

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B1)

(11) 特許番号

特許第5522305号
(P5522305)

(45) 発行日 平成26年6月18日(2014.6.18)

(24) 登録日 平成26年4月18日(2014.4.18)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
G 0 1 N 21/17 (2006.01) G 0 1 N 21/17 6 2 5

請求項の数 4 (全 17 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2013-196894 (P2013-196894)</p> <p>(22) 出願日 平成25年9月24日 (2013.9.24)</p> <p>審査請求日 平成26年1月14日 (2014.1.14)</p> <p>早期審査対象出願</p>	<p>(73) 特許権者 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</p> <p>(74) 代理人 100088155 弁理士 長谷川 芳樹</p> <p>(74) 代理人 100113435 弁理士 黒木 義樹</p> <p>(74) 代理人 100136722 弁理士 ▲高▼木 邦夫</p> <p>(74) 代理人 100110582 弁理士 柴田 昌聰</p> <p>(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</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光学的測定システムおよびその作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の組織を含む測定対象物からの後方反射光と参照光とが干渉してなる干渉光のスペクトルを測定する干渉光学系と、この干渉光のスペクトルを分析する分析部と、を備える光学的測定システムの作動方法において、

前記分析部が、

干渉光学系を用いて測定対象物からの後方反射光と参照光とが干渉してなる干渉光のスペクトルを取得する取得ステップと、

取得された前記干渉光のスペクトルに基づいて、OCTにより前記測定対象物の2次元の反射率画像を作成する反射率画像作成ステップと、

作成された前記反射率画像における輝度分布に基づいて、前記反射率画像において前記複数の組織それぞれが占める領域および前記複数の組織の間の境界を抽出する抽出ステップと、

抽出された前記領域および前記境界に基づいて、解析対象範囲および空間平均化範囲を設定する設定ステップと、

設定された前記解析対象範囲内の各画素に対して、分光OCTにより得た構成成分の濃度分布を前記各画素を含む前記空間平均化範囲で平均化して前記各画素における構成成分の濃度とすることにより、前記複数の組織それぞれにおける構成成分の濃度分布を計算する計算ステップと、

抽出された前記領域および計算された前記構成成分の濃度分布に基づいて、組織の種類

を分類する分類ステップと、

分類された前記組織の種類に基づいて組織分類画像を生成する組織分類画像生成ステップと、

を行う

光学的測定システムの作動方法。

【請求項 2】

前記干渉光学系が $1.70 \sim 1.75 \mu\text{m}$ を含む波長帯において干渉光のスペクトルを測定し、

前記構成成分は脂質である、

請求項 1 に記載の 光学的測定システムの作動方法。

10

【請求項 3】

複数の組織を含む測定対象物からの後方反射光と参照光とが干渉してなる干渉光のスペクトルを測定する干渉光学系と、この干渉光のスペクトルを分析する分析部と、を備え、前記分析部が、

干渉光学系を用いて測定対象物からの後方反射光と参照光とが干渉してなる干渉光のスペクトルを取得し、

取得された前記干渉光のスペクトルに基づいて、OCTにより前記測定対象物の2次元の反射率画像を生成し、

生成された前記反射率画像における輝度分布に基づいて、前記反射率画像において前記複数の組織それぞれが占める領域および前記複数の組織の間の境界を抽出し、

20

抽出された前記領域および前記境界に基づいて、解析対象範囲および空間平均化範囲を設定し、

設定された前記解析対象範囲内の各画素に対して、分光OCTにより得た構成成分の濃度分布を前記各画素を含む前記空間平均化範囲で平均化して前記各画素における構成成分の濃度とすることにより、前記複数の組織それぞれにおける構成成分の濃度分布を計算し

、抽出された前記領域および計算された前記構成成分の濃度分布に基づいて、組織の種類を分類し、

分類された前記組織の種類に基づいて組織分類画像を生成する、

光学的測定システム。

30

【請求項 4】

前記干渉光学系が $1.70 \sim 1.75 \mu\text{m}$ を含む波長帯において干渉光のスペクトルを測定し、

前記構成成分は脂質である、

請求項 3 に記載の光学的測定システム。

【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) の手法を用いて生体組織などを測定するための 光学的測定システムおよびその作動方法に関するものである。

40

【背景技術】

【0002】

生体組織などの測定対象物の断層構造を測定する手法として光干渉断層撮像 (OCT) が知られている。OCTは、測定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、測定光の光路上の反射率の分布を測定する技術である。

【0003】

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、血管の断面内の反射

50

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と期待される。特許文献1、2には、OCT画像から、減衰係数や後方散乱係数を算出し、これらの値に基づいてプラークの組成を分類する方法が開示されている。

【0004】

プラークの組成を識別し、それに基づいて最適な治療を選択することにより、治療時の合併症のリスクや治療後の病変再発のリスクを低減し、患者の生命予後を改善することができる。

