

(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2015-70939

(P2015-70939A)

(43) 公開日 平成27年4月16日(2015.4.16)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 6 0 1
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 F	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2013-208069 (P2013-208069)
 (22) 出願日 平成25年10月3日 (2013.10.3)

(71) 出願人 000002130
 住友電気工業株式会社
 大阪府大阪市中央区北浜四丁目5番33号
 (74) 代理人 100088155
 弁理士 長谷川 芳樹
 (74) 代理人 100113435
 弁理士 黒木 義樹
 (74) 代理人 100136722
 弁理士 ▲高▼木 邦夫
 (74) 代理人 100110582
 弁理士 柴田 昌聰
 (72) 発明者 長谷川 健美
 神奈川県横浜市栄区田谷町1番地 住友電気工業株式会社横浜製作所内

最終頁に続く

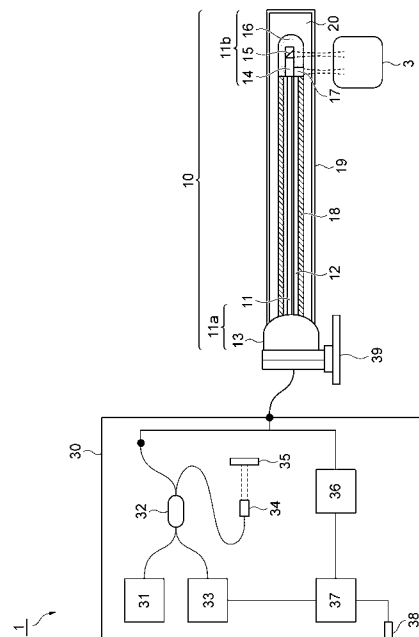
(54) 【発明の名称】 測定システム

(57) 【要約】

【課題】 OCTカテーテル、IVUSカテーテルおよびOCT+IVUSカテーテルのうちの何れのカテーテルが接続される場合であっても正常動作することができる測定システムを提供する。

【解決手段】 本発明の測定システムは、近位端と遠位端との間に内蔵されRF信号を伝送する電線および前記遠位端に設けられRF信号と超音波とを相互に変換するトランスデューサ、ならびに、前記近位端と前記遠位端との間に内蔵され光を伝送する光ファイバ、の双方または何れか一方を有し、前記遠位端において光および超音波を一部反射させるプローブと、前記プローブと接続され、光およびRF信号を発生させて出力するとともに検出する測定装置と、を備える。前記測定装置は、前記遠位端における光および超音波それぞれの反射の有無の判定の結果に基づいて、IVUS測定およびOCT測定の双方または何れか一方を行う。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

近位端と遠位端との間に内蔵され R F 信号を伝送する電線および前記遠位端に設けられ R F 信号と超音波とを相互に変換するトランスデューサ、ならびに、前記近位端と前記遠位端との間に内蔵され光を伝送する光ファイバ、の双方または何れか一方を有し、前記遠位端において光および超音波を一部反射させるプローブと、

前記プローブと接続され、光および R F 信号を発生させて出力するとともに検出する測定装置と、

を備え、

前記測定装置は、

前記近位端において前記光ファイバに入力させるべき光を出力する光源と、

前記近位端において前記光ファイバから出力された後方反射光と参照光とが干渉されてなる干渉光を検出する光検出器と、

前記近位端において前記電線に入力させるべき R F 信号を出力するとともに、前記近位端において前記電線から出力される R F 信号を検出する超音波駆動・検出ユニットと、

前記光検出器および超音波駆動・検出ユニットそれぞれによる検出の結果に基づいて、前記遠位端における光および超音波それぞれの反射の有無を判定する分析部と、

を含み、

前記分析部による判定の結果に基づいて、I V U S 測定および O C T 測定の双方または何れか一方を行う、

測定システム。

【請求項 2】

前記プローブは、前記光ファイバまたは前記電線を包囲するジャケットチューブと、前記ジャケットチューブ内に充填された媒質とを有し、

前記ジャケットチューブと前記媒質とは、互いに異なる屈折率を有するとともに、互いに異なる音速を有し、両者の界面において光および超音波を後方に部分的に反射させる、請求項 1 に記載の測定システム。

【請求項 3】

前記測定装置は、

前記プローブの長さに関する情報および長さのバラつき幅に関する情報を記憶し、

前記遠位端において反射された光および超音波の反射位置情報を計算し、

その反射位置情報が前記長さのバラつき幅の範囲内であるか否かを調べることによって、前記遠位端における反射の有無を判定する、

請求項 1 または 2 に記載の測定システム。

【請求項 4】

前記測定装置は、

前記分析部により前記遠位端において光および超音波の双方の反射があったと判定された場合に O C T 撮影画像および I V U S 撮影画像を生成し、

前記分析部により前記遠位端において光の反射があったが超音波の反射が無かったと判定された場合に O C T 撮影画像およびダミー I V U S 画像を生成し、

前記分析部により前記遠位端において超音波の反射があったが光の反射が無かったと判定された場合に I V U S 撮影画像およびダミー O C T 画像を生成する、

請求項 1 ~ 3 の何れか 1 項に記載の測定システム。

【請求項 5】

前記測定装置は、前記分析部により前記遠位端において光および超音波の双方の反射があったと判定された場合に、前記光ファイバおよび前記電線を所定方向に移動させる際に O C T 測定を行い、前記光ファイバおよび前記電線を前記所定方向と逆の方向に移動させる際に I V U S 測定を行う、請求項 4 に記載の測定システム。

