

(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2013-167537
(P2013-167537A)

(43) 公開日 平成25年8月29日(2013.8.29)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
G01N 21/17 (2006.01)	G01N 21/17 625	2G059
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300D	4C161
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 370	

審査請求 有 請求項の数 4 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2012-30956 (P2012-30956)
 (22) 出願日 平成24年2月15日 (2012.2.15)
 (11) 特許番号 特許第5120509号 (P5120509)
 (45) 特許公報発行日 平成25年1月16日 (2013.1.16)

(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 100108257
 弁理士 近藤 伊知良
 (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

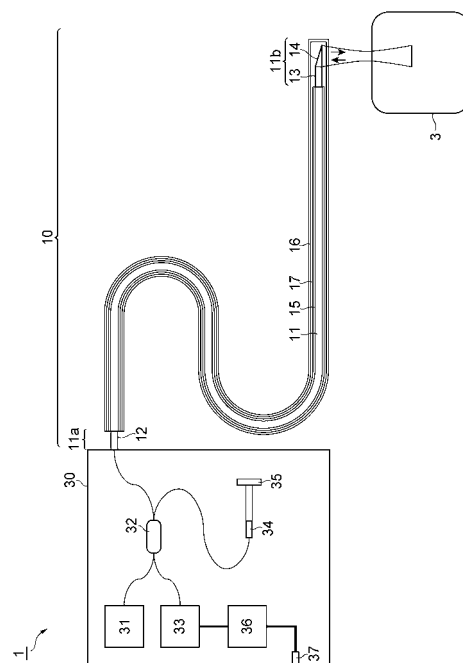
(54) 【発明の名称】 光プローブおよび光学的測定方法

(57) 【要約】

【課題】 血管内の脂質の分布を測定するのに好適な光学測定方法、および、そのような方法に用いるのに適した光プローブを提供する。

【解決手段】 光プローブ10は、近位端11aと遠位端11bとの間で光を伝送する光ファイバ11と、近位端11aにおいて光ファイバ11と接続されている光コネクタ12と、遠位端11bにおいて光ファイバ11と接続されている集光光学系13および偏向光学系14と、光ファイバ11を包囲して光ファイバに沿って延びるサポートチューブ15およびジャケットチューブ16と、ジャケットチューブの内腔に充填された緩衝流体17と、を備える。光ファイバ11は1.53 μmより短いカットオフ波長を有する。光ファイバ11, 集光光学系13, 偏向光学系14, ならびに, 光ファイバ11の基底モードに結合する光路上にある緩衝流体17およびジャケットチューブ17は、波長帯域1.6 μm ~ 1.8 μmにおいて -2 dB ~ 0 dBの光透過率を有する。

【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で光を伝送する光ファイバと、
 前記近位端において前記光ファイバと接続されている光コネクタと、
 前記遠位端において前記光ファイバと接続され、前記光ファイバの前記遠位端から出射される光を集光する集光光学系と、
 前記遠位端において前記光ファイバと接続され、前記光ファイバの前記遠位端から出射される光を偏向する偏向光学系と、
 前記光ファイバを包囲して前記光ファイバに沿って延び、前記光ファイバ、前記光コネクタ、前記集光光学系および前記偏向光学系に対して回転自在であるジャケットチューブと、
 前記ジャケットチューブの内腔に充填された緩衝流体と、
 を備え、
 前記光ファイバが $1.53 \mu\text{m}$ より短いカットオフ波長を有し、
 前記光ファイバ、前記集光光学系、前記偏向光学系、ならびに、前記光ファイバの基底モードに結合する光路上にある前記緩衝流体および前記ジャケットチューブが波長帯域 $1.6 \mu\text{m} \sim 1.8 \mu\text{m}$ において $-2 \text{ dB} \sim 0 \text{ dB}$ の光透過率を有する、
 ことを特徴とする光プローブ。

10

【請求項 2】

前記光ファイバ、前記集光光学系および前記偏向光学系それぞれが、石英ガラスまたはホウケイ酸ガラスで構成され、
 前記緩衝流体が、生理食塩水、デキストラン水溶液またはシリコンオイルであり、
 前記ジャケットチューブが、FEP、PFA、PTFE、PETまたはナイロンで構成され、
 前記偏向光学系と前記緩衝流体との界面および前記緩衝流体と前記ジャケットチューブとの界面のうち一方の界面での比屈折率差が他方の界面での比屈折率差に対して 3.2 倍以上異なる、
 ことを特徴とする請求項 1 に記載の光プローブ。

20

【請求項 3】

請求項 1 に記載の光プローブと、波長帯域 $1.6 \mu\text{m} \sim 1.8 \mu\text{m}$ において光を発生させる光源と、前記光源から発せられた光を 2 分岐して照明光および参照光として出力する光分岐部と、前記波長帯域において光を検出する光検出器と、前記波長帯域において光減衰スペクトルを分析して当該分析結果を画像情報として取得する分析部と、を用い、
 前記光分岐部から出力された照明光を前記光ファイバの前記近位端に入射させ前記遠位端から出射させて対象物に照射し、その照射に伴い前記対象物で生じた後方反射光を前記光ファイバの前記遠位端に入射させ前記近位端から出射させて前記光検出器に導くとともに、前記光分岐部から出力された参照光をも前記光検出器に導いて、前記後方反射光と前記参照光とによる干渉光を前記光検出器により検出し、前記分析部により前記後方反射光のスペクトルを分析して前記対象物の内部における物質の分布情報を画像情報として取得する、
 ことを特徴とする光学的測定方法。

