

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2013年8月22日(22.08.2013)



(10) 国際公開番号
WO 2013/121602 A1

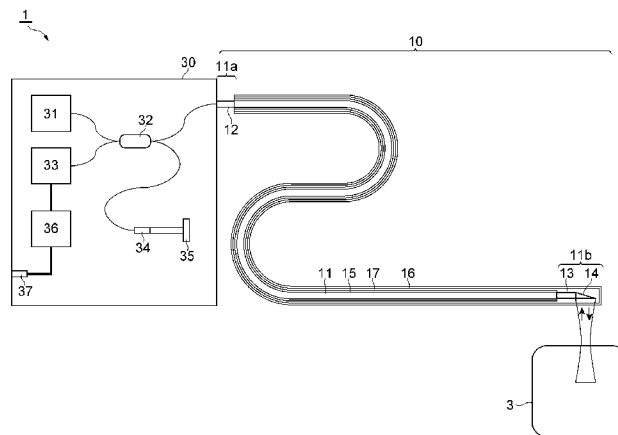
- (51) 国際特許分類:
G01N 21/17 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/068605
- (22) 国際出願日: 2012年7月23日(23.07.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-030956 2012年2月15日(15.02.2012) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 住友電気工業株式会社(SUMITOMO ELECTRIC INDUSTRIES, LTD.) [JP/JP]; 〒5410041 大阪府大阪市中央区北浜四丁目5番33号 Osaka (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 長谷川 健美(HASEGAWA Takemi) [JP/JP]; 〒2448588 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 Kanagawa (JP). 平野 充遙(HIRANO Mitsuharu) [JP/JP]; 〒2448588 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 Kanagawa (JP). 田中 正人(TANAKA Masato) [JP/JP]; 〒2448588 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 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 長谷川 芳樹, 外(HASEGAWA Yoshiki et al.); 〒1000005 東京都千代田区丸の内二丁目1番1号丸の内 MY PLAZA (明治安田生命ビル) 9階 創英国際特許法律事務所 Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR,

[続葉有]

(54) Title: OPTICAL PROBE AND OPTICAL MEASUREMENT METHOD

(54) 発明の名称: 光プローブおよび光学的測定方法

[図1]



(57) Abstract: Provided are an optical measurement method suitable for measuring the distribution of lipids in blood vessels, and an optical probe suitable for use in a method of such description. The optical probe (10) is provided with: an optical fiber (11) for transmitting light between the proximal end (11a) and the distal end (11b); an optical connector (12) connected to the optical fiber (11) at the proximal end (11a); a collecting optical system (13) and a deflection optical system (14) connected to the optical fiber (11) at the distal end (11b); a support tube (15) and a jacket tube (16) surrounding the optical fiber (11) and extending along the optical fiber; and a buffer fluid (17) filling the interior cavity of the jacket tube. The optical fiber (11) has a cutoff wavelength shorter than 1.53 μm. The optical fiber (11), the collecting optical system (13), the deflection optical system (14), and the buffer fluid (17) and the jacket tube (16) located on the optical path coupled to the fundamental mode of the optical fiber (11) have a light permeability of -2 to 0 dB in a wavelength band of 1.6 to 1.8 μm.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2013/121602 A1



GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

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。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 $1.53 \mu\text{m}$ 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 $1.6 \mu\text{m} \sim 1.8 \mu\text{m}$ において $-2 \text{ dB} \sim 0 \text{ dB}$ の光透過率を有する。

明 細 書

発明の名称：光プローブおよび光学的測定方法

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

[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1mmより長く、スポットサイズが100 μ mより小さくなるように構成することで、1mmより大きな内半径を持つ対象物を100 μ m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)。

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

[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、上記問題点を解消でき、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が提供可能である。

課題を解決するための手段

- [0009] 本発明の一側面に係る光プローブは、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、を備えることができる。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 $1.6\mu\text{m}\sim 1.8\mu\text{m}$ ($1.6\mu\text{m}$ 以上 $1.8\mu\text{m}$ 以下)において $-2\text{dB}\sim 0\text{dB}$ (-2dB 以上 0dB 以下)の光透過率を有することができる。
- [0010] 本発明の一側面に係る光プローブでは、光ファイバ、集光光学系および偏

