

(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
2014年11月27日(27.11.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/188946 A1

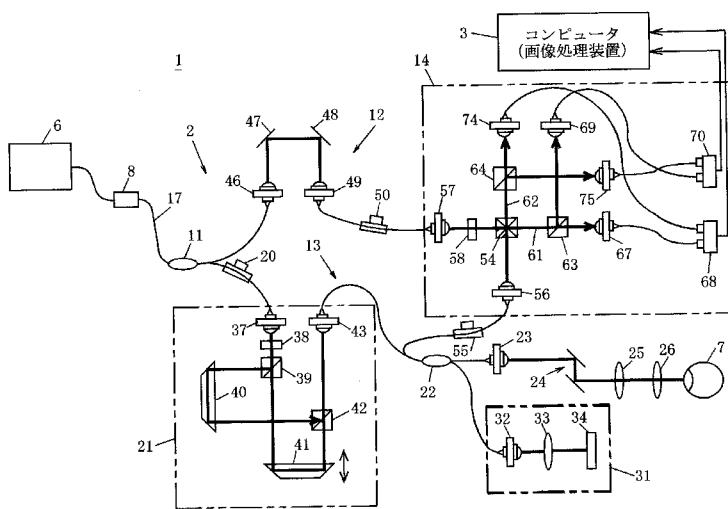
- (51) 国際特許分類:
G01N 21/17 (2006.01) A61B 3/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/062929
- (22) 国際出願日: 2014年5月15日(15.05.2014)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2013-110009 2013年5月24日(24.05.2013) JP
- (71) 出願人: 国立大学法人筑波大学 (UNIVERSITY OF TSUKUBA) [JP/JP]; 〒3058577 茨城県つくば市天王台一丁目1番1 Ibaraki (JP).
- (72) 発明者: 安野 嘉晃 (YASUNO Yoshiaki); 〒3058577 茨城県つくば市天王台一丁目1番1 国立大学法人筑波大学内 Ibaraki (JP). 朱 明珍 (JU Myeong Jin); 〒3058577 茨城県つくば市天王台一丁目1番1 国立大学法人筑波大学内 Ibaraki (JP). 伊藤雅英 (ITO Masahide); 〒3058577 茨城県つくば市天王台一丁目1番1 国立大学法人筑波大学内 Ibaraki (JP).
- (74) 代理人: 光田 敦 (MITSUDA Atsushi); 〒3001206 茨城県牛久市ひたち野西二丁目29番19 Ibaraki (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, BN, 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, IR, IS, KE, KG, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, 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, 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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: JONES MATRIX OCT SYSTEM AND PROGRAM FOR CARRYING OUT IMAGE PROCESSING ON MEASURED DATA OBTAINED BY SAID OCT

(54) 発明の名称: ジョーンズマトリックスOCTシステム及び該OCTで得られた計測データを画像処理するプログラム



3 Computer (image processing device)

(57) Abstract: The present invention achieves Jones matrix OCT having improved image stability and image quality and an improved image depth region. Light from a wavelength scanning light source (6) is divided into two light paths. A reference arm (12) is provided in one of the light paths, and a probe arm (13) that generates object light by irradiating light onto an object under measurement and causing the light to be reflected is provided in the other light path. The probe arm (13) is provided with a polarization delay unit (21) for linearly polarizing the light, subsequently dividing the light into an S-wave component and a P-wave component, passing the S-wave component and P-wave component through light paths having different light path lengths, and superimposing the components. Photodetectors (68, 70) detect different spectral interference light in the depth direction of the object under measurement corresponding to the S-wave component and P-wave component of the spectral interference light corresponding to a vertically polarized component and a horizontally polarized component and obtain four spectral interference signals.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2014/188946 A1



画像の安定性、画像品質、画像の深さ領域において改善されたジョーンズマトリックスOCTを実現する。波長走査型光源6からの光を2つの光路へ分割し、一方の光路に参照アーム12を、他方の光路に光を計測対象物に照射し反射させて物体光を生成するプローブアーム13を設け、プローブアーム13には、直線偏光してからS波成分とP波成分に分割して、S波成分とP波成分を互いに光路長の異なる光路を通して重畳する偏光遅延ユニット21を設け、光検出器68、70によって、垂直偏光成分及び水平偏光成分に対応するスペクトル干渉光について、それぞれS波成分とP波成分にそれぞれ対応し、計測対象物の深さ方向に異なるスペクトル干渉光を検出し、4つのスペクトル干渉信号を得る。

明 細 書

発明の名称：

ジョーンズマトリックスOCTシステム及び該OCTで得られた計測データを画像処理するプログラム

技術分野

[0001] 本発明は、光干渉計測技術に分野であって、光コヒーレンストモグラフィー (Optical Coherence Tomography、略して「OCT」という) 画像に対する画像処理の技術に関し、特に、ジョーンズマトリックスを利用したジョーンズマトリックスOCTシステム、及び該OCTで得られた計測データを画像処理するプログラムに関する。

背景技術

[0002] 従来、医療分野等で用いられる非破壊断層計測技術の1つとして、時間的に低コヒーレンスな光をプローブ (探針) として用いる光断層画像化法「光コヒーレンストモグラフィー」 (OCT) がある (特許文献1参照)。OCTは、光を計測プローブとして用いるため、被計測物体の屈折率分布、分光情報、偏光情報 (複屈折率分布) 等が計測できるという利点がある。

[0003] そして、OCTは、およそ2~15 μ mの分解能で生体の断面構造及び三次元構造を、非侵襲、高コントラストで画像を可視化できるので、眼科学、皮膚病学、歯科学、胃腸学及び心臓病学等の分野に広く利用されている。

[0004] 基本的なOCT93は、マイケルソン干渉計を基本としており、その原理を図5で説明する。光源94から射出された光は、コリメートレンズ95で平行化された後に、ビームスプリッタ96により参照光と物体光に分割される。物体光は、物体アーム内の対物レンズ97によって被計測物体98に集光され、そこで散乱・反射された後に再び対物レンズ97、ビームスプリッタ96に戻る。

[0005] 一方、参照光は参照アーム内の対物レンズ99を通過した後に参照鏡100によって反射され、再び対物レンズ99を通してビームスプリッタ96に

戻る。このようにビームスプリッタ 96 に戻った物体光と参照光は、物体光とともに集光レンズ 101 に入射し光検出器 102 (フォトダイオード等) に集光される。

[0006] OCT の光源 94 は、時間的に低コヒーレンスな光 (異なった時刻に光源から出た光同士は極めて干渉しにくい光) の光源を利用する。時間的低コヒーレンス光を光源としたマイケルソン型の干渉計では、参照アームと物体アームの距離がほぼ等しいときにのみ干渉信号が現れる。この結果、参照アームと物体アームの光路長差 (τ) を変化させながら、光検出器 102 で干渉信号の強度を計測すると、光路長差に対する干渉信号 (インターフェログラム) が得られる。

[0007] そのインターフェログラムの形状が、被計測物体 98 の奥行き方向の反射率分布を示しており、1次元の軸方向走査により被計測物体 98 の奥行き方向の構造を得ることができる。このように、OCT 93 では、光路長走査により、被計測物体 98 の奥行き方向の構造を計測できる。