30

40

【請求項 4】

前記光ファイバ、前記集光光学系および前記偏向光学系それぞれが、石英ガラスまたはホウケイ酸ガラスで構成され、
 前記緩衝流体が、生理食塩水、デキストラン水溶液またはシリコンオイルであり、
 前記ジャケットチューブが、FEP、PFA、PTFE、PETまたはナイロンで構成され、
 前記偏向光学系と前記緩衝流体との界面および前記緩衝流体と前記ジャケットチューブとの界面のうち一方の界面での比屈折率差が他方の界面での比屈折率差に対して 3.2 倍以上異なる、

50

ことを特徴とする請求項 3 に記載の光学的測定方法。

【請求項 5】

前記分析部により、前記後方反射光のスペクトルのうち波長範囲 1.70 ~ 1.75 μm に吸収ピークを持つスペクトル成分を抽出し、前記スペクトル成分に基づいて脂質の分布情報を分析して当該分析結果を画像情報として取得する、ことを特徴とする請求項 3 に記載の光学的測定方法。

【請求項 6】

前記光分岐部から出力された照明光が前記一方の界面で反射されて前記光検出器に到達した反射光と前記参照光とによる干渉光を前記光検出器により検出し、前記分析部により、前記反射光のスペクトルを限定された波長帯域でフーリエ解析して自己相関関数を遅延時間の関数として計算し、この自己相関関数がピークを持つ遅延時間の前記波長帯域における波長依存性を計算して、前記後方反射光が受ける波長分散の推定値を算出する、ことを特徴とする請求項 4 に記載の光学的測定方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光干渉断層撮像 (Optical Coherence Tomography: OCT) の手法を用いて測定するために使用される光プローブに関するものである。

【背景技術】

20

【0002】

血管などの管腔形状の対象物の内腔の断層構造を測定する手法として光干渉断層撮像 (OCT) が知られており、また、この OCT 測定のために対象物の内腔に挿入されて使用される光プローブも知られている (特許文献 1 参照)。OCT 測定は、シングルモード光ファイバの先端 (遠位端) に接続されたグレーデッドインデックス光ファイバをレンズとして機能させて、ワーキングディスタンスが 1 mm より長く、スポットサイズが 100 μm より小さくなるように構成することで、1 mm より大きな内半径を持つ対象物を 100 μm より細かい空間分解能で光学的に測定することができる。

【0003】

OCT 測定は、血管内の病変を診断して治療方法を選択する際に用いられる。病変を OCT 測定すると、病変の断層画像が得られる。断層画像では、病変の内部において光を強く散乱する部位は明るく、光を弱くしか散乱しない部位は暗い階調で、単色の画像で表示される。この画像の明暗の分布のパターンは病変によって異なるので、画像の明暗パターンから病変の種類を或る程度推定できることが知られている (非特許文献 1 参照)。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】米国特許 6,445,939 号明細書

【特許文献 2】米国特許出願公開第 2002/0151823 号明細書

【非特許文献】

40

【0005】

【非特許文献 1】W. M. Suh, Circ Cardiovasc Imaging. 2011;4:169-178

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

従来の光プローブを用いた OCT 装置では、病変の種類が識別が困難である場合があり、例えば脂質病変 (lipid-rich plaque) と石灰化病変 (fibrocalcific plaque) との識別が困難であることを、本発明者は見出した。

【0007】

非特許文献 1 にも記載されているように、脂質病変は暗い階調と明瞭でない輪郭を特徴

50

とし、石灰化病変は暗い階調と明瞭な輪郭を特徴とする。しかし、階調の明暗は相対的なものであるため、個体差や測定条件などによるばらつきが加わると、判断が難しい。また、輪郭の明瞭さについても、実際の病変は様々な形のパターンがあるので、これも判断が難しい場合が多い。

【0008】

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、血管内の脂質の分布を測定するのに好適な光学測定方法、および、そのような方法に用いるのに適した光プローブ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】

【0009】

本発明の光プローブは、近位端と遠位端との間で光を伝送する光ファイバと、近位端において光ファイバと接続されている光コネクタと、遠位端において光ファイバと接続され、光ファイバの遠位端から出射される光を集光する集光光学系と、遠位端において光ファイバと接続され、光ファイバの遠位端から出射される光を偏向する偏向光学系と、光ファイバを包囲して光ファイバに沿って延び、光ファイバ、光コネクタ、集光光学系および偏向光学系に対して回転自在であるジャケットチューブと、ジャケットチューブの内腔に充填された緩衝流体と、を備えることを特徴とする。さらに、光ファイバが $1.53\mu\text{m}$ より短いカットオフ波長を有し、光ファイバ、集光光学系、偏向光学系、ならびに、光ファイバの基底モードに結合する光路上にある緩衝流体およびジャケットチューブが波長帯域 $1.6\mu\text{m} \sim 1.8\mu\text{m}$ において $-2\text{dB} \sim 0\text{dB}$ の光透過率を有することを特徴とする。

10

20

【0010】

本発明の光プローブでは、光ファイバ、集光光学系および偏向光学系それぞれが、石英ガラスまたはホウケイ酸ガラスで構成され、緩衝流体が、生理食塩水、デキストラン水溶液またはシリコンオイルであり、ジャケットチューブが、FEP、PFA、PTFE、PETまたはナイロンで構成され、偏向光学系と緩衝流体との界面および緩衝流体とジャケットチューブとの界面のうち一方の界面での比屈折率差が他方の界面での比屈折率差に対して3.2倍以上異なるのが好適である。