向光学系のそれぞれが、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倍以上異なることができる。

[0011] 本発明の一側面に係る光学的測定方法は、上記の本発明の一側面に係る光プローブと、波長帯域 $1.6\mu\text{m}\sim 1.8\mu\text{m}$ ($1.6\mu\text{m}$ 以上 $1.8\mu\text{m}$ 以下)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、分析して得られた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ができる。

[0012] 本発明の一側面に係る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のそれぞれが、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倍以上異なることができる。

[0013] 本発明の一側面に係る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 $1.70\sim 1.75\mu\text{m}$ ($1.70\mu\text{m}$ 以上 1.7

5 μm 以下) 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ことができる。

[0014] また、本発明の一側面に係る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ことができる。

発明の効果

[0015] 本発明の一側面によれば、例えば、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。

図面の簡単な説明

[0016] [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

[0017] 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。

[0018] 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、光プローブ10および測定部30を用いて以下に説明する方法（光学的測定方法）によって、対象物3の光干渉断層画像を取得する。

[0019] 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 11 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 16 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 $1.53 \mu\text{m}$ 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 16 は、波長帯域 $1.6 \mu\text{m} \sim 1.8 \mu\text{m}$ ($1.6 \mu\text{m}$ 以上 $1.8 \mu\text{m}$ 以下) において $-2 \text{ dB} \sim 0 \text{ dB}$ (-2 dB 以上 0 dB 以下) の光透過率を有する。

[0020] 光ファイバ 11 は、 $1 \sim 2 \text{ m}$ (1 m 以上 2 m 以下) 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 $1.6 \mu\text{m} \sim 1.8 \mu\text{m}$ ($1.6 \mu\text{m}$ 以上 $1.8 \mu\text{m}$ 以下) において伝送損失が 2 dB 以下であることができ、 1 dB 以下の伝送損失であることもできる。光ファイバ 11 は、 $1.53 \mu\text{m}$ 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利用できる。ITU-T G.654 A または ITU-T G.654 C に準拠した光ファイバは、波長 $1.55 \mu\text{m}$ 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。

[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 11b 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 11b から出射される光を径方向へ偏向する。

[0022] レンズ (集光光学系 13) およびミラー (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 $1.6 \mu\text{m} \sim 1.8 \mu\text{m}$ (1.6

μm 以上 $1.8\ \mu\text{m}$ 以下)の波長範囲において $2\ \text{dB}$ 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 $35\sim 55$ 度(35 度以上 55 度以下)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 $1.6\sim 1.8\ \mu\text{m}$ ($1.6\ \mu\text{m}$ 以上 $1.8\ \mu\text{m}$ 以下)における反射率を高めることができる。

[0023] 光ファイバ11はサポートチューブ15の内腔に収納されている。サポートチューブ15は、光ファイバ11の少なくとも一部分および光コネクタ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15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およびサポートチューブ15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。

[0024] サポートチューブ15は、 $0.15\ \text{mm}$ 以上の厚さを持つと共に、ステンレスと同等程度の $100\sim 300\ \text{GPa}$ ($100\ \text{GPa}$ 以上 $300\ \text{GPa}$ 以下)のヤング率を持つことができる。サポートチューブ15は、必ずしも周方向に連結していなくともよく、 $5\sim 20$ 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することもできる。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。

[0025] 光ファイバ11、集光光学系13、偏向光学系14およびサポートチューブ15は、ジャケットチューブ16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、回転する部分が対象物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、ジャケットチューブ16を透過して、対象物3へ照射される。ジャケットチューブ16は、FEP、PFA、PTFE、PETまたはナイロンで構成され、 $10\sim 50\ \mu\text{m}$ ($10\ \mu\text{m}$ 以上 $50\ \mu\text{m}$ 以下)の厚さを有し、波長 $1.6\sim 1.8\ \mu\text{m}$ ($1.6\ \mu\text{m}$ 以上 $1.8\ \mu\text{m}$ 以下)における透過損失が $2\ \text{dB}$ 以下となる

透明度を有する。

[0026] ジャケットチューブ 16 の内腔は緩衝流体 17 が充填される。緩衝流体 17 は、回転するサポートチューブ 15 の外面とジャケットチューブ 16 の内面との間の摩擦を低減するとともに、偏向光学系 14 とジャケットチューブ 16 との間の光路における屈折率変化量を調整する。サポートチューブ 15 は、集光光学系 13 および偏向光学系 14 に対して回転自在である。緩衝流体 17 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 (1.6 μm 以上 1.8 μm 以下) において 2 dB 以下の透過損失を有する。