【0005】

また、プラークの光減衰の波長スペクトルは、正常な血管組織のそれと異なるので、分光学的な波長スペクトルの情報を用いることも、プラークの組成を識別する上で有効である。特許文献3には、OCTと共通の光学系を用いてOCT画像とともに分光学的な波長スペクトルの情報を取得することにより、プラークを識別する精度を高められることが開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】米国特許第7,865,231号明細書

【特許文献2】特表2011-521747号公報

【特許文献3】特表2009-509694号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】C. Xu et al. Optics Express Vol.12, No.20, pp.4790-4803 (2004)

【非特許文献2】Z. Wang et al. Journal of Biomedical Optics Vol.15, No.6, pp.061711-1~10 (2010)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかし、特許文献3に記載されている従来技術では、OCTに特有のスペckルノイズによって光減衰値の測定精度が低下する問題がある。スペckルノイズは、光を干渉させて検出することに起因するノイズであり、OCTの画像の輝度をランダムに変調させる。光減衰値は、深さに対するOCT画像輝度の関数の傾きとして算出されるので、スペckルノイズの影響を受ける。

【0009】

スペckルノイズを低減する上では、OCT画像輝度を空間的に平均化することが有効であることが知られている。ただし、血管組織やプラークの境界部では画像輝度が急峻に変化するので、この部分で平均化を行なうと誤差を生じやすい。

【0010】

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のスペckルノイズによる誤差の影響を低減することができ測定対象物を高精度に測定することができる光学的測定システムおよびその作動方法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】

【0011】

本発明の光学的測定システムの作動方法は、複数の組織を含む測定対象物からの後方反射光と参照光とが干渉してなる干渉光のスペckルを測定する干渉光学系と、この干渉光のスペckルを分析する分析部と、を備える光学的測定システムの作動方法において、前記分析部が、干渉光学系を用いて測定対象物からの後方反射光と参照光とが干渉してなる干渉光のスペckルを取得する取得ステップと、取得された前記干渉光のスペckルに基づいて、OCTにより前記測定対象物の2次元の反射率画像を作成する反射率画像作成ス

10

20

30

40

50

テップと、作成された前記反射率画像における輝度分布に基づいて、前記反射率画像において前記複数の組織それぞれが占める領域および前記複数の組織の間の境界を抽出する抽出ステップと、抽出された前記領域および前記境界に基づいて、解析対象範囲および空間平均化範囲を設定する設定ステップと、設定された前記解析対象範囲内の各画素に対して、分光OCTにより得た構成成分の濃度分布を前記各画素を含む前記空間平均化範囲で平均化して前記各画素における構成成分の濃度とすることにより、前記複数の組織それぞれにおける構成成分の濃度分布を計算する計算ステップと、抽出された前記領域および計算された前記構成成分の濃度分布に基づいて、組織の種類を分類する分類ステップと、分類された前記組織の種類に基づいて組織分類画像を生成する組織分類画像生成ステップと、を行う。

10

【0012】

本発明の光学的測定システムは、複数の組織を含む測定対象物からの後方反射光と参照光とが干渉してなる干渉光のスペクトルを測定する干渉光学系と、この干渉光のスペクトルを分析する分析部と、を備え、前記分析部が、干渉光学系を用いて測定対象物からの後方反射光と参照光とが干渉してなる干渉光のスペクトルを取得し、取得された前記干渉光のスペクトルに基づいて、OCTにより前記測定対象物の2次元の反射率画像を生成し、生成された前記反射率画像における輝度分布に基づいて、前記反射率画像において前記複数の組織それぞれが占める領域および前記複数の組織の間の境界を抽出し、抽出された前記領域および前記境界に基づいて、解析対象範囲および空間平均化範囲を設定し、設定された前記解析対象範囲内の各画素に対して、分光OCTにより得た構成成分の濃度分布を前記各画素を含む前記空間平均化範囲で平均化して前記各画素における構成成分の濃度とすることにより、前記複数の組織それぞれにおける構成成分の濃度分布を計算し、抽出された前記領域および計算された前記構成成分の濃度分布に基づいて、組織の種類を分類し、分類された前記組織の種類に基づいて組織分類画像を生成する。

20

【0013】

本発明では、前記干渉光学系が $1.70 \sim 1.75 \mu\text{m}$ を含む波長帯において干渉光のスペクトルを測定し、前記構成成分は脂質であるのが好適である。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、OCTのスペックルノイズによる誤差の影響を低減することができ測定対象物を高精度に測定することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0015】