[0008] このような軸方向の走査のほかに、横方向の機械的走査を加え、2次元の走査を行うことで被計測物体の2次元断層画像が得られる。この横方向の走査を行う走査装置としては、被計測物体を直接移動させる構成、物体は固定したままで対物レンズをシフトさせる構成、被計測物体も対物レンズも固定したままで、対物レンズの瞳面付近においたガルバノミラーの角度を回転させる構成等が用いられている。

[0009] 以上の基本的なOCTが発展したものとして、分光器を用いてスペクトル信号を得るスペクトルドメインOCT (SD-OCT) と、光源の波長を走査してスペクトル干渉信号を得る波長走査型OCT (Swept Source OCT、略して「SS-OCT」という。)がある。SD-OCTには、フーリエドメインOCT (Fourier Domain OCT、略して「FD-OCT」という。特許文献2参照)、及び偏光感受型OCT (Polarization-Sensitive OCT、略して「PS-OCT」という。特許文献3参照)がある。

[0010] FD-OCTは、被計測物体からの反射光の波長スペクトルを、スペクト

ロメーター（スペクトル分光器）で取得し、このスペクトル強度分布に対してフーリエ変換することで、実空間（OCT信号空間）上での信号を取り出すことを特徴とするものであり、このFD-OCTは、奥行き方向の走査を行う必要がなく、x軸方向の走査を行うことで被計測物体の断層構造を計測可能である。

[0011] SS-OCTは、高速波長スキャニングレーザーにより光源の波長を変え、スペクトル信号と同期取得された光源走査信号を用いて干渉信号を最配列し、信号処理を加えることで3次元光断層画像を得るものである。なお、光源の波長を変える手段として、モノクロメーターを利用したもので、SS-OCTとして利用可能である。

[0012] PS-OCTは、フーリエドメインOCTと同様に、被計測物体からの反射光の波長スペクトルをスペクトル分光器で取得するものであるが、試料（被検物体）のもつ偏光情報を捉え、試料のより微細な構造および屈折率の異方性を計測可能とする光コヒーレンストモグラフィー装置である（特許文献3参照）。

[0013] さらに詳しくは、PS-OCTは、たとえば、B-スキャンと同時に直線偏光したビームの偏光状態を連続変調するもので、入射光及び参照光をそれぞれ1/2波長板、1/4波長板等を通して水平直線偏光、垂直直線偏光、45°直線偏光、円偏光として、被計測物体からの反射光と参照光を重ねて1/2波長板、1/4波長板等を通して、たとえば水平偏光成分だけをスペクトル分光器に入射させて干渉させ、物体光の特定偏光状態をもつ成分だけを取り出してフーリエ変換するものである。このPS-OCTも、奥行き方向の走査を行う必要がない。

[0014] 生体内、特に眼底の血流（網膜の血流）を非侵襲で計測し眼科診療に適しており、さらに癌や脳内の画像化の手段に適しているOCTとして、ドップラー光コヒーレンストモグラフィー（ドップラーOCT）が知られている（特許文献4参照）。

[0015] ドップラーOCTは、上記FD-OCT等を用いて、血流等の分布が計測

を行うことのできる手段であり、同様に、スペクトルドメインOCTを使うことによって、横断面網膜血流画像形成が得られ、また次元の網膜の脈管構造も観察することができる。

- [0016] また、OCTの一態様として、ジョーンズマトリックスを利用したOCT（ジョーンズマトリックスOCT）が知られている（特許文献5参照）。特に、ファイバーを使用し、ドップラー及び偏光画像を形成するOCTが知られている（非特許文献1）。

先行技術文献

特許文献

- [0017] 特許文献1：特開2002-310897号公報
特許文献2：特開平11-325849号公報
特許文献3：特開2004-028970号公報
特許文献4：特開2009-165710号公報
特許文献5：特許第4344829号公報

非特許文献

- [0018] 非特許文献1：Makita, Shuichi, Youngjoo Hong, Masahiro Yamanari, Toyohiko Yatagai, and Yoshiaki Yasuno. 「Optical Coherence Angiography.」 Optics Express 14, no.17(2006):7821-7840

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0019] 上記従来の偏光を利用したPS-OCT等のOCTは、偏光を利用しないOCTに比べ、その計測可能な深さ領域は比較的浅く、画像安定性や画像品質は低く、医療の診療用を使用するためには限界があった。
- [0020] また、ドップラーOCTを用いることにより、眼底血管の選択可視化が可能であるが、ドップラーOCTで得られた画像そのままでは比較的低いコントラストの擬似像映像しか得られなかった。
- [0021] 本発明は、上記従来の問題を解決することを目的とし、画像の安定性、画

像品質、画像の深さ領域において改善されたジョーンズマトリックスOCTを実現することを課題とする。

課題を解決するための手段

[0022] 本発明は上記課題を解決するために、波長走査型光源と、波長走査型光源の光を2つの光路へ分割するカップラと、前記2つの光路の一方に設けられ、分割された一方の光を参照鏡で反射して参照光を生成する参照アームと、前記2つの光路の他方に設けられ、分割された他方の光を計測対象物に照射し反射させて物体光を生成するプローブアームと、参照光と物体光を重ねてスペクトル干渉光を生成し、該スペクトル干渉光を光検出器で検出する偏光分離検出ユニットと、偏光分離検出ユニットで検出されたスペクトル干渉光に基づき計測対象物の断層画像を生成するコンピュータと、を備えたジョーンズマトリックスOCTシステムであって、プローブアームは、前記他方の光を直線偏光してからS波成分とP波成分に分割して、S波成分とP波成分を互いに光路長の異なる光路を通して重畳する偏光遅延ユニットを設けており、偏光分離検出ユニットは、光検出器によって、前記スペクトル干渉光における、垂直偏光成分のS波成分とP波成分にそれぞれ対応し、計測対象物の深さ方向に異なるスペクトル干渉光を検出するとともに、水平偏光成分のS波成分とP波成分にそれぞれ対応し、計測対象物の深さ方向に異なるスペクトル干渉光を検出して、4つのスペクトル干渉信号を得ることができ、コンピュータは、4つのスペクトル干渉信号から、計測対象物の深さz方向に異なる断層画像を生成できるとともに、4つのスペクトル干渉信号のマトリクスから、コヒーレント結合 $E_{out}(z)$ を下記の式(数1)のとおり求め、式(数1)中の $\theta_1 \sim \theta_3$ は式(数2)で表されるので、該 $\theta_1 \sim \theta_3$ を用いることで、式(数1)からさらに、4つのスペクトル干渉信号のランダムな位相をそろえて合成した下記の式(数3)に示すマトリクスのコヒーレントの要素を得ることで、より解像度の高い断層画像を生成する構成であることを特徴とするジョーンズマトリックスOCTシステムを提供する。

[0023]

[数1]

$$\mathbf{E}_{out}(z) = \begin{bmatrix} E_{outA}^{(1)}(z) & E_{outA}^{(2)}(z) \\ E_{outB}^{(1)}(z) & E_{outB}^{(2)}(z) \end{bmatrix} \simeq \begin{bmatrix} E_{outA}^{(1)}(z) & e^{j\theta_1} E_{outA}^{(1)}(z) \\ e^{j\theta_2} E_{outA}^{(1)}(z) & e^{j\theta_3} E_{outA}^{(1)}(z) \end{bmatrix}$$

