600の挿入部602の先端部を、測定対象Sの所望の部位に近づけて、断層画像を得るものである。

【0047】

本実施の形態では、OCTプローブ600の挿入部602は、挿入部長手軸方向Yにおける摺動抵抗R1とし、測定対象Sに接触している挿入部長手軸方向Yに直交した断面外周の接線方向Xにおける摺動抵抗R2とした場合、 $R1 < R2$ の特性を満たす異方性摺動抵抗特性を有する異方性摺動抵抗部610が挿入部602の先端に設けられている。

【0048】

この異方性摺動抵抗部610によりOCTプローブ600の挿入部602の先端部は、挿入部長手軸方向Yには滑りやすく、また接線方向Xには滑りにくい状態で測定対象Sに接触することになる。つまり、OCTプローブ600の挿入部602の生体適合性・内部回転走査系構造物との低摩擦性・内視鏡鉗子口内面との低摩擦性等の検査機能を保持しつつ、異方性摺動抵抗部610によって挿入部602の先端部が測定対象Sに対して接線方向Xに対しての位置ズレすることを効果的に抑制することが可能となる。その詳細は後述する。

【0049】

OCTプローブ600の挿入部602の先端部について説明する。図3は図1のOCTプローブの先端部分を示す断面図である。

【0050】

図3に示すように、OCTプローブ600は、たとえば内視鏡100の鉗子口156 (図1参照) を介して体腔内に挿入されるものであって、シース部材 (プローブ外筒) 620、光ファイバ621、光学レンズ622等を有している。シース部材620は、可撓性を有する筒状の部材からなっており、測定光及びその反射光が透過する、生体適合性・内部回転走査系構造物との低摩擦性・内視鏡鉗子口内面との低摩擦性等の検査機能を満たす、例えばフッ素樹脂からなっている。なお、シース部材620は、先端が生体適合性を有する金属 (例えば、オーステナイト系ステンレスあるいはチタン合金等) からなる栓部材630により閉塞された構造を有している。なお、栓部材630は、上記金属に限らず、シース部材620とは異なる生体適合性を有する樹脂材料により構成してもよい。

【0051】

光ファイバ621は、OCTプロセッサ400内の干渉計 (不図示) から射出された測定光を測定対象Sまで導波するとともに、測定光が測定対象Sに照射されたときの測定対象Sからの反射光 (あるいは後方散乱光) を干渉計まで導波するものであって、シース部材620内に収容されている。

【0052】

また、光ファイバ621の外装にはフレキシブルシャフト631が固定されており、光ファイバ621及びフレキシブルシャフト631は基端側にてロータリアダプタ (不図示) に機械的に接続されている。そして、このロータリアダプタにより光ファイバ621及びフレキシブルシャフト631はシース部材620に対し矢印R1方向に回転するようになっている。

【0053】

光学レンズ622は、光ファイバ621から射出した測定光を測定対象Sに対し集光するために略球状の形状を有しており、測定対象Sからの反射光を集光し光ファイバ621に入射する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

光学レンズ 6 2 2 は光ファイバ 6 2 1 の光出射端部にフェルール 6 4 0 にて光学的に接続されている。このフェルール 6 4 0 は、第 1 の固定部材 6 4 1 によりフレキシブルシャフト 6 3 1 に固定されている第 2 の固定部材 6 4 2 に固定されている。この構成により、光ファイバ 6 2 1 が矢印 R 1 方向に回転したとき、光学レンズ 6 2 2 も一体的に矢印 R 1 方向に回転する。よって、OCTプローブ 6 0 0 は、測定対象 S に対し光学レンズ 6 2 2 から射出される測定光を矢印 R 1 方向（シース部材 6 2 0 の円周方向）に対し走査しながら光開口部 8 0 0 から照射することになる。

【 0 0 5 5 】

送受波開口部は、測定光が光学レンズ 6 2 2 から射出されるシース部材 6 2 0 の円周方向全域である光を透過する光学的に開口した光開口部 8 0 0 により構成される。