【0011】

本発明の光学的測定方法は、上記の本発明の光プローブと、波長帯域 $1.6\mu\text{m} \sim 1.8\mu\text{m}$ において光を発生させる光源と、光源から発せられた光を2分岐して照明光および参照光として出力する光分岐部と、波長帯域において光を検出する光検出器と、波長帯域において光減衰スペクトルを分析して当該分析結果を画像情報として取得する分析部と、を用い、光分岐部から出力された照明光を光ファイバの近位端に入射させ遠位端から出射させて対象物に照射し、その照射に伴い対象物で生じた後方反射光を光ファイバの遠位端に入射させ近位端から出射させて光検出器に導くとともに、光分岐部から出力された参照光をも光検出器に導いて、後方反射光と参照光とによる干渉光を光検出器により検出し、分析部により後方反射光のスペクトルを分析して対象物の内部における物質の分布情報を画像情報として取得することを特徴とする。

30

【0012】

本発明の光学的測定方法では、光ファイバ、集光光学系および偏向光学系それぞれが、石英ガラスまたはホウケイ酸ガラスで構成され、緩衝流体が、生理食塩水、デキストラン水溶液またはシリコンオイルであり、ジャケットチューブが、FEP、PFA、PTFE、PETまたはナイロンで構成され、偏向光学系と緩衝流体との界面および緩衝流体とジャケットチューブとの界面のうち一方の界面での比屈折率差が他方の界面での比屈折率差に対して3.2倍以上異なるのが好適である。

40

【0013】

本発明の光学的測定方法では、分析部により、後方反射光のスペクトルのうち波長範囲 $1.70 \sim 1.75\mu\text{m}$ に吸収ピークを持つスペクトル成分を抽出し、スペクトル成分に基づいて脂質の分布情報を分析して当該分析結果を画像情報として取得するのが好適である。

50

【 0 0 1 4 】

また、本発明の光学的測定方法では、光分岐部から出力された照明光が一方の界面で反射されて光検出器に到達した反射光と参照光とによる干渉光を光検出器により検出し、分析部により、反射光のスペクトルを限定された波長帯域でフーリエ解析して自己相関関数を遅延時間の関数として計算し、この自己相関関数がピークを持つ遅延時間の波長帯域における波長依存性を計算して、後方反射光が受ける波長分散の推定値を算出するのが好適である。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、従来技術では測定が難しかった血管内の脂質の分布を測定することができる。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 6 】

【 図 1 】 本実施形態の光プローブ 10 を備える OCT 装置 1 の構成を示す図である。

【 図 2 】 脂質病変、正常血管およびラードそれぞれの透過率のスペクトルを示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 7 】

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。

20

【 0 0 1 8 】

図 1 は、本実施形態の光プローブ 10 を備える OCT 装置 1 の構成を示す図である。OCT 装置 1 は、光プローブ 10 および測定部 30 を備え、対象物 3 の光干渉断層画像を取得する。

【 0 0 1 9 】

光プローブ 10 は、近位端 11 a と遠位端 11 b との間で光を伝送する光ファイバ 11 と、近位端 11 a において光ファイバ 11 と接続されている光コネクタ 12 と、遠位端 11 b において光ファイバ 11 と光学的に接続されている集光光学系 13 および偏向光学系 14 と、光ファイバ 11 を包囲して光ファイバに沿って延びるサポートチューブ 15 およびジャケットチューブ 16 と、ジャケットチューブの内腔に充填された緩衝流体 17 と、を備える。光コネクタ 12 は測定部 30 に光学的に接続される。光ファイバ 11 は 1.53 μm より短いカットオフ波長を有する。光ファイバ 11, 集光光学系 13, 偏向光学系 14, ならびに, 光ファイバ 11 の基底モードに結合する光路上にある緩衝流体 17 およびジャケットチューブ 17 は、波長帯域 1.6 μm ~ 1.8 μm において -2 dB ~ 0 dB の光透過率を有する。

30

【 0 0 2 0 】

光ファイバ 11 は、1 ~ 2 m の長さを有し、石英ガラスで構成される。光ファイバ 11 は、波長範囲 1.6 μm ~ 1.8 μm において 2 dB 以下、好ましくは 1 dB 以下の伝送損失を有し、1.53 μm 以下のカットオフ波長を有し、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としては、ITU-T G.652, G.654、G.657 に準拠した光ファイバが好適である。特に ITU-T G.654 A または C に準拠した光ファイバは、波長 1.55 μm において伝送損失が 0.22 dB / km 以下と低く、典型的には純シリカガラスのコアを有し、非線形光学係数が低く、自己位相変調などの非線形光学効果による雑音を低減できるので特に好適である。

40

【 0 0 2 1 】

光ファイバ 11 の遠位端 11 b には、集光光学系 13 としてのグレーデッドインデックス (GRIN) レンズと偏向光学系 14 としてのミラーとが直列的に融着接続されて設けられている。集光光学系 13 は、光ファイバ 11 の遠位端 11 b から出射される光を集光する。偏向光学系 14 は、光ファイバ 11 の遠位端 11 b から出射される光を径方向へ偏向する。

50

【 0 0 2 2 】

レンズ（集光光学系 1 3）およびミラー（偏向光学系 1 4）は、石英ガラスまたはホウケイ酸ガラスで構成され、波長 1.6 μm ~ 1.8 μm の波長範囲において 2 dB 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 ~ 55 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、波長 1.6 ~ 1.8 μm における反射率を高めることが好適である。