ここで、 $E_{outA}^{(1)}(z)$ は、水平偏光かつP波成分に対応したOCT断面画像信号であり、 $E_{outA}^{(2)}(z)$ は、水平偏光かつS波成分に対応したOCT断面画像信号であり、 $E_{outB}^{(1)}(z)$ は、垂直偏光かつP波成分に対応したOCT断面画像信号であり、 $E_{outB}^{(2)}(z)$ は、垂直偏光かつS波成分に対応したOCT断面画像信号である。

[0024] [数2]

$$\begin{aligned} \theta_1 &\equiv \text{Arg} \left[\sum_z E_{outA}^{(2)}(z) E_{outA}^{(1)}(z)^* \right] \\ \theta_2 &\equiv \text{Arg} \left[\sum_z E_{outB}^{(1)}(z) E_{outA}^{(1)}(z)^* \right] \\ \theta_3 &\equiv \text{Arg} \left[\sum_z E_{outB}^{(2)}(z) E_{outA}^{(1)}(z)^* \right] \end{aligned}$$

[0025] [数3]

$$\overline{E}_{out}(z) = \frac{1}{4} \left[E_{outA}^{(1)}(z) + e^{-j\theta_1} E_{outA}^{(2)}(z) + e^{-j\theta_2} E_{outB}^{(1)}(z) + e^{-j\theta_3} E_{outB}^{(2)}(z) \right]$$

[0026] コンピュータは、j番目のB-スキャンにおけるA-ラインと、j+1番目のB-スキャンにおけるA-ラインとの間のドップラーシフト $\Delta\phi(z, j)$ が、互いに共役なコヒーレント成分で下記の式(数4)であるという定義に基づき、ドップラー像を、ドップラー位相シフトの二乗強度を示す下記の式(数5)で算出して表示可能であり、同一点を複数(m)回のB-スキャンで計測することにより、ドップラーシフト $\Delta\phi(z, j)$ は、下記の式(数6)に示すとおりとなり、ドップラー計測に適用することで、ドップラー計測の感度を向上させる構成としてもよい。

[0027] [数4]

$$\Delta\phi(z, j) = \text{Arg} [\overline{E_{out}}(z, j+1)\overline{E_{out}}(z, j)^*]$$

[0028] [数5]

$$|\overline{\Delta\phi}(z, j)|^2$$

[0029] [数6]

$$\overline{\Delta\phi}(z, j) = \text{Arg} \left[\sum_{j=m_0}^{m_0+m-2} \overline{E_{out}}(z, j+1)\overline{E_{out}}(z, j)^* \exp(-i\phi_0(j)) W(z, j) \right]$$

[0030] ここで、 m_0 はスタートのB-スキャンのパラメータであり、 $W(z, j)$ は強度マスクで、次の式(数7)で定義され、 ε^2 はOCT像のノイズフロア(最低雑音)である。

[0031] [数7]

$$W(z, j) = \begin{cases} 1 & : \overline{E_{out}}(z, j+1)\overline{E_{out}}(z, j)^* > \varepsilon^2 \\ 0 & : \text{otherwise} \end{cases}$$

[0032] コンピュータは、計測対象物からの散乱反射光によるOCT像を、コヒーレントなマトリックス成分を用いて、次の式(数8)として得ることができ、さらに複数回のB-スキャンデータを用い、それらのコヒーレントな平均をとることで、高品質な散乱OCT像を次の式(数9)として得ることができる構成としてもよい。

[0033] [数8]

$$\overline{I}(z, j) = |\overline{E_{out}}(z, j)|^2$$

[0034]

[数9]

$$I(z, f) = \sum_{j=2n_0}^{n_0+n-1} \overline{E_{out}(z, f)} \exp(-i\phi_B(f))$$

[0035] カップラを介して計測対象物に対する光路と分岐した光路に、校正鏡を有する位相キャリブレーションユニットが設けられており、校正鏡は、偏光遅延ユニットにおいてP波又はS波自体について互いに光路長差をもつことで干渉して生じた、キャリブレーションユニットに入射される干渉光を反射させて、前記カップラを介して偏光分離検出ユニットに送り参照光と重畳して校正信号として機能する干渉光とし、水平バランス偏光検出器及び垂直バランス偏光検出器は、それぞれ校正信号として機能する干渉光を検出し、コンピュータは、該校正信号を用いて、光源の波長走査とA-スキャン間の同期におけるジッターを補正する構成とすることが好ましい。

[0036] 本発明は上記課題を解決するために、波長走査型光源と、波長走査型光源から出射された光を2つの光路へ分割するカップラと、2つの分岐光路の一方に設けられ、分割された一方の光を参照鏡で反射して参照光を生成する参照アームと、2つの分岐光路の他方に設けられ、分割された他方の光を計測対象物に照射し反射させて物体光を生成するプローブアームと、参照光と物体光を重ねてスペクトル干渉光を生成し、該スペクトル干渉光を光検出器で検出する偏光分離検出ユニットと、コンピュータと、を備えたジョーンズマトリックスOCTシステムにおける前記コンピュータに搭載され、光検出器で検出したスペクトル干渉光に基づき計測対象物の断層画像を生成するプログラムであって、プローブアームは、前記他方の光を直線偏光してからS波成分とP波成分に分割して、S波成分とP波成分を互いに光路長の異なる光路を通して重畳する偏光遅延ユニットを設けており、偏光分離検出ユニットは、光検出器によって、前記スペクトル干渉光における、垂直偏光成分のS波成分とP波成分にそれぞれ対応し、計測対象物の深さ方向に異なるスペクトル干渉光を検出するとともに、水平偏光成分のS波成分とP波成分にそれぞれ対応し、計測対象物の深さ方向に異なるスペクトル干渉光を検出して、4

つのスペクトル干渉信号を得ることができ、前記プログラムは、コンピュータを、4つのスペクトル干渉信号から、計測対象物の深さ z 方向に異なる断層画像を生成できるとともに、4つのスペクトル干渉信号のマトリクスから、コヒーレント結合 $E_{out}(z)$ を下記の式 (数10) のとおり求め、式 (数10) 中の $\theta_1 \sim \theta_3$ は式 (数11) で表されるので、該 $\theta_1 \sim \theta_3$ を用いることで、式 (数10) からさらに、4つのスペクトル干渉信号のランダムな位相をそろえて合成した下記の式 (数12) に示すマトリクスのコヒーレントの要素を得ることで、より解像度の高い断層画像を生成する画像処理手段として機能させることを特徴とするプログラムを提供する。

[0037] [数10]

$$E_{out}(z) = \begin{bmatrix} E_{outA}^{(1)}(z) & E_{outA}^{(2)}(z) \\ E_{outB}^{(1)}(z) & E_{outB}^{(2)}(z) \end{bmatrix} \simeq \begin{bmatrix} E_{outA}^{(1)}(z) & e^{i\theta_1} E_{outA}^{(1)}(z) \\ e^{i\theta_2} E_{outA}^{(1)}(z) & e^{i\theta_3} E_{outA}^{(1)}(z) \end{bmatrix}$$

ここで、 $E_{outA}^{(1)}(z)$ は、水平偏光かつP波成分に対応したOCT断面画像信号であり、 $E_{outA}^{(2)}(z)$ は、水平偏光かつS波成分に対応したOCT断面画像信号であり、 $E_{outB}^{(1)}(z)$ は、垂直偏光かつP波成分に対応したOCT断面画像信号であり、 $E_{outB}^{(2)}(z)$ は、垂直偏光かつS波成分に対応したOCT断面画像信号である。