10

【 0 0 5 6 】

異方性摺動抵抗部 6 1 0 は、栓部材 6 3 0 とシース部材 6 2 0 との接続部近傍の栓部材 6 3 0 の外周面の所定位置に設けられている。

【 0 0 5 7 】

異方性摺動抵抗部 6 1 0 の詳細を図 4 を用いて説明する。図 4 は図 3 の異方性摺動抵抗部の A - A 線断面を示す断面図である。

【 0 0 5 8 】

図 4 に示すように、異方性摺動抵抗部 6 1 0 は、栓部材 6 3 0 の前記所定位置の表面のシース部材 6 2 0（挿入部 6 0 2）の長手軸 Y に直交した方向 X の断面外周に沿ってピニ

20

【 0 0 5 9 】

図 5 は図 4 の異方性摺動抵抗部を形成する凹凸部の拡大図であり、図 6 は図 5 の異方性摺動抵抗部を形成する凹凸部の変形例の拡大図である。図 5 に示すように、凹凸部 6 5 0 は、シース部材 6 2 0（挿入部 6 0 2）の長手軸 Y に直交する断面が略 3 角形の山形状をなし、その尾根部（稜線）6 5 1 の向きが長手軸 Y に略一致して形成される。なお、この凹凸部 6 5 0 は図 5 の形状に限らず、例えば図 6 に示すように、長手軸 Y に直交する断面が略台形の山形状で、尾根部（稜線）6 5 1 の向きが長手軸 Y に略一致した凹凸部に形成してもよい。

【 0 0 6 0 】

このように構成された異方性摺動抵抗部 6 1 0 を備えた本実施例の OCT プローブ 6 0 0 では、OCT プローブ 6 0 0 の先端を測定対象 S に押し当てると、複数の凹凸部 6 5 0 の尾根部（稜線）6 5 1 が測定対象 S と接触することになる。この尾根部（稜線）6 5 1 の向きは長手軸 Y に略一致しているので、異方性摺動抵抗部 6 1 0 は、長手軸方向 Y における摺動抵抗 R 1 とし、測定対象 S に接触している長手軸方向 Y に直交した断面外周の接線方向 X における摺動抵抗 R 2 とした場合、 $R 1 < R 2$ の特性を満たす異方性摺動抵抗特性を有することとなる。

30

【 0 0 6 1 】

したがって、図 2 に示したように、OCT プローブ 6 0 0 のシース部材 6 2 0（挿入部 6 0 2）の生体適合性・内部回転走査系構造物との低摩擦性・内視鏡鉗子口内面との低摩擦性等の検査機能を保持しつつ、本実施形態の異方性摺動抵抗部 6 1 0 によってシース部材 6 2 0（挿入部 6 0 2）の先端部が測定対象 S に対して接線方向 X に対しての位置ズレすることを効果的に抑制することが可能となり、シース部材と測定対象との接触状態を安定に維持し、確実に測定対象に測定光を照射することができる。

40

【 0 0 6 2 】

また、図 2 に示したように、OCT プローブ 6 0 0 は、内視鏡 1 0 0 の先端面に設けられた鉗子口 1 5 6（図 1 参照）より導出されるため、内視鏡プロセッサ 2 0 0 は OCT プローブ 6 0 0 の先端部を内視鏡画像として取得できる。異方性摺動抵抗部 6 1 0 は、表面加工により形成されているため、シース部材 6 2 0 及び栓部材 6 3 0 の他の部分とは色合いあるいはコントラストが異なる画素データとして撮像される。この色合いあるいはコン

50

トラストが異なる画素データを画像処理することにより、内視鏡画像上での異方性摺動抵抗部 610 の位置情報を得ることができる。また、異方性摺動抵抗部 610 のシース部材 620 の長手軸方向の配置位置と光出射位置である光開口部 800 の位置は一意的に決定されているので、内視鏡プロセッサ 200 は異方性摺動抵抗部 610 の位置情報を取得することで、光出射位置を内視鏡画像上で推定することができ、この推定位置にマーキングすることで、光出射位置を測定対象 S に正確にアプローチさせることが可能となる。このように異方性摺動抵抗部 610 は光出射位置を推定するための指標としての機能を有している。

【0063】

変形例 1 :