【請求項 6】

近位端と遠位端との間に内蔵され R F 信号を伝送する電線および前記遠位端に設けられ

10

20

30

40

50

R F 信号と超音波とを相互に変換するトランスデューサならびに前記近位端と前記遠位端との間に内蔵され光を伝送する光ファイバの双方または何れか一方を有し前記遠位端において光および超音波を一部反射させるプローブが接続されて、I V U S 測定およびO C T 測定を行う測定装置であって、

前記近位端において前記光ファイバに入力させるべき光を出力する光源と、

前記近位端において前記光ファイバから出力された後方反射光と参照光とが干渉されてなる干渉光を検出する光検出器と、

前記近位端において前記電線に入力させるべきR F 信号を出力するとともに、前記近位端において前記電線から出力されるR F 信号を検出する超音波駆動・検出ユニットと、

前記光検出器および超音波駆動・検出ユニットそれぞれによる検出の結果に基づいて、前記遠位端における光および超音波それぞれの反射の有無を判定する分析部と、

を備え、

前記分析部による判定の結果に基づいて、I V U S 測定およびO C T 測定の双方または何れか一方を行う、

測定装置。

【請求項 7】

測定光を出力する光源と、前記測定光により生じた後方反射光と参照光とが干渉されてなる干渉光を検出する光検出器と、R F 信号を出力するとともに、入力したR F 信号を検出する超音波駆動・検出ユニットとを備えた測定装置に、近位端と遠位端との間に内蔵され前記R F 信号を伝送する電線および前記遠位端に設けられ前記R F 信号と超音波とを相互に変換するトランスデューサ、ならびに、前記近位端と前記遠位端との間に内蔵され前記測定光および前記後方反射光を伝送する光ファイバ、の双方または何れか一方を有し、前記遠位端において光および超音波を一部反射させるプローブを接続し、

前記遠位端において反射された前記測定光および前記超音波の反射位置を計算し、

その反射位置が、前記測定装置に記憶されたプローブの長さに関する情報および長さのバラつき幅の範囲内であるか否かを調べることによって前記プローブの種類を判定し、

前記判定の結果に基づいて、I V U S 測定およびO C T 測定の双方または何れか一方を行う

測定方法。

【請求項 8】

前記遠位端において光および超音波の双方の反射があったと判定された場合にO C T 撮影画像およびI V U S 撮影画像を生成し、

前記遠位端において光の反射があったが超音波の反射が無かったと判定された場合にO C T 撮影画像およびダミーI V U S 画像を生成し、

前記遠位端において超音波の反射があったが光の反射が無かったと判定された場合にI V U S 撮影画像およびダミーO C T 画像を生成する

請求項 7 に記載の測定方法。

【請求項 9】

前記遠位端において光および超音波の双方の反射があったと判定された場合に、前記光ファイバおよび前記電線を所定方向に移動させる際にO C T 測定を行い、前記光ファイバおよび前記電線を前記所定方向と逆の方向に移動させる際にI V U S 測定を行う

請求項 8 に記載の測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、O C T およびI V U S により生体組織などの対象物を測定する測定システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

生体組織などの対象物の断層構造を測定する手法として、光および超音波を用いた測定

10

20

30

40

50

技術が広く利用されている。中でも、血管壁に脂質などが沈着して生じるプラークの構造や寸法を測定することは、治療方針を決定する上で重要な情報をもたらす。

【0003】

光を用いて血管を測定する技術としては、光干渉断層撮像（OCT：Optical coherence tomography）が知られている。OCTは、対象物に測定光を照射したときに生じる後方反射光と、参照光路を經由した参照光とを干渉させ、その干渉光を検出して解析することにより、測定光の光路上の光学反射率の分布を測定する技術である。光ファイバを内蔵したカテーテルを用いて、血管の内腔から血管壁に測定光を照射してOCT測定を行い、さらに血管内壁を測定光で走査することにより、血管の断面内の光学反射率の分布を2次元または3次元で測定することができる。血管を構成する内膜、中膜、外膜や、プラーク病変を構成する脂質、石灰質、繊維質は、それぞれ異なった反射率分布を有するので、OCTによる血管断層画像から、プラークの組成を識別することができる。

10

【0004】

超音波を用いて血管を測定する技術としては、血管内超音波（IVUS：Intravascular ultrasound）が知られている。IVUSは、超音波トランスデューサを遠位端に内蔵したカテーテルを用いて、血管の内腔から血管壁に超音波パルスを照射して反射された超音波の波形を解析し、超音波の伝搬路上の音響反射率の分布を測定する技術である。OCTと同様に、IVUSは、血管内壁を超音波で走査することにより、血管の断面内の音響反射率の分布を2次元または3次元で測定することができる。

20

【0005】

OCTおよびIVUSはそれぞれ長所および短所を持つ。OCTは、空間分解能が約20 μ mと高い点が長所であるが、深達度が約1mmと短い点が短所である。IVUSは、深達度が約2cmと長い点が長所であるが、空間分解能が約100 μ mと低い点が短所である。血栓を発生させるリスクが高い不安定プラークは、約65 μ m以下の薄い被膜を有することが知られているので高い空間分解能が求められ、その一方で、プラークを有する血管壁は、1mmを超える厚さになることが多いので長い深達度も求められる。従って、OCTおよびIVUSの何れも単独では臨床における要求性能の全てを満たすことができない。