【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。

【図3】本実施形態の光学的測定方法のフローを示す図である。

【図4】組織の種類を分類する表である。

【図5】反射率画像作成ステップS2で作成された反射率画像を示す図である。

【図6】抽出ステップS3で抽出された境界を破線で表示してOCT反射率画像に重ねて示す図である。

40

【図7】設定ステップS4で設定された分光OCTの解析対象範囲および空間平均化範囲を示す図である。

【図8】計算ステップS5で分光OCTの計算の結果、脂質であると判定される領域を示す図である。

【図9】分類ステップS6による組織の種類を分類の結果を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

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

50

、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。

【0017】

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。

【0018】

光プローブ10は、近位端11aと遠位端11bとの間で光を送る光ファイバ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、集光光学系13および偏向光学系14を包埋するキャップ15と、光ファイバ11を包囲して光ファイバ11に沿って延びるサポートチューブ16およびジャケットチューブ17と、を備える。

10

【0019】

光コネクタ12は測定部30の一部であるプローブ回転移動機構38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キャップ15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。

【0020】

20

光ファイバ11は、1 ~ 3 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。

【0021】

光ファイバ11の遠位端11b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14として機能する。集光光学系13および偏向光学系14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。

30

【0022】

GRINレンズ (集光光学系13および偏向光学系14) 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、GRINレンズの軸に対して35 ~ 44度傾いた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。

40

【0023】

キャップ15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、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。キャップ15は、集光光学系13と屈折率が略等しく、集光光学系13と密着することによりGRINレンズの光出射面での反射を低減する機能を有する。また、キャップ15は、集光光学系13および偏向光学系14を機械的に保護するとともに、偏向光学系14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も有する。

【0024】

光ファイバ11はサポートチューブ16の内腔に収納されている。サポートチューブ1

50

6は、光ファイバ11の先端部および光コネクタ12に固定されている。その結果、光コネクタ12を回転させると、それと共にサポートチューブ16も回転し、さらに回転トルクが光ファイバ11に伝達され、光ファイバ11、集光光学系13、偏向光学系14、キャップ15およびサポートチューブ16が一体となって回転する。それにより、光ファイバ11だけを回転させた場合に比べて、光ファイバ11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の破断を防ぐことができる。

【0025】

サポートチューブ16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16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。

10

【0026】

光ファイバ11、集光光学系13、偏向光学系14、キャップ15およびサポートチューブ16は、ジャケットチューブ17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14から出射され、キャップ15およびジャケットチューブ17を透過して、対象物3へ照射される。

【0027】

ジャケットチューブ17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、30～100μmの厚さを有し、波長1.6～1.8μmにおける透過損失が2dB以下となる透明度を有する。OCT測定では、空間分解能は通常は30μm以下であり、ジャケットチューブ17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ので、ジャケットチューブ17の厚さはOCT測定の空間分解能よりも厚いことが望ましい。

20

【0028】

ジャケットチューブ17の内腔は気体または液体が充填される。気体としては、空気、窒素、二酸化炭素等が、不活性であり入手が容易であることから好ましい。液体としては、シリコンオイル、生理食塩水、デキストラン水溶液が、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チューブ17の外に漏出しても生体に及ぼす危害が少ないので好ましい。

30

【0029】

測定部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、光検出器33により検出された光のスペクトルを分析する分析部36と、分析部36による分析の結果を出力する出力ポート37と、光分岐部32から到達した照明光を光プローブ10に結合する光プローブ回転移動機構38と、を備える。

【0030】

40

測定部30において光源31から出力された光は、光分岐部32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32から出力された照明光は、光プローブ回転移動機構38および光コネクタ12を経て光ファイバ11の近位端11aに入射され、光ファイバ11により導光されて遠位端11bから出射されて、集光光学系13、偏向光学系14およびキャップ15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15、偏向光学系14および集光光学系13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から出射されて、光コネクタ12、光プローブ回転移動機構38および光分岐部32を経て光検出器33に結合される。

【0031】

50

光分岐部 3 2 から出力された参照光は、光端末 3 4 から出射されて反射鏡 3 5 で反射され、光端末 3 4 および光分岐部 3 2 を経て検出器 3 3 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 3 3 において干渉し、この干渉光が光検出器 3 3 により検出される。干渉光のスペクトルは分析部 3 6 に入力される。分析部 3 6 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、画像信号として信号出力ポート 3 7 から出力される。

【 0 0 3 2 】

本実施形態においては、測定部 3 0 において、光源 3 1 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。

10

【 0 0 3 3 】

干渉光のスペクトルは、対象物 3 の光路上の脂質による光吸収によって変調を受けるだけでなく、後方反射された光と参照光との干渉によっても変調を受ける。従って、干渉光のスペクトルを解析することにより、対象物 3 中の反射率分布および脂質の分布の両方の情報を取得することができる。このような手法は分光 OCT として知られており、非特許文献 1 に開示されている。

20

【 0 0 3 4 】

分光 OCT では、干渉光のスペクトルを複数の帯域に分割して各帯域でフーリエ解析した結果を、予め取得されている物質固有の波長スペクトルと未知の物質濃度分布とからなるモデルにフィッティングすることで、未知の物質濃度分布を得ることができる。また、反射率分布の情報は、干渉光のスペクトル全体をフーリエ解析することで取得することができる。従って、分析部 3 6 において、通常のコットにより対象物 3 の反射率分布の画像を取得するとともに、分光 OCT による解析を行なうことにより対象物 3 の脂質分布の画像を取得することができる。