【 0 0 2 3 】

光ファイバ 1 1 はサポートチューブ 1 5 の内腔に収納されている。サポートチューブ 1 5 は、光ファイバ 1 1 の少なくとも一部分および光コネクタ 1 2 に固定されている。その結果、光コネクタ 1 2 を回転させると、それと共にサポートチューブ 1 5 も回転し、さらに回転トルクが光ファイバ 1 1 に伝達され、光ファイバ 1 1、集光光学系 1 3、偏向光学系 1 4 およびサポートチューブ 1 5 が一体となって回転する。それにより、光ファイバ 1 1 だけを回転させた場合に比べて、光ファイバ 2 1 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 1 1 の破断を防ぐことができる。

【 0 0 2 4 】

サポートチューブ 1 5 は、0.15 mm 以上の厚さを持つと共に、ステンレスと同等程度の 100 ~ 300 GPa のヤング率を持つことが望ましい。サポートチューブ 1 5 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。そのようなサポートチューブは特許文献 2 に開示されている。

【 0 0 2 5 】

光ファイバ 1 1、集光光学系 1 3、偏向光学系 1 4 およびサポートチューブ 1 5 は、ジャケットチューブ 1 6 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、回転する部分に対象物 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 1 4 から出射され、ジャケットチューブ 1 6 を透過して、対象物 3 へ照射される。ジャケットチューブ 1 6 は、FEP、PFA、PTFE、PET またはナイロンで構成され、10 ~ 50 μm の厚さを有し、波長 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。

【 0 0 2 6 】

ジャケットチューブ 1 6 の内腔は緩衝流体 1 7 が充填される。緩衝流体 1 7 は、回転するサポートチューブ 1 6 の外面とジャケットチューブ 1 5 の内面との間の摩擦を低減するとともに、偏向光学系 1 4 とジャケットチューブ 1 6 との間の光路における屈折率変化量を調整する。緩衝流体 1 7 は、生理食塩水、デキストラン水溶液またはシリコンオイルであり、波長 1.6 ~ 1.8 μm において 2 dB 以下の透過損失を有する。

【 0 0 2 7 】

測定部 3 0 は、光を発生させる光源 3 1 と、光源 3 1 から発せられた光を 2 分岐して照明光および参照光として出力する光分岐部 3 2 と、光分岐部 3 2 から到達した光を検出する光検出器 3 3 と、光分岐部 3 2 から到達した参照光を出力する光端末 3 4 と、光端末 3 4 から出力された参照光を光端末 3 4 へ反射させる反射鏡 3 5 と、光検出器 3 3 により検出された光のスペクトルを分析する分析部 3 6 と、分析部 3 6 による分析の結果を出力する出力ポート 3 7 と、を備える。

【 0 0 2 8 】

測定部 3 0 において光源 3 1 から出力された光は、光分岐部 3 2 により 2 分岐され照明光および参照光として出力される。光分岐部 3 2 から出力された照明光は、光コネクタ 1 2 を経て光ファイバ 1 1 の近位端 1 1 a に入射され、光ファイバ 1 1 により導光されて遠位端 1 1 b から出射されて、集光光学系 1 3 および偏向光学系 1 4 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反射光は、偏向光学系 1 4 および集光光学系 1 3 を経て光ファイバ 1 1 の遠位端 1 1 b に入射され、光ファイバ 1 1 により導光されて近位端 1 1 a から出射されて、光コネクタ 1 2 および光分岐部 3 2 を経て

10

20

30

40

50

光検出器 33 に結合される。

【0029】

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 を経て検出器 33 に結合される。対象物 3 からの後方反射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 36 に入力される。分析部 36 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後方反射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、画像信号として信号出力ポート 37 から出力される。

【0030】

なお、光ファイバ 11 の遠位端 11b から出射された照明光が対象物 3 を経由して再び光ファイバ 11 の遠位端 11b に戻るメカニズムとしては、厳密には反射や屈折や散乱がある。しかし、それらの違いは本発明にとっては本質的でないので、簡潔化のために本明細書ではこれらを総称して後方反射と呼ぶ。

【0031】

本実施形態においては、測定部 30 において、光源 31 は、波長 $1.6 \mu\text{m} \sim 1.8 \mu\text{m}$ の波長範囲にわたってスペクトルが連続的に広がった広帯域の光を発生させる。この波長範囲では、図 2 に示すように、脂質病変は、波長 $1.70 \sim 1.75 \mu\text{m}$ に吸収ピークを持っており、この点で正常血管と異なる。純粋な脂質であるラードも同様の吸収ピークを持つことから、この吸収ピークは脂質による寄与であるといえる。したがって、脂質を含む対象物 3 を測定すると、干渉光のスペクトルは、脂質による吸収の影響を受け、波長 $1.70 \sim 1.75 \mu\text{m}$ において隣接波長帯に比べて大きな減衰を示す。

【0032】

さらに、干渉光のスペクトルは対象物 3 の断層構造の情報をも有していることから、物質の吸収の影響が少ない波長帯域を選択してスペクトルをフーリエ解析することにより、対象物 3 の断層構造の情報が得られる。断層構造情報と脂質吸収情報とを合わせて解析することで、脂質を分布表示した断層画像を計算することができる。

【0033】

この計算は、脂質自体の吸収および脂質の分布の双方がスペクトルに影響することから、1つのスペクトルに対応する脂質の分布は複数あり得る。しかし、非特許文献 1 に記載されているように脂質は正常血管に比べて散乱強度が低い特徴を有することなどが知られているので、この既知の情報に最も整合するような解を選択することにより、脂質の分布を求めることができる。