[0027] 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 (光減衰スペクトル) を分析する分析部 36 と、分析部 36 による分析の結果 (画像情報) を出力する出力ポート 37 と、を備える。分析部 36 は、分析部 36 によって得られる分析結果 (対象物 3 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。

[0028] 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 および偏向光学系 14 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 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 および光分岐部 32 を経て光検出器 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を経て光検出器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、それらの違いは本実施形態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 $1.6\mu\text{m}$ ～ $1.8\mu\text{m}$ ($1.6\mu\text{m}$ 以上 $1.8\mu\text{m}$ 以下)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 $1.70\sim 1.75\mu\text{m}$ ($1.70\mu\text{m}$ 以上 $1.75\mu\text{m}$ 以下)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 $1.70\sim 1.75\mu\text{m}$ ($1.70\mu\text{m}$ 以上 $1.75\mu\text{m}$ 以下)において隣接波長帯に比べて大きな減衰を示す。ここで、分析部36は、後方反射光のスペクトルのうち波長範囲 $1.70\sim 1.75\mu\text{m}$ ($1.70\mu\text{m}$ 以上 $1.75\mu\text{m}$ 以下の範囲)に吸収ピークを持つスペクトル成分を抽出し、このスペクトル成分に基づいて脂質の分布情報を分析し、この分析結果を画像情報として取得する。

[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できる。

[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（換言すれば、分析部 36 は、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できる。

[0038] 遠位端 11b において光プローブ 10 の 1 箇所界面において、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場合には、この目的の達成が可能である。OCT 測定では典型的に $-100 \sim -50$ dB (-100 dB 以上 -50 dB 以下) 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 つの界面において、 $-100 \sim -50$ dB (-100 dB 以上 -50 dB 以下) の反射率でありかつ他の界面に比べて 10 dB 以上高い反射率での反射が生じることができる。

[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0～30 dB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589 nmでの値、以下同じ。）は1.33である。

[0040] そこで、一つの可能な組み合わせは、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。偏向光学系14と緩衝流体17との界面および緩衝流体17とジャケットチューブ16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。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。

[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21 dB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校正を行うことが可能となる。

産業上の利用可能性

[0042] 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ができる。

符号の説明

[0043] 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。

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。

[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のそれぞれ
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ー
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。

[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、分析して得られた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のそれぞれが、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 3 に記載の光学的測定方法。