【0006】

上記のような問題を解決する為にOCTおよびIVUSを共通のカテーテルに組み込んだ発明が知られている。特許文献1には、光センサおよび超音波センサを内部組み込んだカテーテルが開示されている。このカテーテルを用いてOCTおよびIVUSによる測定を同時に行なうことで、それぞれの欠点を補った画像情報が得られるとしている。また、一つの画面にIVUS画像およびOCT画像を融合させて同時に表示することで、使用者は対象物の詳細な構造および深部の構造を同時に知ることができるとしている。

30

【0007】

特許文献2には、光センサおよび超音波センサそれぞれによる観察範囲が互いに重なるように光センサおよび超音波センサをカテーテルに実装し、さらにカテーテルの表面での戻り反射が低減されるように光センサおよび超音波センサそれぞれを傾けることで、望ましくない寄生的な反射を低減することが示されている。

40

【0008】

特許文献3には、OCTカテーテルを接続することが可能なIVUS装置が開示されている。この装置では、OCTの光信号を検出して解析し、その解析結果に基づいてIVUSと同様の形式のアナログ信号を内部で発生させてIVUS検出ユニットで読み取る。このような装置により、一種類の装置でカテーテルを交換することでOCT測定またはIVUS測定を行なうことができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】米国特許出願公開第2005/0101859号明細書

50

【特許文献2】特表2010-508973号公報

【特許文献3】特表2005-526224号公報

【非特許文献】

【0010】

【非特許文献1】Lin et al., Acta Cardiol Sin 2011vol.27 pp.1-13

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

ところで、必ずしも全ての血管に対してOCTおよびIVUSの双方の測定を行う必要がある訳では無い。通常、血管にカテーテルを挿入してOCTまたはIVUSによる測定を行なう前には、X線による血管造影画像が撮影される。診断者は、血管造影画像や過去の病歴などを参考にしてプラークの状態を推定し、OCTおよびIVUSによる測定が必要かどうかを判断する。その結果、必ずしも双方の測定を行なう必要が無く、どちらか一方のみの測定だけで良い場合もある。

10

【0012】

OCTおよびIVUSの双方の機能を持つカテーテルは、技術的には実現可能であるが、通常はOCTおよびIVUSのうちの一方のみの機能を持つカテーテルに比べて製造コストが高い。従って、医療コストを必要最低限に抑えるためには、血管造影画像や過去の病歴などを参考にして、OCTカテーテル、IVUSカテーテルおよびOCT+IVUSカテーテルの3種類のカテーテルを使い分けることが望ましい。

20

【0013】

しかし、OCT+IVUSに対応した従来の測定装置では、OCTカテーテルまたはIVUSカテーテルを接続すると、IVUS機能またはOCT機能が故障したOCT+IVUSカテーテルと区別することができず、カテーテルの長さを校正する処理などで異常な値が生じてエラーが発生し、操作が妨げられる問題があった。

【0014】

また、OCTおよびIVUSは撮影に要する時間が互いに異なる。非特許文献1に記載されているように、血管の断層画像を撮影する速度の典型的な値は、OCTでは100フレーム/秒であるのに対し、IVUSでは30フレーム/秒である。また、血管を長手方向に走査するプルバック速度の典型的な値は、OCTでは20mm/秒であるのに対し、IVUSでは0.5mm/秒である。このように、撮影速度はOCTの方が速くIVUSの方が遅いので、OCTおよびIVUSを同時に撮影しようとする、IVUSの速度に合わせる必要があり、OCTの速い撮影速度を活かすことができない。OCTでは、血管内の血液を透明な液体で置換するフラッシング操作を行なう必要があるが、撮影速度が遅くなると撮影時間が長くなり、その結果フラッシングする時間が長くなるため、血管の末梢の組織が虚血に陥るリスクが高くなる。

30

【0015】

本発明は、上記問題点を解消する為になされたものであり、OCTカテーテル、IVUSカテーテルおよびOCT+IVUSカテーテルのうちの何れのカテーテルが接続される場合であっても正常動作することができる測定システムを提供することを目的とする。また、OCT+IVUSの測定を行なう際にOCTの高速性を損なわずに測定をすることができる測定システムを提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0016】

本発明の測定システムは、近位端と遠位端との間に内蔵されRF信号を伝送する電線および前記遠位端に設けられRF信号と超音波とを相互に変換するトランスデューサ、ならびに、前記近位端と前記遠位端との間に内蔵され光を伝送する光ファイバ、の双方または何れか一方を有し、前記遠位端において光および超音波を一部反射させるプローブと、前記プローブと接続され、光およびRF信号を発生させて出力するとともに検出する測定装置と、を備える。

50

【 0 0 1 7 】

本発明の測定システムにおいて、前記測定装置は、前記近位端において前記光ファイバに入力させるべき光を出力する光源と、前記近位端において前記光ファイバから出力された後方反射光と参照光とが干渉されてなる干渉光を検出する光検出器と、前記近位端において前記電線に入力させるべき R F 信号を出力するとともに、前記近位端において前記電線から出力される R F 信号を検出する超音波駆動・検出ユニットと、前記光検出器および超音波駆動・検出ユニットそれぞれによる検出の結果に基づいて、前記遠位端における光および超音波それぞれの反射の有無を判定する分析部と、を含み、前記分析部による判定の結果に基づいて、I V U S 測定および O C T 測定の双方または何れか一方を行う。

【 0 0 1 8 】

本発明の測定システムにおいて、前記プローブは、前記光ファイバまたは前記電線を包囲するジャケットチューブと、前記ジャケットチューブ内に充填された媒質とを有し、前記ジャケットチューブと前記媒質とは、互いに異なる屈折率を有するとともに、互いに異なる音速を有し、両者の界面において光および超音波を後方に部分的に反射させるのが好適である。