[0038] [数11]

$$\begin{aligned} \theta_1 &\equiv \text{Arg} \left[\sum_z E_{outA}^{(2)}(z) E_{outA}^{(1)}(z)^* \right] \\ \theta_2 &\equiv \text{Arg} \left[\sum_z E_{outB}^{(1)}(z) E_{outA}^{(1)}(z)^* \right] \\ \theta_3 &\equiv \text{Arg} \left[\sum_z E_{outB}^{(2)}(z) E_{outA}^{(1)}(z)^* \right] \end{aligned}$$

[0039] [数12]

$$\overline{E_{out}}(z) = \frac{1}{4} \left[E_{outA}^{(1)}(z) + e^{-i\theta_1} E_{outA}^{(2)}(z) + e^{-i\theta_2} E_{outB}^{(1)}(z) + e^{-i\theta_3} E_{outB}^{(2)}(z) \right]$$

[0040] 本発明に係るプログラムは、コンピュータを、j番目のB-スキャンにおけるA-ラインと、j+1番目のB-スキャンにおけるA-ラインとの間のドップラーシフト $\Delta\phi(z, j)$ は、互いに共役なコヒーレント成分で下記の式(数13)であるという定義に基づき、ドップラー像を、ドップラー位相シフトの二乗強度を示す下記の式(数14)で算出して表示可能であり、同一点を複数(m)回のB-スキャンで計測することにより、ドップラーシフト $\Delta\phi(z, j)$ は、下記の式(数15)に示すとおりとなり、ドップラー計測に適用することで、ドップラー計測の感度を向上させる画像処理手段として機能させる構成とすること好ましい。

[0041] [数13]

$$\Delta\phi(z, j) = \text{Arg} \left[\overline{E_{out}(z, j+1)} \overline{E_{out}(z, j)}^* \right]$$

[0042] [数14]

$$|\overline{\Delta\phi(z, j)}|^2$$

[0043] [数15]

$$\overline{\Delta\phi(z, j)} = \text{Arg} \left[\sum_{j=m_0}^{m_0+m-2} \overline{E_{out}(z, j+1)} \overline{E_{out}(z, j)}^* \exp(-i\phi_0(j)) W(z, j) \right]$$

[0044] ここで、 m_0 はスタートのB-スキャンのパラメータであり、 $W(z, j)$ は強度マスクで、次の式(数16)で定義され、 ε^2 はOCT像のノイズフロア(最低雑音)である。

[0045] [数16]

$$W(z, j) = \begin{cases} 1 & : \overline{E_{out}(z, j+1)} \overline{E_{out}(z, j)}^* > \varepsilon^2 \\ 0 & : \text{otherwise} \end{cases}$$

[0046] 本発明に係るプログラムは、コンピュータを、計測対象物からの散乱反射光によるOCT像を、コヒーレントなマトリックス成分を用いて、次の式（数17）として得ることができ、さらに複数回のBスキャンデータを用い、それらのコヒーレントな平均をとることで、高品質な散乱OCT像を次の式（数18）得る画像処理手段として機能させる構成とすること好ましい。

[0047] [数17]

$$\bar{I}(z, j) = \left| \overline{E_{out}}(z, j) \right|^2$$

[0048] [数18]

$$I(z, j) = \sum_{f=j_0}^{n_0+n-1} \overline{E_{out}}(z, f) \exp(-i\phi_b(f))$$

発明の効果

[0049] 本発明に係るジョーンズマトリックスOCTシステム及び該OCTで得られた計測データを画像処理するプログラムによれば、ジョーンズマトリックスOCTで得られる画像の画像品質を向上するとともに、例えば、眼底における脈絡膜のような計測対象物の深い領域についても改善された画像を得ることが可能となる。

[0050] 特に、ドップラー機能を有するOCTに適用することにより、高コントラストな画像を得ることができる。従って、従来、侵襲的にしか得られなかった、例えば、眼科診断における眼底造影による画像情報に比べて、より解像度の高い画像情報を非侵襲的に得ることができ、眼底血管の血管系などの定量評価を可能とする。

図面の簡単な説明

[0051] [図1]本発明に係るジョーンズマトリックスOCTシステムの実施例のOCT装置の全体構成を示す図である。

[図2]上記実施例のOCT装置の水平バランス偏光検出器及び垂直バランス偏光検出器で受光されたS波及びP波にそれぞれ対応した干渉光によるOCT

断層画像である。

[図3]上記実施例のOCTシステムにおける画像処理を行うコンピュータを示す図である。

[図4] (a) は上記実施例のジョーンズマトリックスOCTシステムで得られた脈絡膜の血管の断層画像であり、(b) は本発明をドップラー機能を有するOCTに適用して得られた脈絡膜の血管の断層画像であり、(c) は比較例であり従来のインドシアニングリーン蛍光眼底血管造影(ICGA)の形式の血管造影により得られた同じ脈絡膜の血管の造影画像である。

[図5]従来の基本的なOCTを説明する図である。

発明を実施するための最良の形態

[0052] 本発明に係るジョーンズマトリックス光コヒーレンストモグラフィー(ジョーンズマトリックスOCT: OCTで得られた干渉信号をジョーンズマトリックス手段を用いて処理して画像を得るOCT)システムと、OCTで得られた画像データを画像処理するプログラムを実施するための形態を実施例によって図面を参照して、以下説明する。

実施例

[0053] 図1は、本発明に係るジョーンズマトリックスOCTシステム1の全体構成を示す図である。本発明に係るジョーンズマトリックスOCTシステム1は、図1に示すように、光画像計測装置(OCT装置)2と光画像計測装置(OCT装置)2で得られた画像データを画像処理するコンピュータ3を備えている。

[0054] 本発明では、光画像計測装置(OCT装置)2は、偏光を利用した一般のOCTのデータ処理に適用できるが、その一例として、この実施例では、光画像計測装置(OCT装置)2として、光源の波長を走査してスペクトル干渉信号を得る波長走査型OCT(Swept Source OCT(略して「SS-OCT」))という。以下符号2を付す)を利用した構成で説明する。

[0055] そして、本発明に係る画像処理を行うプログラムは、コンピュータ3を、波長走査型OCT2で得られた画像データを画像処理手段として機能させる

ものである。

[0056] (OCT装置)

本発明では、波長走査型OCT 2は、光源6からのビームを分けて、一方のビームを直線偏光し、そのS波(S波偏光)とP波(P波偏光)に分けて互いに光路長が異なる入射ビームとして計測対象物7を走査(Bースキャン)して照射し、その反射光(物体光)を得ると共に、他方のビームを参照光として、両者のスペクトル干渉によりOCT計測を行うものである。

[0057] なお、本明細書では、Aースキャンは計測対象物7の深さ方向のスキャン(実際は計測ビームを照射すること)であり、Aースキャンで得られたデータをAラインのデータ、或いは略してAラインと言う。Bースキャンは、計測対象物7の深さ方向に垂直の方向へのスキャンである。

[0058] そして、S波とP波それぞれによるスペクトル干渉成分のうち、水平偏光成分(H)と垂直偏光成分(V)をバランス偏光検出器で測定することにより、計測対象物7の4つの偏光特性を表すジョーンズベクトルを得る(S波とP波それぞれによるH画像と、S波とP波それぞれによるV画像)ことのできるマルチコントラストのOCTの構成であることを特徴とするものである。