異方性摺動抵抗部 610 は、凹凸部 650 により構成されとしたが、これに限らない。図 7 は異方性摺動抵抗部の変形例 1 を示す図 3 の異方性摺動抵抗部の A - A 線断面を示す断面図である。図 7 に示すように、異方性摺動抵抗部 610 は、挿入部の長手軸に直交する栓部材 630 の前記所定位置の表面を挿入部 602 の長手軸 Y に直交した断面外周に沿って植毛加工することにより形成された複数の毛髪形状部 652 により構成してもよい。

【0064】

この場合、個々の毛髪形状部 652 は、シース部材 620 (挿入部 602) の長手軸 Y に直交した断面外周の接線方向 X における剛性が挿入部長手軸方向 Y における剛性よりも高い状態に植毛加工される。この結果、本実施形態と同様な作用・効果を得ることができる。

【0065】

変形例 2 :

図 8 は異方性摺動抵抗部の変形例 2 を示す図 3 の異方性摺動抵抗部の A - A 線断面を示す断面図である。上記の本実施形態 (変形例 1 を参照) では、異方性摺動抵抗部 610 は、栓部材 630 の前記所定位置の表面の挿入部 602 の長手軸 Y に直交した断面外周に沿って表面加工することにより断面外周の全周にわたって形成するとした (図 4 参照) が、これに限らず、図 8 に示すように構成してもよい。

【0066】

すなわち、図 8 に示すように、栓部材 630 の前記所定位置の表面のシース部材 620 (挿入部 602) の長手軸 Y に直交した断面外周上の対向する 2 つの領域に第 1 の異方性摺動抵抗部 660 と第 2 の異方性摺動抵抗部 661 に断面外周に沿ってそれぞれ形成してもよい。例えば内視鏡画像により第 1 の異方性摺動抵抗部 660 を観察しながら OCT プロブ 600 の先端を測定対象 S にアプローチさせる場合、上述したように第 1 の異方性摺動抵抗部 660 の画素データを画像処理することにより光出射位置が推定でき、かつ OCT プロブ 600 の光出射位置を測定対象 S に押し当てると、第 1 の異方性摺動抵抗部 661 に対向する第 2 の異方性摺動抵抗部 661 が接触することになる。

【0067】

したがって、一方の異方性摺動抵抗部 (この場合、第 1 の異方性摺動抵抗部 661) が光出射位置を推定するための指標の機能を果たし、他方の異方性摺動抵抗部 (この場合、第 2 の異方性摺動抵抗部 662) がシース部材と測定対象との接触状態を安定に維持することになり、確実に測定対象に測定光を照射することができる。

【0068】

なお、この変形例 2 では、第 1 の異方性摺動抵抗部 660 と第 2 の異方性摺動抵抗部 661 の 1 組の異方性摺動抵抗部としたが、これに限らず、長手軸 Y に直交した断面外周上の対向する 2 つの領域であれば、異方性摺動抵抗部を複数の組として配置してもよい。すなわち、図 8 において第 1 の異方性摺動抵抗部 660 と第 2 の異方性摺動抵抗部 661 の組は、同図の上下に設けたが、この組のほかに、例えばこの組と 90 度回転させた 2 つの領域、すなわち同図の左右の領域に第 3 の異方性摺動抵抗部と第 4 の異方性摺動抵抗部の組 (不図示) を配置しても、変形例 2 と同様な作用・効果を得ることができる。

【 0 0 6 9 】

第 2 の実施形態：

第 2 の実施形態は、第 1 の実施形態とほとんど同じであるので、異なる構成のみ説明し、同一の構成には同じ符号を付して説明を省略する。

【 0 0 7 0 】

図 9 は第 2 の実施形態に係る OCT プローブの先端構成を示す図である。図 9 に示すように、本実施形態では、光学レンズ 6 2 2 から射出される測定光の光開口部 8 0 0 の前後の位置にリング状の異方性摺動抵抗特性を有する熱収縮部材からなる異方性摺動抵抗部 8 5 0 , 8 5 1 がシース部材の外周に配置されている。この異方性摺動抵抗部 8 5 0 , 8 5 1 が有する異方性摺動抵抗特性は、第 1 の実施形態で説明したように、シース部材 6 2 0 (挿入部 6 0 2) の長手軸方向 Y における摺動抵抗 R 1 とし、測定対象 S に接触している長手軸方向 Y に直交した断面外周の接線方向 X における摺動抵抗 R 2 とした場合、 $R 1 < R 2$ の特性を満たす。その他の構成は第 1 の実施形態と同じである。