【0034】

光ファイバ 11、集光光学系 13、偏向光学系 14、緩衝流体 17 およびジャケットチューブ 16 は、全てが同じ物質ではないので、屈折率が必ずしも等しくなく、相互の間の界面で光が反射し得る。このような光プローブ 10 の界面で生じる反射光は、対象物 3 からの後方反射光と混合されて検出されるので、雑音ともなり得る。しかし、本実施形態においては、光プローブ 10 の界面で生じる反射光を測定系の校正に用いる。

【0035】

OCT 測定において、対象物 3 からの後方反射光と参照光とは、互いに異なる光路を経由するので、光路上の波長分散も互いに異なり得る。波長分散が異なると、光の群遅延時間が波長によって異なる。OCT 測定では、波長の関数であるスペクトルをフーリエ解析することで自己相関関数を群遅延時間の関数として計算し、それに基づいて断層画像を生成するので、波長によって群遅延時間が異なると断層画像の空間分解能が低下することが知られている。この問題は、対象物 3 を測定する前に、対象物 3 に替えて鏡などの基準物体を測定して波長分散の影響を測定しておき、その結果に基づいて分散を補償するデータ処理を行うことで解決できることが知られている。

【0036】

しかし、本実施形態では、断層画像の取得だけでなく物質分布の推定の際にもスペクト

10

20

30

40

50

ル情報を用いるので、従来のOCTに比べて波長分散の影響に対してより敏感となる。それ故、対象物3を測定する前に分散補償処理を行う従来の方法では、測定中に生じ得る測定系の機械的変動や温度変動による波長分散変動によって、物質分布の推定に影響が生じ得る。そこで、測定中、測定直前または測定直後に遠位端11bにおける光プローブ10の界面での反射を測定して分散補償処理を行うことが好適である。

【0037】

具体的には、遠位端11bにおける光プローブ10の界面で生じる反射光と参照光とを干渉させて光検出器33により検出し、分析部36により、限定された複数の波長帯域で波長スペクトルをフーリエ解析して自己相関関数を計算し、その自己相関関数上の反射ピークの位置が、解析に用いる波長帯域によって変化しないような波長分散の値を推定し、その推定された波長分散を相殺するように数値的に分散を加えることで分散補償処理を行うことが好適である。

10

【0038】

この目的を達成するためには、遠位端11bにおいて光プローブ10の1箇所の界面において、観測可能かつ光検出器33を飽和させない強さの反射光が生じることが望ましい。OCT測定では典型的に-100~-50dBの範囲の反射率を測定することが可能である。そこで、光ファイバ11と集光光学系13との界面、集光光学系13と偏向光学系14との界面、偏向光学系14と緩衝流体17との界面、緩衝流体17とジャケットチューブ16との界面、および、ジャケットチューブ16と外部媒質との界面、のいずれか1つにおいて、-100~-50dBかつ他の界面に比べて10dB以上高い反射が生じることが望ましい。

20

【0039】

ここで、界面での反射率は、遠位端11bにおける光ファイバ11のコアから出射して界面に入射した光パワーに対する、該界面で反射されて光ファイバ11のコアに再結合した光パワーの比率である。従って、界面での反射率は、界面における屈折率変化だけでなく界面の形状にも依存する。偏向光学系14と緩衝流体17との界面、緩衝流体17とジャケットチューブ16との界面、および、ジャケットチューブ16と外部媒質との界面は、いずれも円柱状であるので、その形状の効果で反射率が0~30dB程度低下する。ジャケットチューブ16の外側に存在する外部媒質は、対象物3が血管である場合は、血液または生理食塩水であることが典型的であり、屈折率(典型的な屈折率評価波長である波長589nmでの値、以下同じ。)は1.33である。

30

【0040】

そこで、一つの好適な組み合わせは、ジャケットチューブ16をFEPまたはPFA(屈折率1.34)で構成し、緩衝流体17を生理食塩水(屈折率1.33)とし、光ファイバ11、集光光学系13および偏向光学系14を石英ガラスで構成する組み合わせである。このとき、光ファイバ11と集光光学系13との界面での比屈折率差は0%となり、集光光学系13と偏向光学系14との界面での比屈折率差は0%となり、偏向光学系14と緩衝流体17との界面での比屈折率差は8.99%となり、緩衝流体17とジャケットチューブ16との界面での比屈折率差は0.82%となり、ジャケットチューブ16と外部媒質との界面での比屈折率差は0.82%となる。なお、界面の両側の媒質の屈折率を n_1 、 n_2 としたとき、その界面での比屈折率差は $2(n_1 - n_2) / (n_1 + n_2)$ なる式で定義される。

40

【0041】

この場合、偏向光学系14と緩衝流体17との界面での比屈折率差8.99%は、他の界面に比べて11倍となる。界面における反射率は比屈折率差の2乗に比例するので、偏向光学系14と緩衝流体17との界面での反射率は、他の界面での反射率に比べて21dB以上高い。なお、光ファイバ11、集光光学系13および偏向光学系14それぞれの屈折率が一致しているので、これらの間の界面での反射率は無視できる。この結果、複数の界面での反射がOCT断層画像上で重なることがなく、偏向光学系14と緩衝流体17との界面での反射ピークを明瞭に観測することができ、この反射ピークを用いて波長分散の