[0059] 波長走査型OCT 2は、光源6、光アイソレータ8(一方向の光のみを透過し逆方向の光を遮る機能を有するデバイス)、ファイバーカップラー11(光カップラー)、参照アーム12、プローブアーム13(計測対象物用アーム)、偏光分離検出ユニット14等の光学要素を備えている。

[0060] この波長走査型OCT 2の光学系は、光学要素が互いにファイバー17で結合されているが、ファイバー17で結合されていないタイプの構造(フリースペース型)であってもよい。

[0061] 光源6は、波長を走査する波長走査型の光源6であり、スーパーluminescentダイオード(SLD: Super Luminescent Diode)を使用する。

[0062] プローブアーム13は、その光路上に、偏光制御器20、偏光遅延ユニット21(偏光ディレイユニット: Polarization delay unit)、カップラ22

、ファイバーコリメータ23、2軸ガルバノスキャナ24、対物レンズ25、及び非球面眼科用レンズ26が順に配列されて構成されている。

[0063] カップラ22には、計測対象物7への光路から分岐した位相キャリブレーションユニット31が接続されている。位相キャリブレーションユニット31は、ファイバーコリメータ32、レンズ33及びミラー（校正鏡）34を備えている。

[0064] 偏光遅延ユニット21は、ファイバーコリメータ37と、45°直線偏光器38と、偏光ビームスプリッタ39と、この偏光ビームスプリッタ39で分割された2つの光路上にそれぞれ配置された第1のドーブプリズム40と、第2のドーブプリズム41と、合波用の偏光ビームスプリッタ42と、ファイバーコリメータ43と、を備えている。

[0065] なお、「ドーブプリズム」は、直角プリズムを半分にしたプリズムであり、直角三角形の斜面に平行光線が入射すると、内部で反射し入射方向に平行に出射するプリズムである。第1のドーブプリズム40は、その位置は定位置に固定して設けられており、第1のドーブプリズム40経由の偏光ビームスプリッタ39から合波用の偏光ビームスプリッタ42までの光路長は一定である。

[0066] 第2のドーブプリズム41は、光路長調整用のプリズムであり、光路方向に可動に設けられている。光路方向に適宜、移動することで、第2のドーブプリズム41経由の偏光ビームスプリッタ39から合波用の偏光ビームスプリッタ42までの光路長を調整可能である。

[0067] 参照アーム12は、その光路上に、ファイバーコリメータ46、ミラー47、ミラー48、ファイバーコリメータ49及び偏光制御器50が順に配列されて構成されている。

[0068] 偏光分離検出ユニット14は、合波用のビームスプリッタ54を備え、合波用のビームスプリッタ54の入射側の一方のプロブアーム13からの光路に配置され、偏光制御器55に接続されたファイバーコリメータ56が接続されており、他方の光路参照アーム12からの光路には、ファイバーコリ

メータ57及び45°直線偏光器58が順に接続されている。

[0069] 偏光分離検出ユニット14は、合波用のビームスプリッタ54の出射側であって分割してビームが送られる第1の光路61及び第2の光路62を備えている。第1の光路61上には第1の偏光ビームスプリッタ63が設けられ、第2の光路上には第2の偏光ビームスプリッタ64が設けられている。

[0070] 第1のビームスプリッタ63で分割して、水平偏光成分を送る光路には、ファイバーコリメータ67を介して水平バランス偏光検出器68が接続されており、垂直偏光成分を送る光路には、ファイバーコリメータ69を介して垂直バランス偏光検出器70が接続されている。

[0071] 同様に、第2のビームスプリッタ64で分割して、水平偏光成分を送る光路には、ファイバーコリメータ74を介して水平バランス偏光検出器68に接続されており、垂直偏光成分を送る水平ビームの光路には、ファイバーコリメータ75を介して垂直バランス偏光検出器70に接続されている。

[0072] (作用)

上記構成の波長走査型OCT2において、光源6からのビームは、光アイソレータ8を通してファイバーカップラ11によって、参照アーム12方向へ10%、プローブアーム13方向へ90%の光量で分離される。光アイソレータ8は、ビームの一方向の通過のみ許容するものであり、反射光を遮断して光源6を保護するものである。

[0073] プローブアーム13方向へ分離されたビームは、偏光制御器20を通過して偏光遅延ユニット21に入射される。偏光遅延ユニット21において、ファイバーコリメータ37を通過してから直線偏光器38で直線偏光され、直線偏光されたビームを、偏光ビームスプリッタ39によって、互いに垂直方向に振動するS波（反射される偏光成分で入射面に垂直に振動している偏光成分）とP波（透過する偏光成分で入射面に並行に振動している偏光成分）に分離する。

[0074] S波のビームは、第1のドーププリズム40を通過して合波用の偏光ビー

ムスプリッタ42に入射され、偏光ビームスプリッタ39から合波用の偏光ビームスプリッタ42までの光路長は一定である。

[0075] P波のビームは、光路長調整用の第2のドーププリズム41を通過して合波用の偏光ビームスプリッタ42に入射される。P波のビームについては、第2のドーププリズム41を光路方向に沿って適宜移動することで、偏光ビームスプリッタ39から合波用の偏光ビームスプリッタ42までの光路長を調整することが可能である。

[0076] ここでは、P波の光路長をS波の光路長より長く調整しておく。光路長の異なるS波のビームとP波のビームが、合波用の偏光ビームスプリッタ42において、位相差がずれた状態で重畳（合波）され、ファイバーコリメータ43を通過して偏光遅延ユニット21からカップラ22に向けて出射される。

[0077] カップラ22に入射されたビームは、その20%がプローブビームとして、ファイバーコリメータ23、2軸ガルバノスキャナ24、対物レンズ25及び非球面眼科用レンズ26を通過して計測対象物7（例、眼の角膜、網膜、脈絡膜等）に照射され、残りの80%が位相キャリブレーションユニット31に入射される。

[0078] 計測対象物7に照射され反射された計測ビーム及び位相キャリブレーションユニット31の校正鏡34で反射された校正ビームは、プローブアーム13を戻りカップラ22から偏光制御器55を通過して偏光分離検出ユニット14に入射され、ファイバーコリメータ56を通過して合波用の偏光ビームスプリッタ54に入射される。

[0079] 一方、カップラから参照アーム12に入射された参照ビームは、ファイバーコリメータ46、ミラー47、ミラー48、ファイバーコリメータ49及び偏光制御器50を通過して、偏光分離検出ユニット14に入射され、ファイバーコリメータ57を通過し、直線偏光器58で直線偏光されて、合波用の偏光ビームスプリッタ54に入射される。

[0080] 合波用のビームスプリッタ54に入射された計測ビームと参照ビームは、

重畳され互いに干渉して干渉光となり、この干渉光は、第1の光路61上の第1の偏光ビームスプリッタ63と第2の光路62上の第2の偏光ビームスプリッタ64に送られる。

[0081] 第1の光路61上の第1の偏光ビームスプリッタ63に入射された干渉光は、第1の偏光ビームスプリッタ63において、水平偏光成分と垂直偏光成分に分離されて、それぞれ水平バランス偏光検出器68と垂直バランス偏光検出器70で検出される。