10

【 0 0 7 1 】

本実施形態では、リング状の異方性摺動抵抗部 8 5 0 , 8 5 1 を栓部材 6 3 0 の先端側より光開口部 8 0 0 の前後の位置に配置し、異方性摺動抵抗部 8 5 0 , 8 5 1 を熱風等により過熱する。この加熱により熱収縮部材からなる異方性摺動抵抗部 8 5 0 , 8 5 1 は、光開口部 8 0 0 の前後の位置に強固に固定され、シース部材 6 2 0 からの脱落が防止される。

【 0 0 7 2 】

異方性摺動抵抗部 8 5 0 , 8 5 1 は、上述した異方性摺動抵抗特性を有するので、第 1 の実施形態と同様に、OCT プローブ 6 0 0 のシース部材 6 2 0 (挿入部 6 0 2) の生体適合性・内部回転走査系構造物との低摩擦性・内視鏡鉗子口内面との低摩擦性等の検査機能を保持しつつ、本実施形態の異方性摺動抵抗部 8 5 0 , 8 5 1 によってシース部材 6 2 0 (挿入部 6 0 2) の先端部が測定対象 S に対して接線方向 X に対しての位置ズレすることを効果的に抑制することが可能となり、シース部材と測定対象との接触状態を安定に維持し、確実に測定対象に測定光を照射することができる。

20

【 0 0 7 3 】

異方性摺動抵抗部 8 5 0 , 8 5 1 との間に光出射位置である光開口部 8 0 0 が位置するので、異方性摺動抵抗部 8 5 0 , 8 5 1 は光出射位置を推定するための指標としての機能を有している。

30

【 0 0 7 4 】

なお、本実施形態では、上記効果に加え、図 9 に示すように、測定対象 S に光開口部 8 0 0 を押し当てた際に、測定対象 S が異方性摺動抵抗部 8 5 0 , 8 5 1 の間に位置することとなり、測定対象 S は光開口部 8 0 0 を押し当てられている間は、シース部材 6 2 0 (挿入部 6 0 2) の長手軸方向 Y に対しても位置ズレの発生が抑制される。

【 0 0 7 5 】

本実施形態では、リング状の異方性摺動抵抗部 8 5 0 , 8 5 1 が熱収縮部材により構成し、過熱することによりシース部材 6 2 0 からの脱落を防止するとしたが、リング状の異方性摺動抵抗部 8 5 0 , 8 5 1 は熱収縮部材でなくてもよい。第 1 の変形例としては、例えば図 1 0 に示すように、光開口部 8 0 0 の前後の位置にシース部材 6 2 0 (挿入部 6 0 2) の断面外周に沿って溝部 8 6 0 , 8 6 1 を形成し、この溝部 8 6 0 , 8 6 1 に異方性摺動抵抗部 8 5 0 , 8 5 1 をはめ込むことで、本実施形態と同様な作用・効果を得ることができ、溝部 8 6 0 , 8 6 1 によりシース部材 6 2 0 からの脱落を防止することができる。脱落防止手段は溝部 8 6 0 , 8 6 1 により構成される。

40

【 0 0 7 6 】

さらに、リング状の異方性摺動抵抗部 8 5 0 , 8 5 1 を熱収縮部材で構成しない第 2 の変形例として、図 1 1 に示すように、光開口部 8 0 0 の前後の位置にシース部材 6 2 0 (挿入部 6 0 2) の断面外周に沿ってバンク部 (土手部) 8 7 0 , 8 7 1 を形成し、このバンク (土手) 8 7 0 , 8 7 1 内に異方性摺動抵抗部 8 5 0 , 8 5 1 をはめ込むことで、本