【 0 0 1 9 】

本発明の測定システムにおいて、前記測定装置は、前記プローブの長さに関する情報および長さのバラつき幅に関する情報を記憶し、前記遠位端において反射された光および超音波の反射位置情報を計算し、その反射位置情報が前記長さのバラつき幅の範囲内であるか否かを調べることによって、前記遠位端における反射の有無を判定するのが好適である。

【 0 0 2 0 】

本発明の測定システムにおいて、前記測定装置は、前記分析部により前記遠位端において光および超音波の双方の反射があったと判定された場合に O C T 撮影画像および I V U S 撮影画像を生成し、前記分析部により前記遠位端において光の反射があったが超音波の反射が無かったと判定された場合に O C T 撮影画像およびダミー I V U S 画像を生成し、前記分析部により前記遠位端において超音波の反射があったが光の反射が無かったと判定された場合に I V U S 撮影画像およびダミー O C T 画像を生成するのが好適である。

【 0 0 2 1 】

本発明の測定システムにおいて、前記測定装置は、前記分析部により前記遠位端において光および超音波の双方の反射があったと判定された場合に、前記光ファイバおよび前記電線を所定方向に移動させる際に O C T 測定を行い、前記光ファイバおよび前記電線を前記所定方向と逆の方向に移動させる際に I V U S 測定を行うのが好適である。

【 0 0 2 2 】

本発明の測定装置は、近位端と遠位端との間に内蔵され R F 信号を伝送する電線および前記遠位端に設けられ R F 信号と超音波とを相互に変換するトランスデューサならびに前記近位端と前記遠位端との間に内蔵され光を伝送する光ファイバの双方または何れか一方を有し前記遠位端において光および超音波を一部反射させるプローブが接続されて、I V U S 測定および O C T 測定を行う測定装置であって、前記近位端において前記光ファイバに入力させるべき光を出力する光源と、前記近位端において前記光ファイバから出力された後方反射光と参照光とが干渉されてなる干渉光を検出する光検出器と、前記近位端において前記電線に入力させるべき R F 信号を出力するとともに、前記近位端において前記電線から出力される R F 信号を検出する超音波駆動・検出ユニットと、前記光検出器および超音波駆動・検出ユニットそれぞれによる検出の結果に基づいて、前記遠位端における光および超音波それぞれの反射の有無を判定する分析部と、を備え、前記分析部による判定の結果に基づいて、I V U S 測定および O C T 測定の双方または何れか一方を行う。

【 0 0 2 3 】

本発明の測定方法は、測定光を出力する光源と、前記測定光により生じた後方反射光と参照光とが干渉されてなる干渉光を検出する光検出器と、R F 信号を出力するとともに、入力した R F 信号を検出する超音波駆動・検出ユニットとを備えた測定装置に、近位端と

10

20

30

40

50

遠位端との間に内蔵され前記 R F 信号を伝送する電線および前記遠位端に設けられ前記 R F 信号と超音波とを相互に変換するトランスデューサ、ならびに、前記近位端と前記遠位端との間に内蔵され前記測定光および前記後方反射光を伝送する光ファイバ、の双方または何れか一方を有し、前記遠位端において光および超音波を一部反射させるプローブを接続し、前記遠位端において反射された前記測定光および前記超音波の反射位置を計算し、その反射位置が、前記測定装置に記憶されたプローブの長さに関する情報および長さのバラつき幅の範囲内であるか否かを調べることによって前記プローブの種類を判定し、前記判定の結果に基づいて、I V U S 測定および O C T 測定の双方または何れか一方を行う。

【 0 0 2 4 】

本発明の測定方法は、前記遠位端において光および超音波の双方の反射があったと判定された場合に O C T 撮影画像および I V U S 撮影画像を生成し、前記遠位端において光の反射があったが超音波の反射が無かったと判定された場合に O C T 撮影画像およびダミー I V U S 画像を生成し、前記遠位端において超音波の反射があったが光の反射が無かったと判定された場合に I V U S 撮影画像およびダミー O C T 画像を生成するのが好適である。

10

【 0 0 2 5 】

本発明の測定方法は、前記遠位端において光および超音波の双方の反射があったと判定された場合に、前記光ファイバおよび前記電線を所定方向に移動させる際に O C T 測定を行い、前記光ファイバおよび前記電線を前記所定方向と逆の方向に移動させる際に I V U S 測定を行うのが好適である。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 2 6 】

本発明によれば、O C T カテーテル、I V U S カテーテルおよび O C T + I V U S カテーテルのうちの何れのカテーテルが接続される場合であっても正常動作することができる。また、O C T + I V U S の測定を行なう際に O C T の高速性を損なわずに測定をすることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 7 】

【 図 1 】 本実施形態の測定システム 1 の構成を示す図である。

【 図 2 】 O C T カテーテル 1 0 a の構成を示す図である。

【 図 3 】 I V U S カテーテル 1 0 b の構成を示す図である。

【 図 4 】 本実施形態の測定システム 1 を用いた測定のフローを示す図である。

30

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 8 】

以下、添付図面を参照して、本発明を実施するための形態を詳細に説明する。なお、図面の説明において同一の要素には同一の符号を付し、重複する説明を省略する。本発明は、これらの例示に限定されるものではなく、特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