[0082] 第2の光路62上の第2の偏光ビームスプリッタ64に入射された干渉光は、第2の偏光ビームスプリッタ64において、水平偏光成分と垂直偏光成分に分離されて、それぞれ水平バランス偏光検出器68と垂直バランス偏光検出器70で検出される。

[0083] 水平バランス偏光検出器68で検出された、P波に対応した干渉光かつ該干渉光の水平偏光成分については、第1の断層画像が得られるとともに、S波に対応した干渉光かつ該干渉光の水平偏光成分については、第2の断層画像が得られる。

[0084] 図2は、黄斑網膜を計測対象物7としたOCT断層画像であるが、上記2枚のOCTの断層画像は、それぞれ図2(a)の上下に示すとおりである。図2(a)の上の断層画像は、S波に対応した像であり、計測対象物7の浅い側に形成される。また、図2(a)の下の断層画像は、P波に対応した第2の断層画像であり、計測対象物7の深い側に形成される。

[0085] 垂直バランス偏光検出器では、その一方の受光器に受光されたS波に対応した干渉光かつ該干渉光の垂直偏光成分による第1の断層画像が得られるとともに、その他方の受光器に受光されたP波に対応した干渉光かつ該干渉光の垂直偏光成分による第2の断層画像が得られる。

[0086] これらの2枚のOCTの断層画像は、それぞれ図2(b)の上下に示すとおりである。図2(b)の上を示す断層画像は、S波に対応した第1の断層画像であり、計測対象物7の浅い側に形成される。また、図2(b)の下に示す断層画像は、P波に対応した第2の断層画像であり、計測対象物7の深

い側に形成される。

[0087] 以上のとおり、本発明の波長走査型OCT2は、マルチコントラストのOCTを構成しており、4枚のOCT断層画像が得られる。ところで、本発明の装置のさらなる特徴は、プローブビーム13側に、位相キャリブレーションユニット31を備えている点である。これについて、以下説明する。

[0088] 偏光遅延ユニット21では、直線偏光された入射されるビームのうち、P波のビームの一部（4.4%程度）は、偏光ビームスプリッタ39を透過せずに反射されてS波のビームに混入するという、不完全に分離できない現象が生じる。

[0089] 即ち、偏光遅延ユニット21の偏光ビームスプリッタ39は、理想的にはP波を透過させ、S波を反射させるものであるが、実際は、市販の偏光ビームスプリッタは直線偏光を完全に分離出来ず、反射光にP波が混入する。これにより、偏光遅延ユニット21は、P波について、互いに光路長差 z_d をもつマハツエンダー干渉計のように振る舞い、校正信号を発生する。

[0090] 即ち、偏光ビームスプリッタ39を透過したP波のビームと、反射光に混入したP波のビームが、偏光ビームスプリッタ42で重畳する際にマハツエンダー干渉計のように機能して、干渉光を発生し、これが校正信号として機能することとなる。

[0091] なお、偏光ビームスプリッタをP波が反射しS波が透過するような構成とした場合は、S波が一部反射しP波に混入することを利用し、S波自体の光路長差を生じさせて、干渉光を発生し、これが校正信号として機能するようにしてもよい。

[0092] プローブアーム13のカップラ22から分割され、校正信号として機能する干渉光は、位相キャリブレーションユニット31に入射し、ファイバーコリメータ22とレンズ33を通して校正鏡34で反射され、この反射された校正信号として機能する干渉光はカップラ22から、偏光制御器55を通過して偏光分離検出ユニット14に入射する。

[0093] 位相キャリブレーションユニット31からの干渉光は、偏光分離検出ユニ

ット14における合波用のビームスプリッタ54で参照ビームと重畳、干渉させ、分割して第1の光路61及び第2の光路62に送り、それぞれ第1の偏光ビームスプリッタ63及び第2の偏光ビームスプリッタ64で、さらに水平偏光成分と垂直偏光成分に分離する。水平偏光成分と垂直偏光成分は、それぞれ水平バランス偏光検出器68と垂直バランス偏光検出器70で検知する。

[0094] 図2(a)、(b)において、それぞれ位相キャリブレーションユニット31で生成される校正信号として機能する干渉光によって、水平バランス偏光検出器68と垂直バランス偏光検出器70でそれぞれ検出された断層画像における、丁度、上下方向の中間の箇所、キャリブレーション用(校正用)のライン画像(図中、←でCalibration signalと示す像)が形成される。

[0095] (画像処理)

以上のようにして得られた4枚のOCT断層画像の処理を、コンピュータ3を用いて画像処理する画像処理手段の構成、プログラムについて、以下説明する。

[0096] 上記構成の波長走査型OCTで得られた計測データは、画像処理装置として使用するコンピュータ3に入力される。このコンピュータ3は通常のコンピュータであり、図3に示すように、入力部81、出力部82、CPU83、記憶装置84及びデータバス85を備えている。

[0097] 本発明に係るプログラムは、コンピュータ3の記憶装置84に記憶されるプログラムであって、コンピュータ3に入力された波長走査型OCT2で得られる画像をより鮮明に画像処理する手段として、コンピュータ3を機能させるプログラムである。コンピュータ3にこのプログラムを搭載することにより、本発明に係るジョーンズマトリックスOCTシステム1は、画像をより鮮明に画像処理する手段を備えたシステムとなる。

[0098] 従来、ジョーンズマトリックスOCT(OCTで得られた干渉信号をジョーンズマトリックス手段を用いて処理して画像を得るOCT)においては、

OCT像は、ジョーンズマトリックスの4つの要素（4枚のOCT断層画像信号）の二乗強度を平均して得られていた。

[0099] また、ドップラーOCTについては、4つ要素（4枚のOCT断層画像信号）のドップラー位相シフト信号を平均して行われていた。そのような従来の手段では、4枚のOCT断層画像信号、すなわち4つのジョーンズマトリックスの要素に、光源のパワーが分離されてしまうことによる感度の減少が避けられなかった。

[0100] この問題を解決するために、本発明では、ジョーンズマトリックスの4つの要素（4枚のOCT断層画像信号）を複素振幅（OCT断層画像信号を複素表示した場合における時間を含まない部分）の状態のコヒーレント結合（コヒーレント結合）する新規な信号処理を採用したことを特徴とするものである。

[0101] 本発明では、このような構成を採用することにより、波長走査型OCT2において計測した散乱OCT信号及びドップラーOCT信号によって、それぞれ断層画像信号を、マトリックスの4要素（4枚のOCT断層画像信号）のコヒーレント結合で得ることができる。

[0102] 具体的には、マトリックス要素のコヒーレント結合 $E_{out}(z)$ は、深さ（ z ）で表示される4つのOCT断層画像信号 $E^{(1)}_{outA}(z)$ 、 $E^{(1)}_{outB}(z)$ 、 $E^{(2)}_{outA}(z)$ 、 $E^{(2)}_{outB}(z)$ のマトリクスとして、次の式（数19）に示すように表される。

[0103]

[数19]

$$\mathbf{E}_{out}(z) = \begin{bmatrix} E_{outA}^{(1)}(z) & E_{outA}^{(2)}(z) \\ E_{outB}^{(1)}(z) & E_{outB}^{(2)}(z) \end{bmatrix} \simeq \begin{bmatrix} E_{outA}^{(1)}(z) & e^{i\theta_1} E_{outA}^{(1)}(z) \\ e^{i\theta_2} E_{outA}^{(1)}(z) & e^{i\theta_3} E_{outA}^{(1)}(z) \end{bmatrix}$$