50

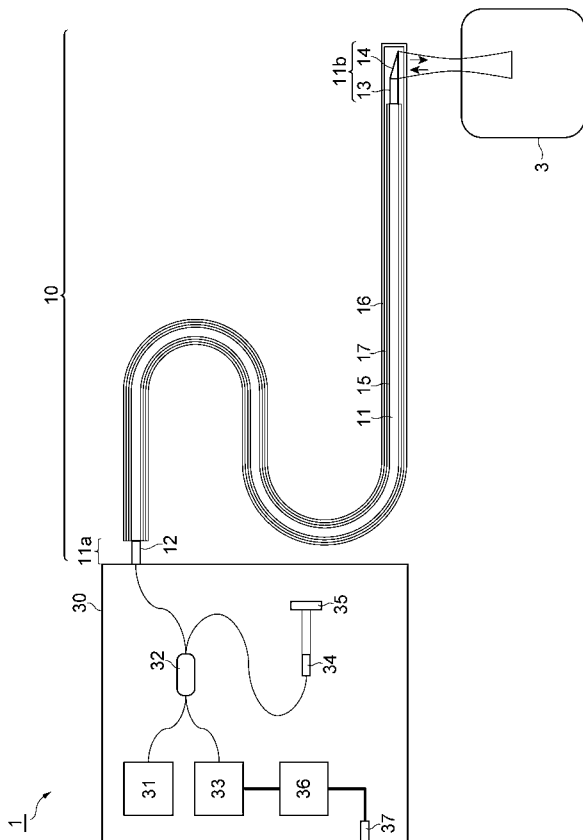
校正を行うことが可能となる。

【符号の説明】

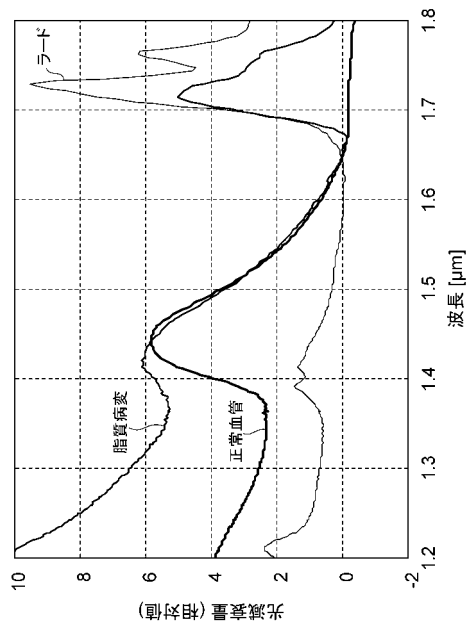
【0042】

1 ... OCT装置、3 ... 対象物、10 ... 光プローブ、11 ... 光ファイバ、11a ... 近位端、11b ... 遠位端、12 ... 光コネクタ、13 ... 集光光学系、14 ... 偏向光学系、15 ... サポートチューブ、16 ... ジャケットチューブ、17 ... 緩衝流体、30 ... 測定部、31 ... 光源、32 ... 光分岐部、33 ... 光検出器、34 ... 光端末、35 ... 反射鏡、36 ... 分析部、37 ... 出力ポート。

【図1】



【図2】



【手続補正書】

【提出日】平成24年8月2日(2012.8.2)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

近位端と遠位端との間で光を伝送する光ファイバと、前記近位端において前記光ファイバと接続されている光コネクタと、前記遠位端において前記光ファイバと接続され、前記光ファイバの前記遠位端から出射される光を集光する集光光学系と、前記遠位端において前記光ファイバと接続され、前記光ファイバの前記遠位端から出射される光を偏向する偏向光学系と、前記光ファイバを包囲して前記光ファイバに沿って延び、前記光ファイバ、前記光コネクタ、前記集光光学系および前記偏向光学系に対して回転自在であるジャケットチューブと、前記ジャケットチューブの内腔に充填された緩衝流体と、を含み、前記光ファイバが $1.53\mu\text{m}$ より短いカットオフ波長を有し、前記光ファイバ、前記集光光学系、前記偏向光学系、ならびに、前記光ファイバの基底モードに結合する光路上にある前記緩衝流体および前記ジャケットチューブが波長帯域 $1.6\mu\text{m}\sim 1.8\mu\text{m}$ において $-2\text{dB}\sim 0\text{dB}$ の光透過率を有する光プローブを用いるとともに、

波長帯域 $1.6\mu\text{m}\sim 1.8\mu\text{m}$ において光を発生させる光源と、前記光源から発せられた光を2分岐して照明光および参照光として出力する光分岐部と、前記波長帯域において光を検出する光検出器と、前記波長帯域において光減衰スペクトルを分析して当該分析結果を画像情報として取得する分析部と、を用い、

前記光分岐部から出力された照明光を前記光ファイバの前記近位端に入射させ前記遠位端から出射させて対象物に照射し、その照射に伴い前記対象物で生じた後方反射光を前記光ファイバの前記遠位端に入射させ前記近位端から出射させて前記光検出器に導くとともに、前記光分岐部から出力された参照光をも前記光検出器に導いて、前記後方反射光と前記参照光とによる干渉光を前記光検出器により検出し、前記分析部により前記後方反射光のスペクトルを分析して前記対象物の内部における物質の分布情報を画像情報として取得する、

ことを特徴とする光学的測定方法。

【請求項2】

前記光ファイバ、前記集光光学系および前記偏向光学系それぞれが、石英ガラスまたはホウケイ酸ガラスで構成され、

前記緩衝流体が、生理食塩水、デキストラン水溶液またはシリコンオイルであり、

前記ジャケットチューブが、FEP、PFA、PTFE、PETまたはナイロンで構成され、

前記偏向光学系と前記緩衝流体との界面および前記緩衝流体と前記ジャケットチューブとの界面のうち一方の界面での比屈折率差が他方の界面での比屈折率差に対して3.2倍以上異なる、