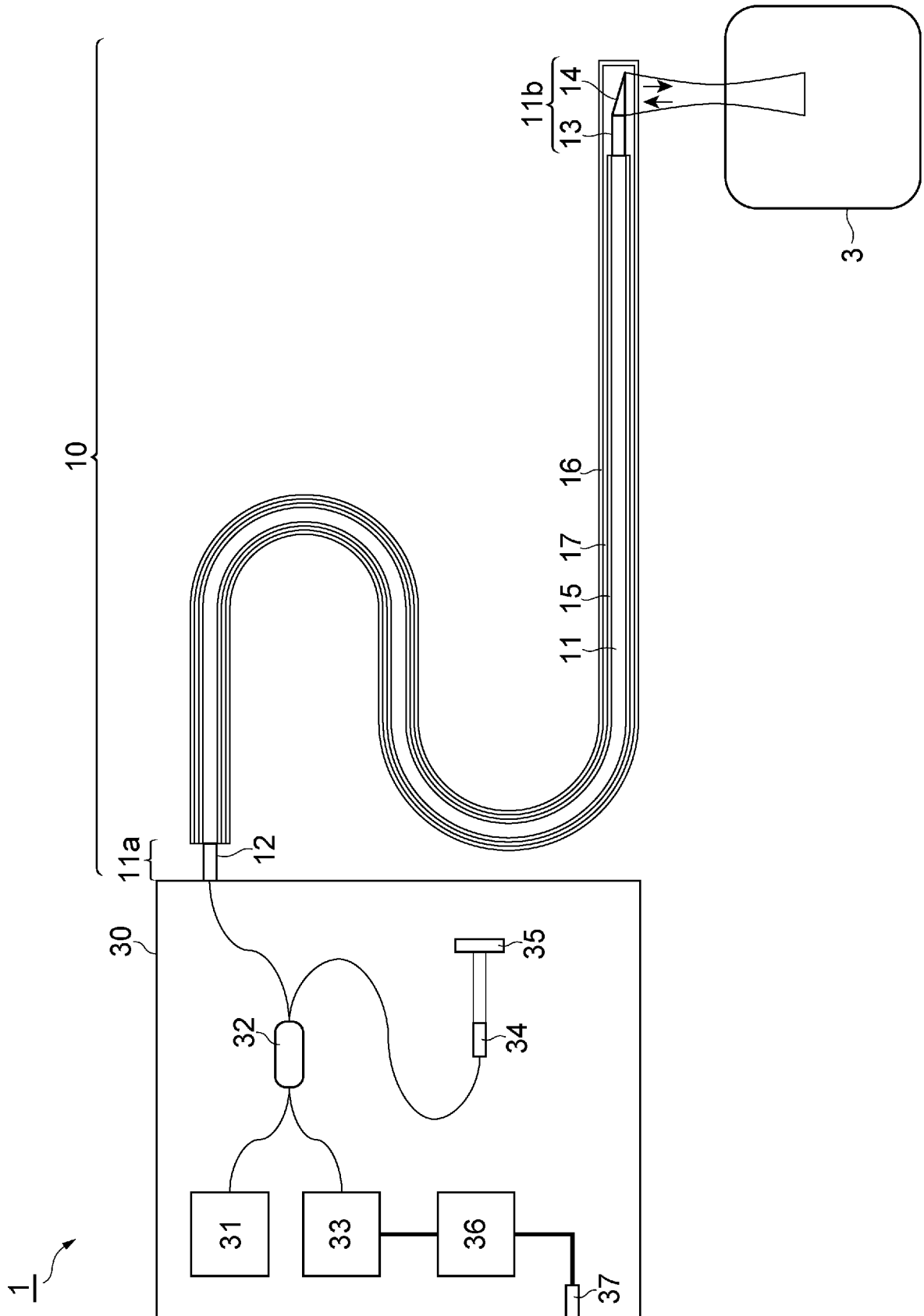
[請求項5]

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 $1.70 \sim 1.75 \mu\text{m}$ に吸収ピークを持つスペクトル成分を抽出し、前