【 0 0 2 9 】

図 1 は、本実施形態の測定システム 1 の構成を示す図である。この測定システム 1 は、O C T + I V U S カテーテル 1 0 および測定装置 3 0 を備え、O C T 測定および I V U S 測定を行って対象物 3 の断層画像を取得することができる。

40

【 0 0 3 0 】

O C T + I V U S カテーテル 1 0 は、近位端 1 1 a と遠位端 1 1 b との間で光を伝送する光ファイバ 1 1 と、近位端 1 1 a と遠位端 1 1 b との間で R F 信号を伝送する電線 1 2 と、近位端 1 1 a において光ファイバ 1 1 および電線 1 2 と接続されているコネクタ 1 3 と、遠位端 1 1 b において光ファイバ 1 1 と光学的に接続されている集光光学系 1 4 および偏向光学系 1 5 と、集光光学系 1 4 および偏向光学系 1 5 を包埋するキャップ 1 6 と、遠位端 1 1 b において電線 1 2 と接続されている超音波トランスデューサ 1 7 と、光ファイバ 1 1 および電線 1 2 を包囲して延びるサポートチューブ 1 8 およびジャケットチュー

50

ブ19と、を備える。ジャケットチューブ19の内腔は、光および超音波を伝送可能な媒質20が充填される。コネクタ13は、測定装置30の一部であるプローブ回転移動機構39に光学および電氣的に接続される。

【0031】

光ファイバ11は、1~3mの長さを有し、石英ガラスで構成され、波長範囲1.2~1.4 μm または1.6 μm ~1.8 μm において2dB以下、好ましくは1dB以下の伝送損失を有し、上記波長範囲においてシングルモードで動作する。そのような光ファイバ11としては、ITU-TG.652、G.654、G.657に準拠した光ファイバが好適である。

【0032】

光ファイバ11の遠位端11bには、集光光学系14としてのグレーデッドインデックス(GRIN)レンズが融着接続されている。さらに、GRINレンズの先端は傾斜端面が形成されており、この傾斜端面が光を反射させることで偏向光学系15として機能する。集光光学系14および偏向光学系16を光が経路することにより、光が径方向に収束しながら出射する。

【0033】

GRINレンズ(集光光学系14および偏向光学系15)は、石英ガラスまたはホウケイ酸ガラスで構成され、波長1.2 μm ~1.4 μm または1.6 μm ~1.8 μm の波長範囲において2dB以下の伝送損失を有する。ミラーは、円柱形のガラスに、軸に対して35~44度の角度をなす平坦な反射面を形成した構造をとる。この平坦な反射面はそのままでも光を反射させることができるが、さらに反射面にアルミニウムまたは金を蒸着することで反射率を高めることが好適である。

【0034】

キャップ16は、ウレタンアクリレート樹脂またはエポキシ樹脂で構成され、1.2 μm ~1.4 μm または1.6 μm ~1.8 μm の波長範囲において2dB以下の伝送損失を有し、集光光学系14、偏向光学系15および超音波トランスデューサ17を機械的に保護するとともに、偏向光学系15のミラーの界面に接するように空気を閉じ込め、全反射によるミラーを実現する機能を有する。また、キャップ16は超音波トランスデューサ17を部分的に包囲し、超音波トランスデューサ17の出射面は媒質20に直接接触する。

【0035】

光ファイバ11および電線12はサポートチューブ18の内腔に収納されている。サポートチューブ18は、光ファイバ11および電線12の各々の先端部およびコネクタ13に固定されている。その結果、光コネクタ13を回転させると、それと共にサポートチューブ18も回転し、さらに回転トルクが光ファイバ11および電線12に伝達され、光ファイバ11、電線12、集光光学系14、偏向光学系15、キャップ16、超音波トランスデューサ17およびサポートチューブ18が一体となって回転する。それにより、光ファイバ11および電線12だけを回転させた場合に比べて、光ファイバ11および電線12に負荷されるトルクが低減され、トルクによる光ファイバ11および電線12の破断を防ぐことができる。

【0036】

サポートチューブ18は、0.15mm以上の厚さを持つと共に、ステンレスと同等程度の100~300GPaのヤング率を持つことが望ましい。サポートチューブ18は、必ずしも周方向に連結していなくともよく、5~20本程度の線を撚り合わせた構造とし、それによって柔軟性を調整しても良い。

【0037】

光ファイバ11、電線12、集光光学系14、偏向光学系15、キャップ16、超音波トランスデューサ17およびサポートチューブ18は、ジャケットチューブ19の内腔に収納され、その中で回転することができる。それにより、回転する部分の対象物3に接触して対象物3が破損することが防止される。照明光は、偏向光学系15から出射され、キャップ16、媒質20およびジャケットチューブ19を透過して、対象物3へ照射される

10

20

30

40

50

。超音波は、超音波トランスデューサ 17 から出射され、媒質 20 およびジャケットチューブ 19 を透過して、対象物 3 へ照射される。

【0038】

ジャケットチューブ 19 は、ポリアミド（ナイロン、ポリエーテルブロックアミド）、フッ素樹脂（FEP、PFA、PTFE）、ポリエステル（PET）、ポリオレフィン（ポリエチレン、ポリプロピレン）で構成され、30～100 μm の厚さを有し、偏向光学系 15 から出射する照明光が通過する箇所において波長 1.2 μm～1.4 μm または 1.6～1.8 μm における透過損失が 2 dB 以下となる透明度を有する。OCT の空間分解能は通常は 30 μm 以下である。ジャケットチューブ 19 の内面および外面の反射を区別して検出し、これを分散補償などの校正のために用いるため、ジャケットチューブ 19 の厚さは OCT の空間分解能よりも厚いことが望ましい。