ことを特徴とする請求項1に記載の光学的測定方法。

【請求項3】

前記光分岐部から出力された照明光が前記一方の界面で反射されて前記光検出器に到達した反射光と前記参照光とによる干渉光を前記光検出器により検出し、前記分析部により、前記反射光のスペクトルを限定された波長帯域でフーリエ解析して自己相関関数を遅延時間の関数として計算し、この自己相関関数がピークを持つ遅延時間の前記波長帯域における波長依存性を計算して、前記後方反射光が受ける波長分散の推定値を算出する、ことを特徴とする請求項2に記載の光学的測定方法。

【請求項4】

前記分析部により、前記後方反射光のスペクトルのうち波長範囲 $1.70 \sim 1.75 \mu\text{m}$ に吸収ピークを持つスペクトル成分を抽出し、前記スペクトル成分に基づいて脂質の分布情報を分析して当該分析結果を画像情報として取得する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の光学的測定方法。

【請求項 5】

波長 $1.6 \mu\text{m} \sim 1.8 \mu\text{m}$ の波長範囲にわたってスペクトルが連続的に広がった広帯域の光を照明光および参照光に 2 分岐し、前記照明光を対象物に照射し、前記対象物への前記照明光の照射に応じて生じた後方反射光と前記参照光とを干渉させて光検出器によって検出し、前記光検出器によって検出された光のスペクトルを分析部によって分析して前記対象物の内部における物質の分布情報を画像情報として取得する光学測定の際に、前記照明光および前記後方反射光を伝送する光プローブであって、

近位端と遠位端との間で光を伝送する光ファイバと、

前記近位端において前記光ファイバと接続されている光コネクタと、

前記遠位端において前記光ファイバと接続され、前記光ファイバの前記遠位端から出射される光を集光する集光光学系と、

前記遠位端において前記光ファイバと接続され、前記光ファイバの前記遠位端から出射される光を偏向する偏向光学系と、

前記光ファイバを包囲して前記光ファイバに沿って延び、前記光ファイバ、前記光コネクタ、前記集光光学系および前記偏向光学系に対して回転自在であるジャケットチューブと、

前記ジャケットチューブの内腔に充填された緩衝流体と、

を備え、

前記光ファイバが $1.53 \mu\text{m}$ より短いカットオフ波長を有し、

前記光ファイバ、前記集光光学系、前記偏向光学系、ならびに、前記光ファイバの基底モードに結合する光路上にある前記緩衝流体および前記ジャケットチューブが波長帯域 $1.6 \mu\text{m} \sim 1.8 \mu\text{m}$ において $-2 \text{ dB} \sim 0 \text{ dB}$ の光透過率を有する、

ことを特徴とする光プローブ。

【請求項 6】

前記光ファイバ、前記集光光学系および前記偏向光学系それぞれが、石英ガラスまたはホウケイ酸ガラスで構成され、

前記緩衝流体が、生理食塩水、デキストラン水溶液またはシリコンオイルであり、

前記ジャケットチューブが、FEP、PFA、PTFE、PET またはナイロンで構成され、

前記偏向光学系と前記緩衝流体との界面および前記緩衝流体と前記ジャケットチューブとの界面のうち一方の界面での比屈折率差が他方の界面での比屈折率差に対して 3.2 倍以上異なる、

ことを特徴とする請求項 5 に記載の光プローブ。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

本発明の光プローブは、波長 $1.6 \mu\text{m} \sim 1.8 \mu\text{m}$ の波長範囲にわたってスペクトルが連続的に広がった広帯域の光を照明光および参照光に 2 分岐し、照明光を対象物に照射し、対象物への照明光の照射に応じて生じた後方反射光と参照光とを干渉させて光検出器によって検出し、光検出器によって検出された光のスペクトルを分析部によって分析して対象物の内部における物質の分布情報を画像情報として取得する光学測定の際に、照明光および後方反射光を伝送する光プローブであって、近位端と遠位端との間で光を伝送する光

ファイバと、近位端において光ファイバと接続されている光コネクタと、遠位端において光ファイバと接続され、光ファイバの遠位端から出射される光を集光する集光光学系と、遠位端において光ファイバと接続され、光ファイバの遠位端から出射される光を偏向する偏向光学系と、光ファイバを包囲して光ファイバに沿って延び、光ファイバ、光コネクタ、集光光学系および偏向光学系に対して回転自在であるジャケットチューブと、ジャケットチューブの内腔に充填された緩衝流体と、を備えることを特徴とする。さらに、光ファイバが $1.53 \mu\text{m}$ より短いカットオフ波長を有し、光ファイバ、集光光学系、偏向光学系、ならびに、光ファイバの基底モードに結合する光路上にある緩衝流体およびジャケットチューブが波長帯域 $1.6 \mu\text{m} \sim 1.8 \mu\text{m}$ において $-2 \text{ dB} \sim 0 \text{ dB}$ の光透過率を有することを特徴とする。