50

実施形態と同様な作用・効果を得ることができ、バンク部（土手部）８７０，８７１によりシース部材６２０からの脱落を防止することができる。この場合、脱落防止手段はバンク部（土手部）８７０，８７１により構成される。

【００７７】

第２の実施形態では、リング状の異方性摺動抵抗部８５０，８５１を光開口部８００の前後の位置に設けるとしたが、これに限らず、光開口部８００の前後の位置に配置する異方性摺動抵抗部は、それぞれ複数でもよい。また、光開口部８００の前後のいずれか一方の位置のみに異方性摺動抵抗部を設けてもよい。なお、第２の実施形態の第１及び第２の変形例においては、異方性摺動抵抗部に対応して溝部あるいはバンク部（土手部）を形成し、溝部あるいはバンク部（土手部）にリング状の異方性摺動抵抗部をはめ込めばよい。

10

【００７８】

なお、上記各実施形態では、ＯＣＴプローブ（光プローブ）を例に説明したが、これに限らず、例えば内視鏡の鉗子チャンネルに挿通可能で送受波開口部としての超音波送受開口部を介して超音波を送受する超音波振動子を先端内に配置した、公知の超音波プローブに対しても各実施形態のごとく、シース側面に設けられた音響学的に開口した超音波送受開口部の前後に異方性摺動抵抗部を構成することができ、同様な作用・効果を得ることができる。

【００７９】

以上、本発明のプローブ及びＯＣＴ光断層装置について詳細に説明したが、本発明は、以上の例には限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変形を行ってもよいのはもちろんである。