10

【0039】

ジャケットチューブ 19 の内腔は媒質 20 として液体が充填される。液体は、ジャケットチューブ 19 と異なる屈折率および音速を有するように選択される。それにより、媒質 20 とジャケットチューブ 19 との界面において、光および超音波は部分的に反射される。部分的に反射された光および超音波は、対象物 3 において後方散乱された光および超音波と同様に測定装置 30 で検出されるが、後述するように、光ファイバ 11 および電線 12 が機能していることを確認するために使用される。媒質 20 として、シリコンオイル、生理食塩水、デキストラン水溶液は、ジャケットチューブ 19 と異なる屈折率および音速を有するので好ましい。また、プローブが使用中に予期せず破損するなどしてジャケット

20

【0040】

測定装置 30 は、光を発生させる光源 31 と、光源 31 から発せられた光を二分岐して照明光および参照光として出力する光分岐部 32 と、光分岐部 32 から到達した光を検出する光検出器 33 と、光分岐部 32 から到達した参照光を出力する光端末 34 と、光端末 34 から出力された参照光を光端末 34 へ反射させる反射鏡 35 と、超音波トランスデューサ 17 を駆動するとともに反射された超音波によって生じた電気信号を検出する超音波駆動・検出ユニット 36 と、光検出器 33 および超音波駆動・検出ユニット 36 により検出された光および超音波の信号を分析する分析部 37 と、分析部 37 による分析の結果を出力する出力ポート 38 と、光分岐部 32 から到達した照明光を光プローブに結合するプローブ回転移動機構 39 と、を備える。

30

【0041】

測定装置 30 において光源 31 から出力され光分岐部 32 を経てプローブ回転移動機構 39 から出力された照明光は、コネクタ 13 により光ファイバ 11 の近位端 11a に結合され、光ファイバ 11 により導光されて遠位端 11b から出射され、集光光学系 14、偏向光学系 15、キャップ 16 を経て対象物 3 に照射される。その対象物 3 への照明光の照射に応じて生じた後方散乱光は、キャップ 16、偏向光学系 15 および集光光学系 14 を経て光ファイバ 11 の遠位端 11b に入射され、光ファイバ 11 により導光されて近位端 11a から出力され、コネクタ 13 によりプローブ回転移動機構 39 に結合され、光分岐部 32 を経て光検出器 33 に伝達される。

40

【0042】

光分岐部 32 から出力された参照光は、光端末 34 から出射されて反射鏡 35 で反射され、光端末 34 および光分岐部 32 を経て光検出器 33 に結合される。対象物 3 からの後方散乱光と参照光とは光検出器 33 において干渉し、この干渉光が光検出器 33 により検出される。干渉光のスペクトルは分析部 37 に入力される。分析部 37 において、干渉光のスペクトルの解析が行われ、対象物 3 の内部の各点における光学的な後方散乱効率の分布が計算される。その計算結果に基づいて対象物 3 の断層画像が計算され、OCT 画像信号として信号出力ポート 38 から出力される。

【0043】

また、測定装置 30 において超音波駆動・検出ユニット 36 から出力されプローブ回転

50

移動機構 39 から出力された RF パルス信号は、コネクタ 13 により電線 12 の近位端 11 a に結合され、電線 12 により伝送されて遠位端 11 b から出力され、超音波トランスデューサ 17 において超音波に変換される。超音波は対象物 3 に向けて出射され、対象物 3 で後方散乱した超音波は超音波トランスデューサ 17 で電気信号に変換される。変換された電気信号は、電線 12 により近位端 11 a に伝送され、コネクタ 13 によってプローブ回転移動機構 39 に結合され、超音波駆動・検出ユニット 36 で検出される。

【0044】

なお、超音波トランスデューサ 17 へ入力される信号、および、超音波トランスデューサ 17 から出力される信号は、アナログ信号であるが、超音波駆動・検出ユニット 36 またはプローブ回転移動機構 39 においてデジタル信号に変換される。検出された信号が分析部 37 で時間の関数として処理されることにより、対象物 3 の内部の各点における音響的な後方散乱効率の分布が計算される。その計算結果に基づいて対象物 3 の断層画像が計算され、IVUS 画像信号として信号出力ポート 38 から出力される。

10

【0045】

本実施形態の測定システム 1 では、OCT+IVUS カテーテル 10 に替えて、OCT カテーテル 10 a (図 2) または IVUS カテーテル 10 b (図 3) も測定装置 30 に接続されることができる。図 2 に示される OCT カテーテル 10 a は、図 1 に示される OCT+IVUS カテーテル 10 と比較して、電線 12 および超音波トランスデューサ 17 を備えていない点で相違している。図 3 に示される IVUS カテーテル 10 b は、図 1 に示される OCT+IVUS カテーテル 10 と比較して、光ファイバ 11, 集光光学系 14 および偏向光学系 15 を備えていない点で相違している。OCT カテーテル 10 a および IVUS カテーテル 10 b それぞれは、OCT+IVUS カテーテル 10 と同様に、ジャケットチューブ 19 の内腔に媒質 20 が充填され、媒質 20 とジャケットチューブ 19 との界面において光または超音波を反射させる。