【手続補正書】

【提出日】平成24年9月3日(2012.9.3)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

近位端と遠位端との間で光を伝送する光ファイバと、前記近位端において前記光ファイバと接続されている光コネクタと、前記遠位端において前記光ファイバと接続され、前記光ファイバの前記遠位端から出射される光を集光する集光光学系と、前記遠位端において前記光ファイバと接続され、前記光ファイバの前記遠位端から出射される光を偏向する偏向光学系と、前記光ファイバを包囲して前記光ファイバに沿って延び、前記光ファイバ、前記光コネクタ、前記集光光学系および前記偏向光学系に対して回転自在であるジャケットチューブと、前記ジャケットチューブの内腔に充填された緩衝流体と、を含み、前記光ファイバが $1.53 \mu\text{m}$ より短いカットオフ波長を有し、前記光ファイバ、前記集光光学系、前記偏向光学系、ならびに、前記光ファイバの基底モードに結合する光路上にある前記緩衝流体および前記ジャケットチューブが波長帯域 $1.6 \mu\text{m} \sim 1.8 \mu\text{m}$ において $-2 \text{ dB} \sim 0 \text{ dB}$ の光透過率を有し、前記光ファイバ、前記集光光学系および前記偏向光学系それぞれが、石英ガラスまたはホウケイ酸ガラスで構成され、前記緩衝流体が、生理食塩水、デキストラン水溶液またはシリコンオイルであり、前記ジャケットチューブが、FEP、PFA、PTFE、PETまたはナイロンで構成され、前記偏向光学系と前記緩衝流体との界面および前記緩衝流体と前記ジャケットチューブとの界面のうち一方の界面での比屈折率差が他方の界面での比屈折率差に対して3.2倍以上異なる光プローブを用いるとともに、

波長帯域 $1.6 \mu\text{m} \sim 1.8 \mu\text{m}$ において光を発生させる光源と、前記光源から発せられた光を2分岐して照明光および参照光として出力する光分岐部と、前記波長帯域において光を検出する光検出器と、前記波長帯域において光減衰スペクトルを分析して当該分析結果を画像情報として取得する分析部と、を用い、

前記光分岐部から出力された照明光を前記光ファイバの前記近位端に入射させ前記遠位端から出射させて対象物に照射し、その照射に伴い前記対象物で生じた後方反射光を前記光ファイバの前記遠位端に入射させ前記近位端から出射させて前記光検出器に導くとともに、前記光分岐部から出力された参照光をも前記光検出器に導いて、前記後方反射光と前記参照光とによる干渉光を前記光検出器により検出し、前記分析部により前記後方反射光のスペクトルを分析して前記対象物の内部における物質の分布情報を画像情報として取得する、

ことを特徴とする光学的測定方法。

【請求項2】

前記光分岐部から出力された照明光が前記一方の界面で反射されて前記光検出器に到達

した反射光と前記参照光とによる干渉光を前記光検出器により検出し、前記分析部により、前記反射光のスペクトルを限定された波長帯域でフーリエ解析して自己相関関数を遅延時間の関数として計算し、この自己相関関数がピークを持つ遅延時間の前記波長帯域における波長依存性を計算して、前記後方反射光が受ける波長分散の推定値を算出する、ことを特徴とする請求項1に記載の光学的測定方法。

【請求項3】

前記分析部により、前記後方反射光のスペクトルのうち波長範囲1.70～1.75 μmに吸収ピークを持つスペクトル成分を抽出し、前記スペクトル成分に基づいて脂質の分布情報を分析して当該分析結果を画像情報として取得する、ことを特徴とする請求項1に記載の光学的測定方法。

【請求項4】

波長1.6 μm～1.8 μmの波長範囲にわたってスペクトルが連続的に広がった広帯域の光を照明光および参照光に2分岐し、前記照明光を対象物に照射し、前記対象物への前記照明光の照射に応じて生じた後方反射光と前記参照光とを干渉させて光検出器によって検出し、前記光検出器によって検出された光のスペクトルを分析部によって分析して前記対象物の内部における物質の分布情報を画像情報として取得する光学測定の際に、前記照明光および前記後方反射光を伝送する光プローブであって、

近位端と遠位端との間で光を伝送する光ファイバと、

前記近位端において前記光ファイバと接続されている光コネクタと、

前記遠位端において前記光ファイバと接続され、前記光ファイバの前記遠位端から出射される光を集光する集光光学系と、

前記遠位端において前記光ファイバと接続され、前記光ファイバの前記遠位端から出射される光を偏向する偏向光学系と、

前記光ファイバを包囲して前記光ファイバに沿って延び、前記光ファイバ、前記光コネクタ、前記集光光学系および前記偏向光学系に対して回転自在であるジャケットチューブと、

前記ジャケットチューブの内腔に充填された緩衝流体と、

を備え、

前記光ファイバが1.53 μmより短いカットオフ波長を有し、

前記光ファイバ、前記集光光学系、前記偏向光学系、ならびに、前記光ファイバの基底モードに結合する光路上にある前記緩衝流体および前記ジャケットチューブが波長帯域1.6 μm～1.8 μmにおいて-2 dB～0 dBの光透過率を有し、

前記光ファイバ、前記集光光学系および前記偏向光学系それぞれが、石英ガラスまたはホウケイ酸ガラスで構成され、

前記緩衝流体が、生理食塩水、デキストラン水溶液またはシリコンオイルであり、

前記ジャケットチューブが、FEP、PFA、PTFE、PETまたはナイロンで構成され、

前記偏向光学系と前記緩衝流体との界面および前記緩衝流体と前記ジャケットチューブとの界面のうち一方の界面での比屈折率差が他方の界面での比屈折率差に対して3.2倍以上異なる、

ことを特徴とする光プローブ。

フロントページの続き

(72)発明者 平野 充遥

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

(72)発明者 田中 正人

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

Fターム(参考) 2G059 AA05 AA06 BB12 CC16 EE09 FF01 HH01 HH06 JJ13 JJ15
JJ17 JJ22 KK01 MM01
4C161 AA22 BB04 CC06 DD03 FF46 GG01 HH54