ここで、 $E_{outA}^{(1)}(z)$ は、水平偏光かつP波成分に対応したOCT断面画像信号であり、 $E_{outA}^{(2)}(z)$ は、水平偏光かつS波成分に対応したOCT断面画像信号であり、 $E_{outB}^{(1)}(z)$ は、垂直偏光かつP波成分に対応したOCT断面画像信号であり、 $E_{outB}^{(2)}(z)$ は、垂直偏光かつS波成分に対応したOCT断面画像信号である。

[0104] この式中、Aは水平偏光に対応するOCT断層画像信号であり、(1)はP波成分に対応し、(2)はS波成分に対応する、それぞれのOCT断層画像信号であることを意味している。従って、 $E_{outA}^{(1)}(z)$ は、水平偏光かつP波成分に対応したOCT断層画像信号であり、 $E_{outA}^{(2)}(z)$ は、水平偏光かつS波成分に対応したOCT断層画像信号である。

[0105] また、Bは垂直偏光に対応するOCT断層画像信号であり、(1)はP波成分に対応し、(2)はS波成分に対応する、それぞれのOCT断層画像信号であることを意味している。従って、 $E_{outB}^{(1)}(z)$ は、垂直偏光かつP波成分に対応したOCT断層画像信号であり、 $E_{outB}^{(2)}(z)$ は、垂直偏光かつS波成分に対応したOCT断層画像信号である。

[0106] このようにして、水平偏光かつP波成分、水平偏光かつS波成分、垂直偏光かつP波成分、垂直偏光かつS波成分にそれぞれ対応した、OCT断層画像信号がマトリクスとして示されている。

[0107] ここで、 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 は、深さ方向に依存しない、 $E_{outA}^{(1)}(z)$ に対するそれぞれ $E_{outA}^{(2)}(z)$ 、 $E_{outB}^{(1)}(z)$ 、 $E_{outB}^{(2)}(z)$ の相対的な位相のオフセットであり、このように位相の複屈折成分の深さ方向の変化を無視することができるという仮定は、通常非偏光強度OCT（偏光を利用しないOCT）においても仮定されているところの、計測対象物の複屈折性は十分に小さいという近似に相当する。

[0108] このコヒーレント結合において、 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 は、次の式（数20）で表

される。

[0109] [数20]

$$\begin{aligned}\theta_1 &\equiv \text{Arg} \left[\sum_z E_{\text{out}A}^{(2)}(z) E_{\text{out}A}^{(1)}(z)^* \right] \\ \theta_2 &\equiv \text{Arg} \left[\sum_z E_{\text{out}B}^{(1)}(z) E_{\text{out}A}^{(1)}(z)^* \right] \\ \theta_3 &\equiv \text{Arg} \left[\sum_z E_{\text{out}B}^{(2)}(z) E_{\text{out}A}^{(1)}(z)^* \right]\end{aligned}$$

[0110] ここで、 z を下に付した Σ は、深さ方向の画素についての和である。Argは引数の位相成分を与える関数である。即ち、Arg[x]は複素数xの位相成分（偏角ともいう）を与える関数である。 $E_{\text{out}A}^{(1)}(z)^*$ は、 $E_{\text{out}A}^{(1)}(z)$ の複素共役を示す（以下の他の式でも同じ）。なお、 \equiv は、左辺の記号は右辺で定義する意味であり、 $=$ （イコール）と同じ意味で使用している。

[0111] 上記コヒーレント結合について、その平均値（上線付き $E_{\text{out}}(z)$ ）は、マトリクス要素のコヒーレント結合 $E_{\text{out}}(z)$ 、 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 を用いることで、次の式（数21）で定義される。この式によると、ジョーンズマトリクスの各要素の平均値をとることにより、強度OCT像を得ることができる。ここでの $E_{\text{out}}(z)$ の上線は、平均値を意味する。

[0112] [数21]

$$\overline{E_{\text{out}}}(z) = \frac{1}{4} \left[E_{\text{out}A}^{(1)}(z) + e^{-j\theta_1} E_{\text{out}A}^{(2)}(z) + e^{-j\theta_2} E_{\text{out}B}^{(1)}(z) + e^{-j\theta_3} E_{\text{out}B}^{(2)}(z) \right]$$

[0113] この合成された信号は、複素OCT信号についてそのランダムな位相をそろえて和をとっているため、ランダムな位相信号を含んだ二乗強度の和をとる従来の手法と比較して、より増強された感度を得ることができ、後記する

ドップラー位相シフト計測に適用した場合においても、より高い解像度を得ることができる。

[0114] 以上のとおり増強された感度を得ることができた合成された信号に基づく散乱OCT像（計測対象物からの散乱反射光によるOCT像（通常の強度OCT像））は、コヒーレントなマトリックス成分を用いて、次の式（数22）として得られる。

[0115] [数22]

$$\bar{I}(z, j) = \left| \overline{E_{out}}(z, j) \right|^2$$

[0116] また、複数回のB-スキャンデータを用い、それらのコヒーレントな平均をとることで、さらに、より高品質な散乱OCT像を得ることができる。これは、次の式（数23）で示される。

[0117] [数23]

$$I(z, j) = \sum_{f=2^{n_0}}^{2^{n_0+n}-1} \overline{E_{out}}(z, j) \exp(-i\phi_B(f))$$

[0118] 網膜よりさらに深い位置に存在する脈絡膜の血管について、本発明に係るジョーンズマトリックスOCTシステム1により、上記式の結果得られるOCT画像を図4（a）に示す。

[0119] この画像は、図4（c）に示す、従来のインドシアニンググリーン蛍光眼底血管造影（ICGA）の形式の血管造影により得られた同じ脈絡膜の血管の造影画像に比べて、よりコントラストが明確な画像であることが明らかである。

[0120] 次に、本発明をドップラー計測（ドップラーOCT）に適用する構成について、以下説明する。

[0121] 特にドップラー計測では、ドップラー信号（ドップラー位相シフト）は2つのA-スキャン（2回のB-スキャンで得られる第1のA-スキャンA₁と第2のA-スキャンA₂）で取得されるスペクトル干渉信号の位相差によって

得られるため、OCTで取得されるスペクトル干渉信号のジッター（Jitter：時間軸方向での信号波形の揺らぎや、その揺らぎにより生じる画像の乱れ）は、ドップラー計測におけるデータ誤差に直接影響する。

[0122] そのために、B-スキャンを繰り返し行うことにより、異なる時刻の同一箇所のA-ラインのデータを得る。

[0123] 一般に、生体の計測対象物のドップラー位相シフト $\Delta\phi(z)$ の生データは、 $\Delta\phi(z) = (4\pi\tau/\lambda_c)nv_z(z) + \phi_b$ から得られる。

[0124] ここで、 λ_c は光源の中心波長、 n は計測対象物の屈折率、 $v_z(z)$ は測定対象である計測対象物の流れる速度光軸方向（ z ）成分、 ϕ_b は計測対象物のバルクモーション（全体的な動き）による一定のオフセット（バルクオフセット）である。 τ は2つのA-スキャン間の時間差で、ここでは異なるB-スキャン間の時間となっている。