20

【0046】

図 4 は、本実施形態の測定システム 1 を用いた測定のフローを示す図である。ステップ S1 でカテーテルが測定装置 30 に接続されると、ステップ S2 で測定装置 30 において自動または操作者による操作によりカテーテル反射信号の検出が行なわれる。このとき、光源 31 で光を発生させて光検出器 33 で OCT 信号を取得するとともに、超音波駆動・検出ユニット 36 で RF パルス信号を発生させて IVUS 信号を取得する。カテーテルの種類に応じて、該カテーテルの遠位端 11 b では光または超音波が反射されるので、この反射が OCT 信号または IVUS 信号として検出される。

30

【0047】

さらに、カテーテルの長さ及びそのバラツキ幅に関する情報は事前に測定装置 30 に記憶される。ステップ S3 では、検出された OCT 信号および IVUS 信号から、反射の位置情報が計算され、この反射の位置情報が長さのバラツキ幅の範囲内であるかどうかを判定することにより、カテーテルからの光および超音波の反射があるかどうかを判定する。光および超音波の双方の反射があれば、接続されたカテーテルは OCT+IVUS カテーテル 10 であると判定する。光の反射は有るが超音波の反射が無い場合は、接続されたカテーテルは OCT カテーテル 10 a であると判定する。超音波の反射は有るが光の反射が無い場合は、接続されたカテーテルは IVUS カテーテル 10 b であると判定する。光も超音波も反射が無い場合は故障であると判定する。

40

【0048】

ステップ S4 では、ステップ S3 での判定結果に従って、動作モードを設定して表示する。カテーテルの種類が OCT+IVUS, OCT, IVUS である場合には、それぞれ OCT+IVUS モード, OCT モード, IVUS モードを設定して、そのモード名を表示す情報を画面等に表示して操作者に提示する。カテーテルの故障であると判定された場合も、故障を示す情報を表示する。故障と表示される場合以外であっても、操作者は、カテーテルの種類が OCT+IVUS, OCT, IVUS のいずれであるかを通常は事前にラベル等で知っているため、その内容と表示された動作モードとが互いに異なる場合には、

50

カテーテルまたは測定装置が故障していることを知ることができ、修理や交換などの対応を速やかに行なうことで、対象物を検査する作業の効率を高めることができる。

【0049】

ステップS5～7では、測定装置30は設定された動作モードに従って画像データを出力する。OCT+IVUSモードでは、ステップS5で、光および超音波を発生させてOCT画像およびIVUS画像を撮影し、ステップS8で、これらを出力する。OCTモードでは、ステップS6で、光を発生させてOCT画像を撮影するとともに、ダミーのIVUS画像を生成して、ステップS8で、これらを出力する。IVUSモードでは、ステップS7で、超音波を発生させてIVUS画像を撮影するとともに、ダミーのOCT画像を生成して、ステップS8で、これらを出力する。ダミーのOCT画像およびIVUS画像は、接続が無いことを示す文字や絵の情報や、情報が無いことを示す黒やグレーの単色画像を用いることが好適である。それにより、操作者は動作が正常であるか異常であるかを容易に判断することができる。

10

【0050】

OCT画像およびIVUS画像の撮影は、公知の方法によって行うことができる。すなわち、プローブ回転移動機構39によって光ファイバ11および電線12を回転させるとともにカテーテルに沿って並進移動させ、カテーテルの周りに光ビームおよび超音波ビームを螺旋状に走査することで2次元または3次元の断層画像を生成する。より好ましくは、OCT+IVUSモードにおいては、光ファイバ11および電線12をカテーテルに沿って近位端11a方向へ引き戻す際にOCT測定を行い、遠位端11b方向へ押し出す際にIVUS測定を行うことが望ましい。

20

【0051】

対象物3として血管を撮影する場合、OCT測定は、血液によって妨げられるのを防ぐために、血管内に透明な液体を数秒間にわたって注入して血液を排除し、その間に約20mm/秒の速度で高速に光ファイバを移動させつつ約100フレーム/秒の速度で高速に撮影する。一方で、IVUS測定は、血液の排除が必須ではないが、約0.5mm/秒の速度で低速に電線を移動させつつ約30フレーム/秒の低速で撮影する必要がある。それ故、公知の撮影方法のように、光ファイバ11および電線12を引き戻しながらOCTとIVUSを同時に撮影しようとする、双方にとって好適な撮影条件を実現することができない。一方で、血液排除を行って約20mm/秒で引き戻しながらOCT撮影を行い、血液排除が終了した後に約0.5mm/秒で押し出ししながらIVUS撮影を行うことで、双方にとって好適な撮影条件を実現することができる。

30

【0052】

以上のように、本実施形態によれば、OCTカテーテル、IVUSカテーテルおよびOCT+IVUSカテーテルのうちの何れのカテーテルが接続される場合であっても正常動作することができる。また、OCT+IVUSの測定を行なう際にOCTの高速性を損なわずに測定をすることができる。