20

【図面の簡単な説明】

【００８０】

【図１】第１の実施形態に係る画像診断装置１０を示す外観図

【図２】図１の内視鏡の鉗子口から導出されたＯＣＴプローブを用いて断層画像を得る様子を示す図

【図３】図１のＯＣＴプローブの先端部分を示す断面図

【図４】図３の異方性摺動抵抗部のＡ－Ａ線断面を示す断面図

【図５】図４の異方性摺動抵抗部を形成する凹凸部の拡大図

【図６】図５の異方性摺動抵抗部を形成する凹凸部の変形例の拡大図

30

【図７】異方性摺動抵抗部の変形例１を示す図３の異方性摺動抵抗部のＡ－Ａ線断面を示す断面図

【図８】異方性摺動抵抗部の変形例２を示す図３の異方性摺動抵抗部のＡ－Ａ線断面を示す断面図

【図９】第２の実施形態に係るＯＣＴプローブの先端構成を示す図

【図１０】図９のＯＣＴプローブの第１の変形例の先端構成を示す図

【図１１】図９のＯＣＴプローブの第２の変形例の先端構成を示す図

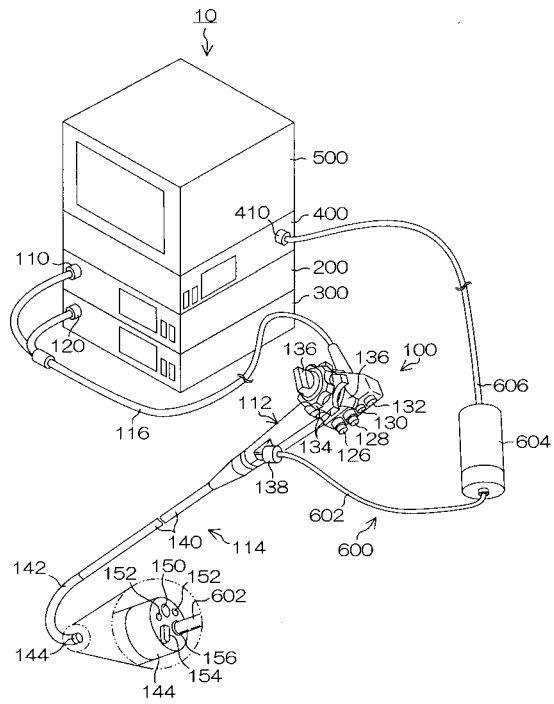
【符号の説明】

【００８１】

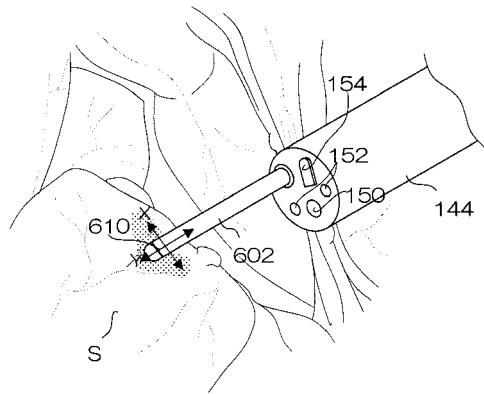
１…画像診断システム、１０…画像診断装置、３２…操作制御部、１００…内視鏡、１１４，６０２…挿入部、１３８…鉗子挿入部、１５６…鉗子口、２００…内視鏡プロセッサ、２３０…画像合成部、３００…光源装置、４００…ＯＣＴプロセッサ、５００…モニタ装置、６００…ＯＣＴプローブ、６１０…異方性摺動抵抗部、６２０…シース部材、６３０…栓部材、６５０…凹凸部