【 0 0 3 5 】

ただし、分光 OCT では、干渉光のスペクトルは、物質による光吸収によって変調を受けるだけでなく、後方反射光と参照光との干渉によっても変調を受けることから、干渉に起因するスペクトル雑音の影響を受けやすい。非特許文献 1 では、雑音の影響を低減するための方法として、平滑化係数を導入する方法が開示されている。平滑化係数の導入は、本質的には空間的な平均化に相当する。ただし、空間平均化には、平均化を行なう範囲が狭すぎると平均化の効果が小さく、逆に平均化範囲が広すぎてブランクの大きさを越えてしまうとブランクを見落としてしまう、という問題がある。また、ブランクと正常血管との境界に空間平均化を適用すると、異なる性状のデータを平均化することにより、誤判定が生じうる。

30

【 0 0 3 6 】

一方、反射率を画像化する通常のコットでは、反射率の異なる組織は画像上で輝度が異なる領域として描出され、屈折率の異なる組織の境界部は高輝度の線として描出される。それ故、通常のコットで取得される反射率分布画像は、異なる組織の領域や組織の境界を抽出することに用いることができる。そこで、通常のコットにより取得された反射率分布画像から抽出された組織の領域や境界に基づいて、分光 OCT で空間平均化を行なって解析する画像範囲を設定することができる。

40

【 0 0 3 7 】

図 3 は、本実施形態の光学的測定方法のフローを示す図である。取得ステップ S 1 において、OCT 装置 1 の干渉光学系を用いて測定対象物 3 からの後方反射光と参照光とが干渉してなる干渉光のスペクトルを取得する。分析部 3 6 は、内蔵するプログラムに従って

50

、取得した干渉光スペクトルに基づいて以下の処理を行う。

【 0 0 3 8 】

反射率画像作成ステップ S 2 において、取得ステップ S 1 で取得された干渉光スペクトルに基づいて、通常の OCT により測定対象物 3 の 2 次元の反射率画像を作成する。反射率画像作成に際しては、干渉光のスペクトルに対して、波数空間へのマッピング処理や分散補償処理などを行ない、離散フーリエ変換を行なって断層画像を作成する。

【 0 0 3 9 】

抽出ステップ S 3 において、反射率画像作成ステップ S 2 で作成された反射率画像における輝度分布に基づいて、反射率画像において測定対象物 3 の複数の組織それぞれが占める領域および複数の組織の間の境界を抽出する。領域および境界の抽出に際しては、エッジ検出処理による境界の抽出や、輝度の値およびテクスチャーが近い隣接画素を同種組織領域として一つのかたまりにまとめるセグメンテーション処理を行なう。これらの処理については、例えば非特許文献 2 に開示されている。

10

【 0 0 4 0 】

設定ステップ S 4 において、抽出ステップ S 3 で抽出された領域および境界に基づいて、次の計算ステップ S 5 の計算の際の解析対象範囲および空間平均化範囲を設定する。具体的には、抽出された同種組織領域の大きさを超えない範囲で空間平均化の画素範囲を設定する。より好ましくは同種組織領域の面積の 9 % ~ 1 0 0 % を空間平均化の範囲とすることが望ましい。これより小さいと、平均化される画素の数が少なく平均化の効果が小さくなる。また、これより大きいと、異種組織の領域を混合して平均化することにより、誤判定が生じうる。上記の範囲で空間平均化を行なうことにより、雑音の影響を最も効果的に低減して精度よく組織の性状を判定することができる。また、抽出された境界に基づき、境界の該当する画素と、その画素を中心とする空間平均化範囲が境界を含む画素は、分光 OCT の解析対象から除外し、正常・異常の判別を行なわない。これにより、境界に起因する誤判定を低減することができる。

20

【 0 0 4 1 】

計算ステップ S 5 において、設定ステップ S 4 で設定された解析対象範囲および空間平均化範囲に基づいて、分光 OCT により複数の組織それぞれにおける構成成分の濃度分布を計算する。具体的には、脂質や正常血管などの既知物質の単位量あたりの光減衰スペクトルを予め取得して分析部 3 6 の内部に保持しておき、非特許文献 1 に記載されている方法または同種の方法により、測定されたスペクトルを既知物質のスペクトルに分解することで、既知物質の量を推定する。推定された既知物質の量に基づいて、画素に輝度または色を割り当て、画像化する。