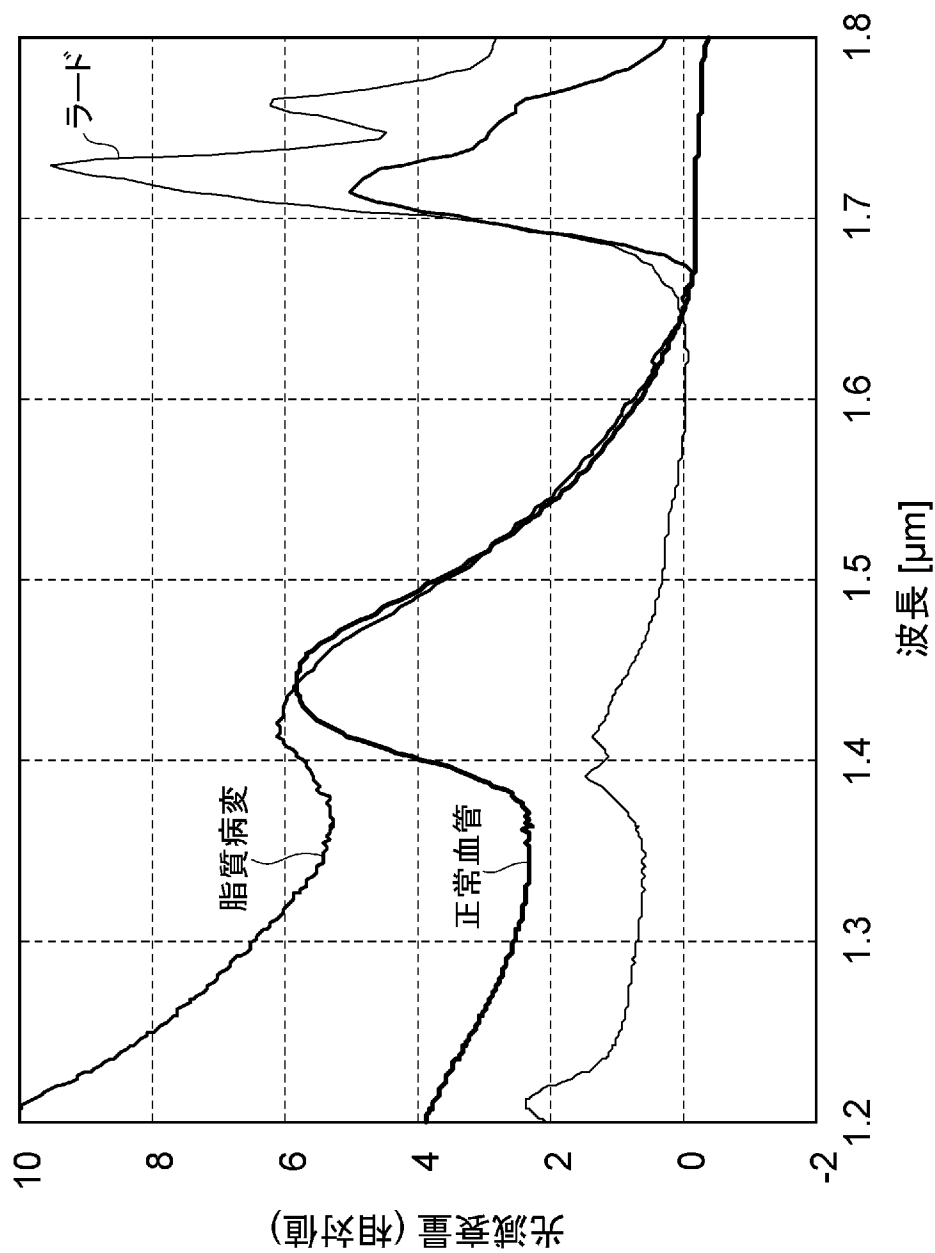
記スペクトル成分に基づいて脂質の分布情報を分析して当該分析結果を画像情報として取得する、ことを特徴とする請求項3に記載の光学的測定方法。

[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。

[図1]



[図2]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/068605

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01N21/17(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01N21/17

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2000-97846 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 07 April 2000 (07.04.2000), entire text; all drawings & US 2005/0168751 A1	1, 3, 5 2, 4, 6
Y A	JP 2005-534428 A (Infraredox, Inc.), 17 November 2005 (17.11.2005), entire text; all drawings & WO 2004/012594 B	1, 3, 5 2, 4, 6
A	JP 2008-514383 A (The General Hospital Corp.), 08 May 2008 (08.05.2008), entire text; all drawings & WO 2006/037132 A1	1-6

 Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
15 August, 2012 (15.08.12)Date of mailing of the international search report
28 August, 2012 (28.08.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/068605

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-206049 A (Olympus Corp.), 16 August 2007 (16.08.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-6
A	JP 2007-510907 A (ForteBio, Inc.), 26 April 2007 (26.04.2007), entire text; all drawings & WO 2005/047854 A2	1-6

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. G01N21/17(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. G01N21/17

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国实用新案公報	1922-1996年
日本国公開实用新案公報	1971-2012年
日本国实用新案登録公報	1996-2012年
日本国登録实用新案公報	1994-2012年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2000-97846 A (オリンパス光学工業株式会社) 2000.04.07, 全文全図 & US 2005/0168751 A1	1, 3, 5 2, 4, 6
Y A	JP 2005-534428 A (インフラドックス インコーポレーティッド) 2005.11.17, 全文全図 & WO 2004/012594 B	1, 3, 5 2, 4, 6
A	JP 2008-514383 A (ザ ジェネラル ホスピタル コーポレイション) 2008.05.08, 全文全図 & WO 2006/037132 A1	1-6

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

15.08.2012

国際調査報告の発送日

28.08.2012

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)
 郵便番号100-8915
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

森口 正治

2W 9403

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2007-206049 A (オリンパス株式会社) 2007. 08. 16, 全文全図 (ファミリーなし)	1-6
A	JP 2007-510907 A (フォルテバイオ, インク.) 2007. 04. 26, 全文全図 & WO 2005/047854 A2	1-6