40

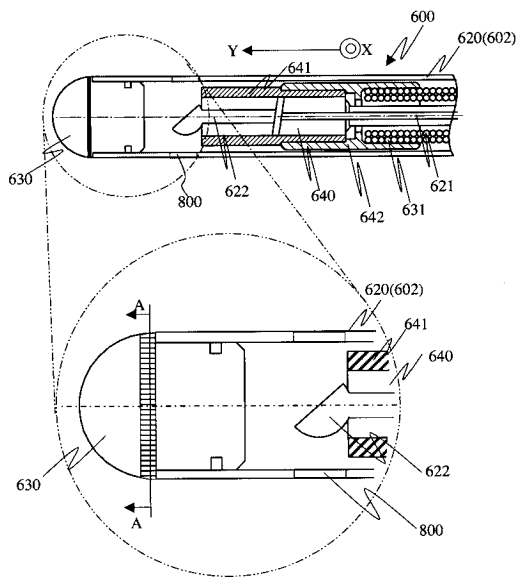
【図 1】



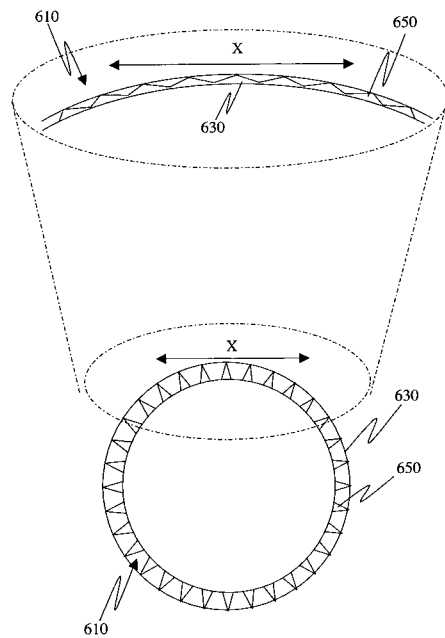
【図 2】



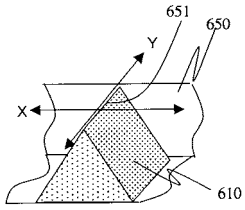
【図 3】



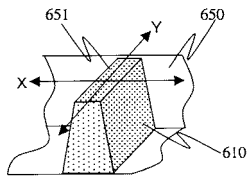
【図 4】



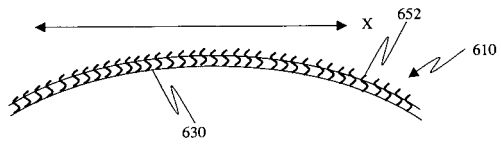
【図 5】



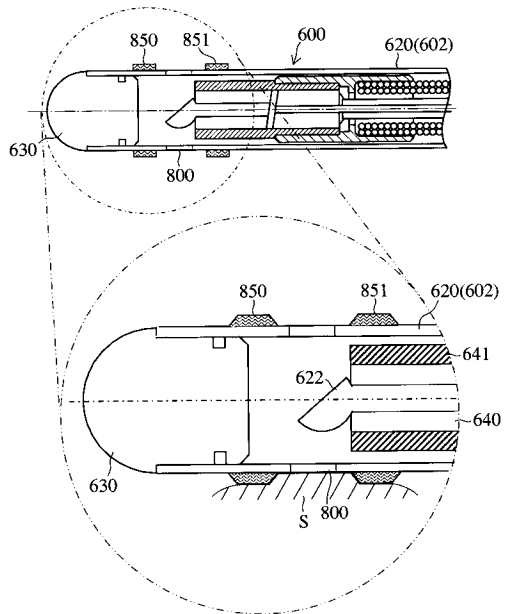
【図 6】



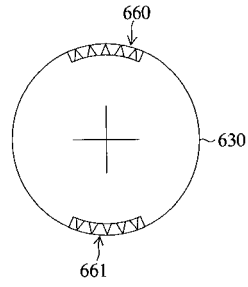
【図 7】



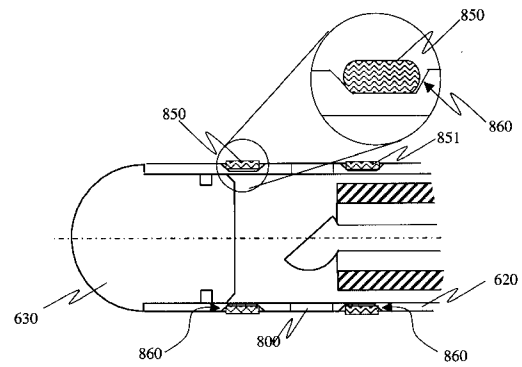
【図 9】



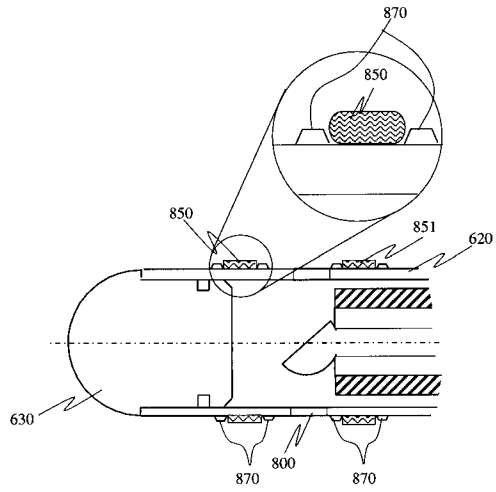
【図 8】



【図 10】



【図 11】



专利名称(译)	探针和OCT光学断层摄影设备		
公开(公告)号	JP2010125273A	公开(公告)日	2010-06-10
申请号	JP2008306554	申请日	2008-12-01
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	野口俊宏		
发明人	野口 俊宏		
IPC分类号	A61B1/00 A61B10/00 G01N21/17 G01N29/04 A61B8/12		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B10/00.E G01N21/17.620 G01N29/10.506 A61B8/12 A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/00.715 A61B1/018.515 G01N29/24		
F-TERM分类号	2G047/AA12 2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/CA01 2G047/FA02 2G059/AA05 2G059/BB12 2G059/CC16 2G059/EE02 2G059/EE09 2G059/FF02 2G059/JJ17 2G059/JJ23 2G059/MM01 2G059/PP04 4C061/BB08 4C061/CC04 4C061/HH54 4C061/JJ01 4C061/WW16 4C601/FE01 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/GA01 4C161/BB08 4C161/CC04 4C161/HH54 4C161/JJ01 4C161/WW16		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：稳定地保持护套构件和待测物体之间的接触状态，并将光波或超声波可靠地照射到测量对象。 解决方案：OCT探针600的插入部分602是插入部分长轴方向Y上的滑动阻力R1，并且OCT探针600的插入部分602是插入部分长轴方向Y上的滑动阻力R1。在交叉的切线方向X上在滑动阻力R2的情况下，具有满足 $R1 < R2$ 的特性的各向异性滑动阻力特性的各向异性滑动阻力部分610设置在插入部分602的尖端处。 .The