30

【 0 0 4 2 】

分類ステップ S 6 において、抽出ステップ S 3 で抽出された領域および計算ステップ S 5 で計算された構成成分の濃度分布に基づいて、組織の種類进行分类する。具体的には、図 4 に示されるように、波長 1.7 μm 帯を用いた分光 OCT により、分光学的特徴に基づいて脂質を検出することができるので、分光 OCT で脂質が検出された領域は脂質であると分類する。それ以外の領域については、石灰化病変は OCT 反射率画像において輝度が低いことが知られているので、相対的に輝度の低い領域は石灰化病変であると分類する。それ以外の領域については、正常血管であると分類するが、血管内腔へ突出した形状を有する領域は血栓であると分類する。なお、血管内腔は、抽出ステップ S 3 において境界を検出する処理の際に識別することが可能である。反射率画像及び分光 OCT の結果から組織の分類を決定する分類表は、分析部 3 6 に保持されている。

40

【 0 0 4 3 】

組織分類画像生成ステップ S 7 において、分類ステップ S 6 で分類された組織の種類に基づいて組織分類画像を生成する。このとき、分類された組織の種類に応じて、異なる色、輝度、テクスチャーを割り当てて、画像として表示する。組織の種類と表示色、輝度、テクスチャーの対応表は、分析部 3 6 の内部に保持される。より好ましくは、医師が従来より慣れ親しんでいる OCT 反射率の断層画像とほぼ同時に、組織の種類を示す断

50

層画像を提示する。ほぼ同時に提示する方法として、2種類の画像を並べて表示する方法や、2種類の画像の一方を半透明化して他方の画像に重ねる方法等が、視認しやすく好適である。より好ましくは、OCT装置上あるいは画面上に、表示方法を切り替えるスイッチを備え、このスイッチ操作によって並べる表示と重ねる表示とを切り替えることで、閲覧者がより視認しやすい方法を選択することが可能となる。

【0044】

次に、図5～図9を用いて、ブタの血管を測定対象物とした場合の測定の具体例を説明する。これらの図は、ブタの血管のOCT画像に基づいて病変部に対応する範囲を加工して追加した画像である。

【0045】

図5は、反射率画像作成ステップS2で作成された反射率画像を示す図である。画像の中央にOCTカテーテルがあり、OCTカテーテルの周囲が血管の内腔であり、その周囲が血管壁である。血管壁では測定光が後方反射され反射率が高いので、OCT反射率画像では高い輝度(図中では白色)で表示される。

【0046】

図6は、抽出ステップS3で抽出された境界を破線で表示してOCT反射率画像に重ねて示す図である。血管壁の表面は、輝度が急峻に変化するので、エッジとして検出される。また、血管深部でOCT信号がノイズフロア以下に落ちる位置も、ノイズフロアとOCT信号との輝度の違いにより境界として検出される。また、中心位置に対して左下および左にある輝度が低い領域は、病変候補の領域であり、輝度の変化に基づいて境界が検出される。

【0047】

図7は、設定ステップS4で設定された分光OCTの解析対象範囲および空間平均化範囲を示す図である。前のステップで抽出された境界、および、境界の両側の $\pm 40 \mu\text{m}$ の範囲は、分光OCTの解析範囲から除外される範囲として、太線で示されている。OCT測定の空間分解能は典型的には $15 \mu\text{m}$ 程度であるが、分光OCTでは波長依存性を解析するために波長帯域を5つ程度に分割して解析するので、空間分解能が5倍程度粗くなって $75 \mu\text{m}$ 程度となる。それ故、境界を中心として空間分解能よりも大きな $80 \mu\text{m}$ の幅の領域($\pm 40 \mu\text{m}$)を分光OCTの解析範囲から除外することが好ましい。また、図7の右下には、分光OCTの解析において空間平均化を行なう範囲の大きさを円で示す。この範囲は、前のステップで抽出された病変候補に内接できる大きさの範囲として設定され、病変候補の領域の約25%の面積を有する。

【0048】

図8は、計算ステップS5で分光OCTの計算の結果、脂質であると判定される領域を示す図である。分光OCTでは、脂質、正常血管、それ以外(解析対象外の領域も含む)の3通りに分類される。このうち、脂質であると分類された領域をハッチングで示す。

【0049】

図9は、分類ステップS6による組織の種類分類の結果を示す図である。抽出ステップS3で病変候補として抽出された、中心位置に対して左下および左にある2つの領域のうち、前者については、計算ステップS5の分光OCTにおいて脂質が検出されなかったため、石灰化病変であると分類される。後者については、脂質が検出されているので、病変候補として抽出された領域全体を脂質病変であると分類する。

【0050】

以上のように、本実施形態によれば、OCTのスペックルノイズによる誤差の影響を低減することができ測定対象物を高精度に測定することができる。また、生体組織内(特に血管組織)の脂質および他の病変を精度よく識別することができる。

【符号の説明】

【0051】

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...キ

10

20

30

40

50

ャップ、16...サポートチューブ、17...ジャケットチューブ、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、38...プローブ回転移動機構。