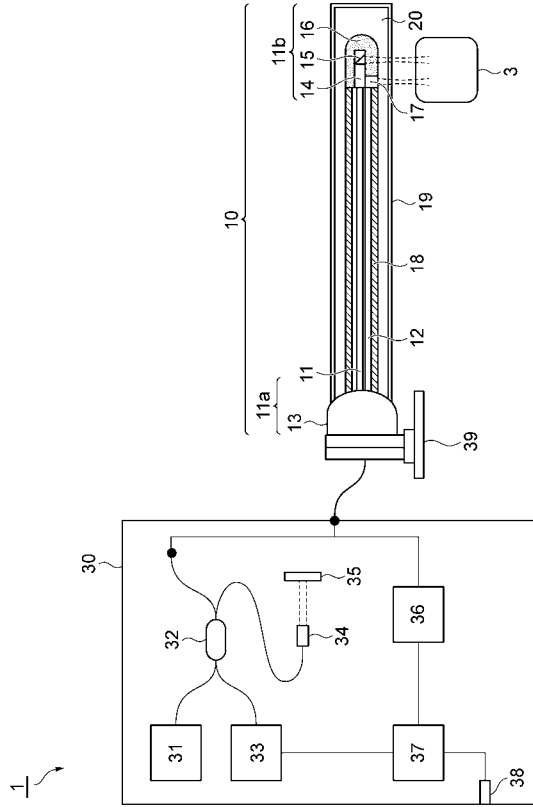
【符号の説明】

【0053】

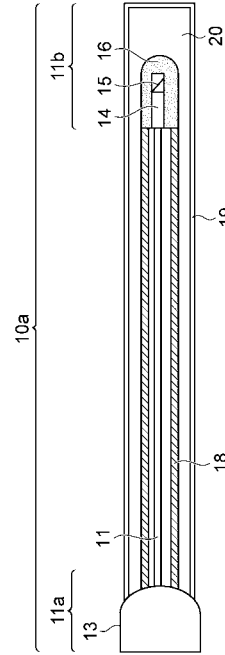
1...測定システム、3...対象物、10...OCT+IVUSカテーテル、10a...OCTカテーテル、10b...IVUSカテーテル、11...光ファイバ、12...電線、13...コネクタ、14...集光光学系、15...偏向光学系、16...キャップ、17...超音波トランスデューサ、18...サポートチューブ、19...ジャケットチューブ、20...媒質、30...測定装置、31...光源、32...光分岐部、33...光検出器、34...光端末、35...反射鏡、36...超音波駆動・検出ユニット、37...分析部、38...出力ポート、39...プローブ回転移動機構。

40

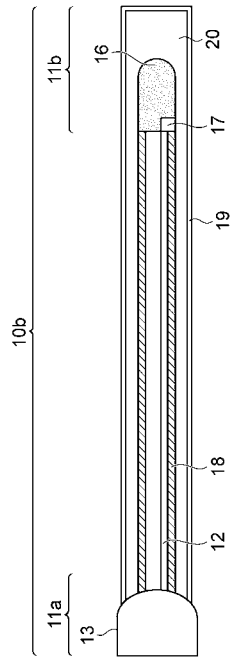
【 図 1 】



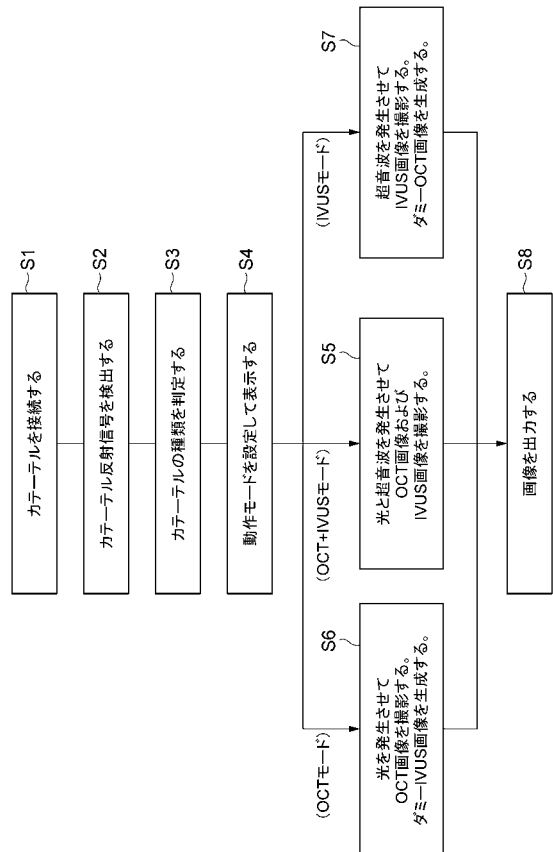
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C161 AA22 BB08 FF46 HH51 JJ09 MM10 WW16
4C601 BB14 DD14 EE10 EE11 FE04 GA14 KK12 LL33

专利名称(译)	测量系统		
公开(公告)号	JP2015070939A	公开(公告)日	2015-04-16
申请号	JP2013208069	申请日	2013-10-03
申请(专利权)人(译)	住友电气工业株式会社		
[标]发明人	長谷川健美		
发明人	長谷川 健美		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.D A61B1/00.300.F A61B1/00.526 A61B1/00.530 A61B1/00.550 A61B1/00.732 A61B1/045.622 A61B1/313.510 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C161/AA22 4C161/BB08 4C161/FF46 4C161/HH51 4C161/JJ09 4C161/MM10 4C161/WW16 4C601/BB14 4C601/DD14 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/FE04 4C601/GA14 4C601/KK12 4C601/LL33		
代理人(译)	长谷川良树 柴田AkiraSatoshi		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种测量系统，无论连接哪种OCT导管，IVUS导管和OCT + IVUS导管，都能正常工作。 解决方案：本发明的测量系统包括：一根电线，该电线内置在近端和远端之间，并传输射频信号；以及一个换能器，该换能器设置在远端，并且相互转换射频信号和超声波。以及，用于传输光的光纤，其容纳在近端和远端和/其中之一之间，并且在远端部分地反射光和超声波。还有一个测量设备，该设备连接到探头，并生成并输出光和RF信号并对其进行检测。测量装置基于在远端处是否存在光和超声波的反射的确定结果来执行IVUS测量和OCT测量中的一个或两个。 [选型图]图1