【要約】

【課題】OCTのスペックルノイズによる誤差の影響を低減することができ測定対象物を高精度に測定することができる光学的測定方法等を提供する。

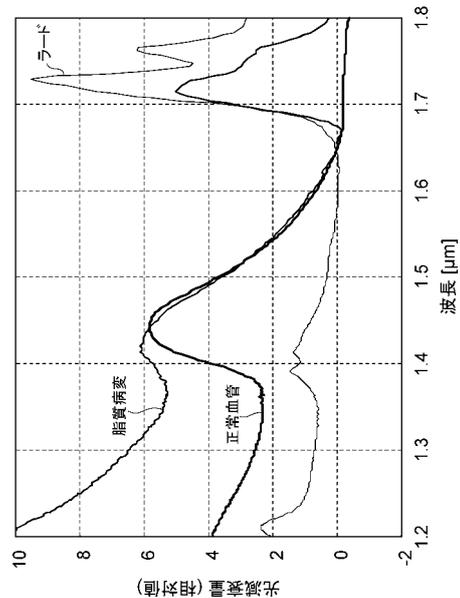
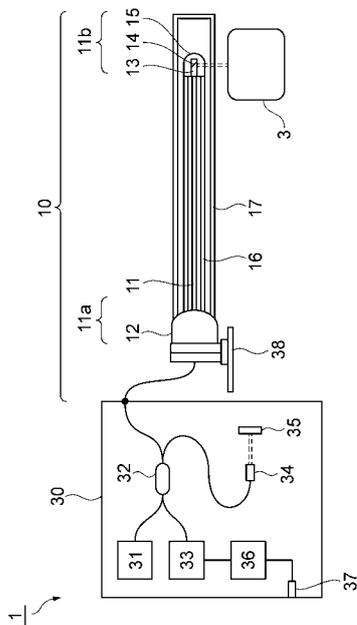
【解決手段】本発明の光学的測定方法は、測定対象物からの後方反射光と参照光とが干渉してなる干渉光のスペクトルを取得し、前記干渉光スペクトルに基づいてOCTにより前記測定対象物の2次元の反射率画像を作成し、前記反射率画像において前記測定対象物の複数の組織それぞれが占める領域および前記複数の組織の間の境界を抽出し、前記領域および前記境界に基づいて解析対象範囲および空間平均化範囲を設定し、前記解析対象範囲および前記空間平均化範囲に基づいて分光OCTにより前記複数の組織それぞれにおける構成成分の濃度分布を計算し、前記領域および計算された前記構成成分の濃度分布に基づいて組織の種類を分類して組織分類画像を生成する。

10

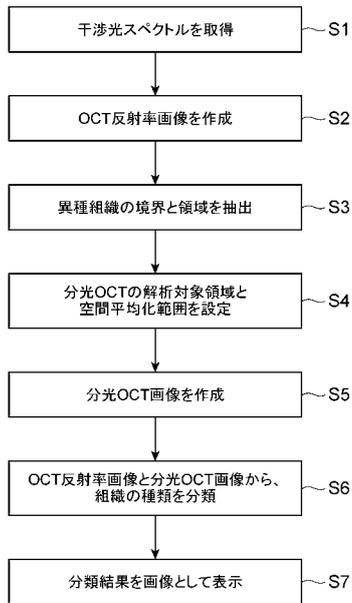
【選択図】図3

【図1】

【図2】



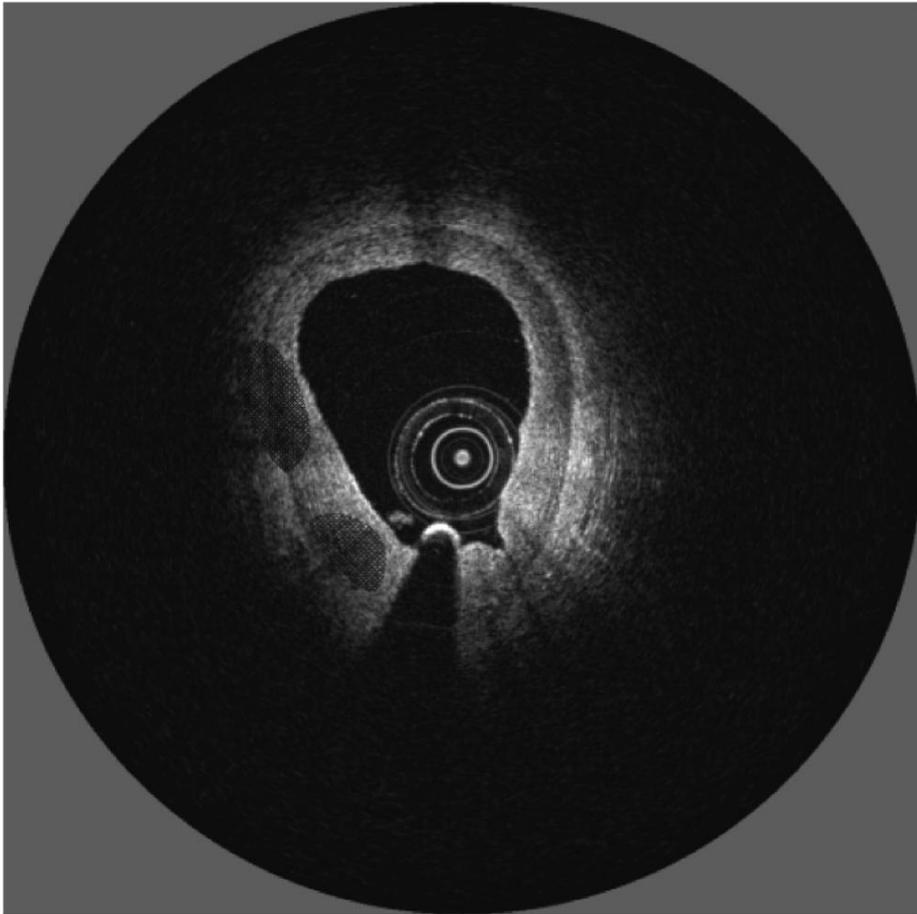
【 図 3 】



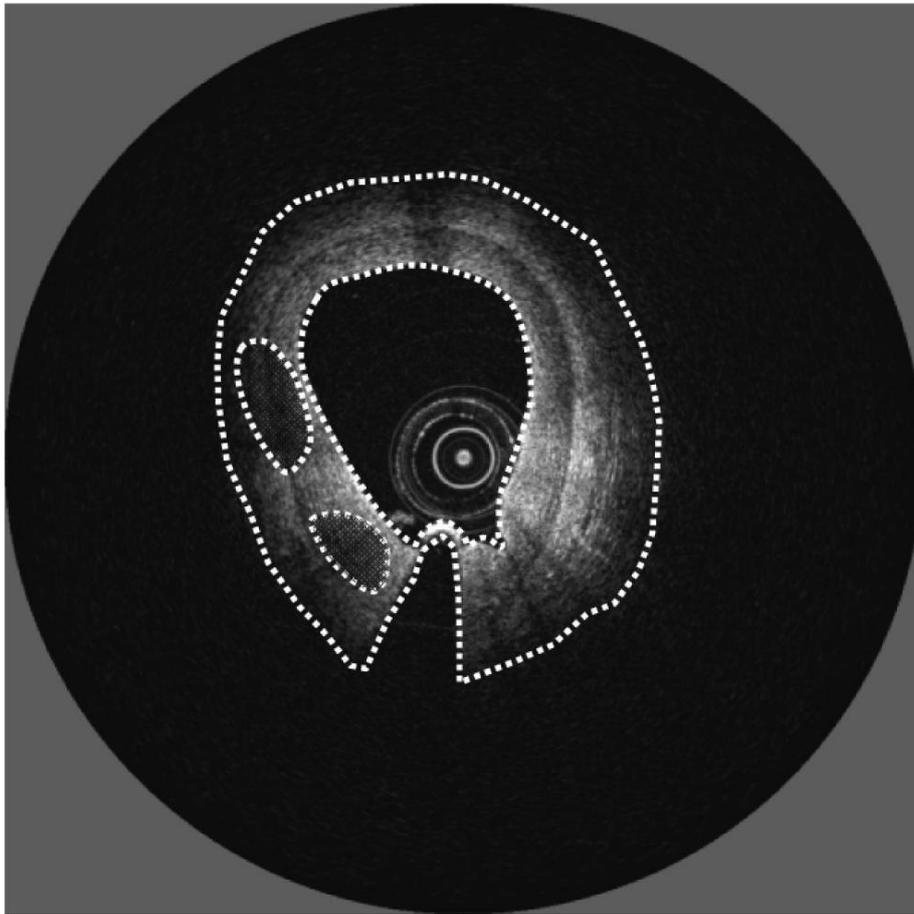
【 図 4 】

		分光OCT	
		脂質あり	脂質なし
OCT反射率画像	低輝度	脂質	石灰化
	高輝度	脂質	正常・血栓

【 図 5 】



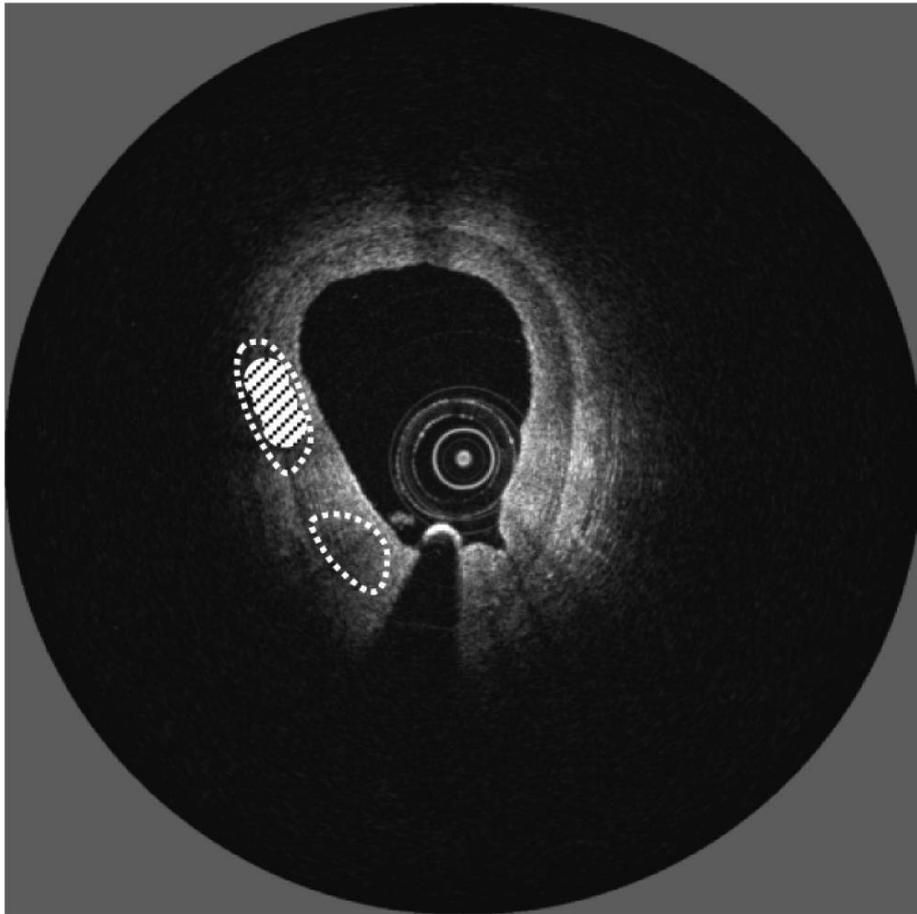
【図6】



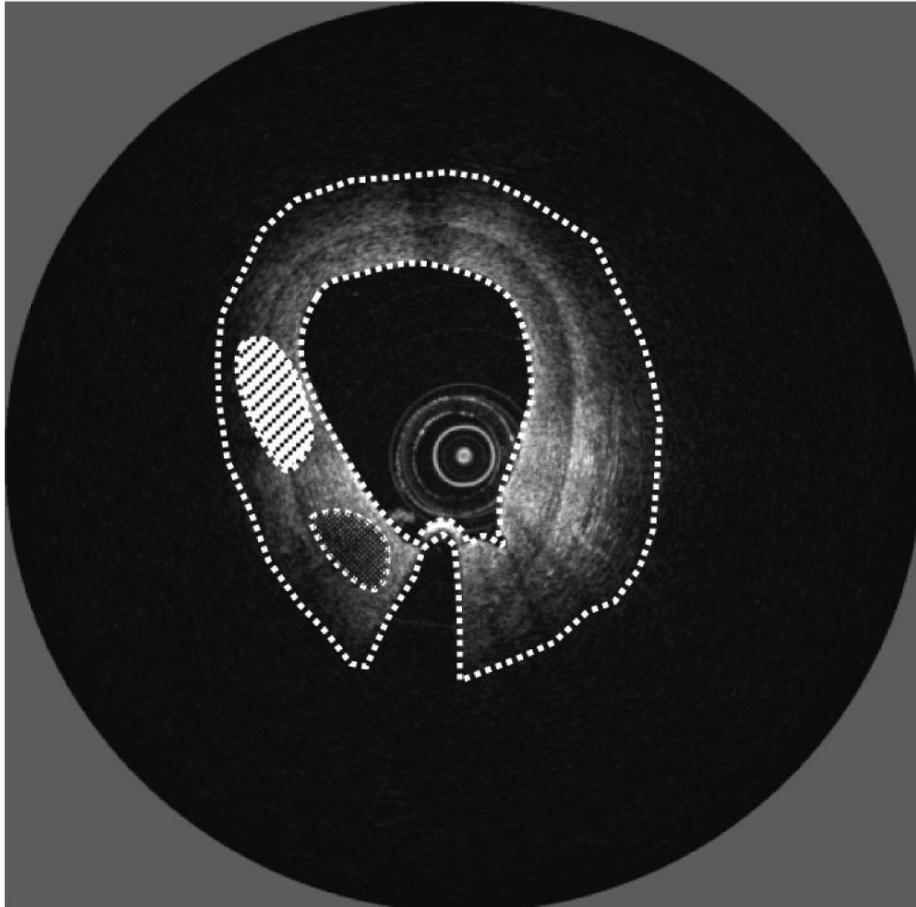
【 図 7 】



【 図 8 】



【図9】



フロントページの続き

- (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
- (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 外崎 省三
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 上野 貴裕
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

審査官 濱本 禎広

- (56)参考文献 特開2011-125569(JP,A)
特開平11-337475(JP,A)
特開2011-095005(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B1/00-1/32
G01N21/17
A61B10/00