[0125] 本発明では、生のドップラーシフト $\Delta\phi(z, j)$ は互いに共役なコヒーレント成分で次の式（数24）のとおり定義される。

[0126] [数24]

$$\Delta\phi(z, j) = \text{Arg} [\overline{E_{out}(z, j+1)} \overline{E_{out}(z, j)}^*]$$

[0127] ここで、 $\Delta\phi(z, j)$ は、 j 番目のB-スキャンにおけるA-ラインと、 $j+1$ 番目のB-スキャンにおけるA-ラインとの間のドップラーシフトを表している。 $*$ は複素共役を示している。また、 E_{out} の上線（アップパーライン）は平均値を示している。

[0128] バルクオフセット $\Delta\phi_b(j)$ は、深さ方向の積分値を用いて、次の式（数25）で書くことができる。

[0129] [数25]

$$\phi_b(j) = \text{Arg} \left[\sum_z \overline{E_{out}(z, j+1)} \overline{E_{out}(z, j)}^* \right]$$

[0130] 同一点を複数（ m ）回のB－スキャンで計測することにより感度を向上させることができる。つまり、次の式（数26）示すとおりである。

[0131] [数26]

$$\overline{\Delta\phi}(z, j) = \text{Arg} \left[\sum_{j=m_0}^{m_0+m-2} \overline{E_{out}(z, j+1)} \overline{E_{out}(z, j)}^* \exp(-i\phi_b(j)) W(z, j) \right]$$

[0132] ここで、 m_0 はスタートのB－スキャンのパラメータであり、 $W(z, j)$ は強度マスクで、次の式（数27）で定義され、 ε^2 はOCT像のノイズフロア（最低雑音）である。この式は、窓関数 W はドップラー位相シフト量が所定の大きさ ε^2 より大きい場合は1にセットし、所定の大きさより小さい場合はノイズとして扱いデータに加算しないように0にセットする、という意味である。

[0133] [数27]

$$W(z, j) = \begin{cases} 1 & : \overline{E_{out}(z, j+1)} \overline{E_{out}(z, j)}^* > \varepsilon^2 \\ 0 & : \text{otherwise} \end{cases}$$

[0134] 網膜よりさらに深い位置に存在する脈絡膜の血管について、本発明に係るジョーンズマトリックスOCTをドップラー計測に適用、上記式で感度の向上した結果得られるOCT画像を図4（b）に示す。

[0135] この画像は、図4（c）に示す、従来のインドシアニンググリーン蛍光眼底血管造影（ICGA）の形式の血管造影により得られた同じ脈絡膜の血管の造影画像に比べて、感度が向上していることが明らかである。

[0136] $m = 1$ の時は、上記数式は次の式（数28）となる。

[0137] [数28]

$$\overline{\Delta\phi}(z, j) = \text{Arg} [\overline{E_{out}(z, j+1)} \overline{E_{out}(z, j)}^* \exp(-i\phi_b(j)) W(z, j)]$$

[0138] ドップラー像を表示する場合は、ドップラー位相シフトの二乗強度を示す

次の式（数 29）を用いる。

[0139] [数29]

$$|\overline{\Delta\phi(z, j)}|^2$$

[0140] （校正）

波長走査型の光源は、時間的に波長を変化させて走査するので、この光源の波長スキャン（波長の変化のタイミング）と、光検知器でスペクトル干渉信号としてデータを収集するタイミングとの間の（不一致により生じる）ジッター（Jitter：時間軸方向での信号波形の揺らぎや、その揺らぎにより生じる画像の乱れ）が問題になる。

[0141] このジッターは、スペクトルサンプリングのランダムなシフトをもたらし、結果、OCTで取得されるスペクトル干渉信号のジッターとなる。

[0142] 本発明では、偏光遅延ユニット 21（偏光ディレイユニット：Polarization delay unit）を使用して校正信号を発生させるとともに、異なる B スキャンにおける A ライン間のスペクトルサンプリングに生じるジッター（光源の波長走査と A ライン間の同期における位相の時間位置の揺らぎ）をモニターし、校正信号を用い、本発明の画像処理プログラムによって、コンピュータを補正手段として機能させて補正することで、位相の安定化をすることが可能とする。

[0143] 校正信号は、本発明に係る波長走査型 OCT 2 で以下のように発生させる。前記したとおり、偏光遅延ユニット 21 の偏光ビームスプリッタ 39 は、理想的には P 波を透過し、S 波を反射するものである。

[0144] しかし、実際は、市販の偏光ビームスプリッタは直線偏光を完全に分離出来ず、反射光に P 波が混入する。これにより、偏光遅延ユニット 21 は P 波について互いに光路長差 z_0 をもつマハツエンダー干渉計のように振る舞い、校正信号として機能する干渉光を発生する。

[0145] この校正信号は、カップラー 22 を通って位相キャリブレーションユニット

31の校正鏡34で反射され、再び、カップラー22を通過して偏光分離検出ユニット14の水平バランス偏光検出器68及び垂直バランス偏光検出器70で検出される。

[0146] 水平バランス偏光検出器68及び垂直バランス偏光検出器70でそれぞれ検出される校正信号に基づく断層画像（キャリブレーション用（校正用）のライン画像）は、上記光路長差 z_0 に対応した深さの位置に現れるが、この位置は、図2（a）、（b）にそれぞれ示すように、常に2つの入力偏光の多重化された信号のちょうど真ん中となっている。これを用いて光源の波長走査とAライン間の同期におけるジッター（位相の時間位置の揺らぎ）を補正する。

[0147] ジッターの補正は、次のとおりである。たとえば、Bスキャンの最初のAラインを基準とし、そのスペクトル強度 $I_r(j)$ とし、校正する他のAラインデータを $I_c(j)$ とするとこれらは、次の式（数30）で表される。

[0148] [数30]

$$I_r(j) = |E_r(j) + E_t(j)|^2$$

$$I_c(j) = |E_r(j - \beta_j) + E_t(j - \beta_j)|^2 = I_r(j) * \delta(j - \beta_j)$$

[0149] ここで $E_r(j)$ および $E_c(j)$ は、偏光遅延ユニットを反射および透過してきた光によるスペクトル干渉成分であり、 j はBラインのパラメータである。 $*$ は畳み込み積分（コンボリューション）を表し、 β_j はスペクトルの相対的なシフト量となっている。

[0150] スペクトルのシフト量の推定において、まず、基準となる参照Aラインの信号をフーリエ変換したものと、校正するAラインの信号をフーリエ変換したものの複素共役を、次の式（数31）のとおり積算する。

[0151]

[数31]

$$\mathcal{F}[I_r(j)] \mathcal{F}[I_r(j)]^* = \mathcal{F}[I_r(j)] \mathcal{F}[I_r(-j)] \mathcal{F}[\delta(-j-\beta_j)]$$

[0152] ここで、 $\mathcal{F}[\]$ は、フーリエ変換を表し、上付きの*は複素共役を表す。上式をフーリエ逆変換すると、次の式（数32）のとおりとなる。

[0153] [数32]

$$\begin{aligned} \mathcal{F}^{-1}[\mathcal{F}[I_r(j)] \mathcal{F}[I_r(j)]^*] &= I_r(j) * I_r(-j) * \delta(-j-\beta_j) \\ &= \{I_r(j) \otimes I_r(j)\} * \delta(-j-\beta_j) \end{aligned}$$

[0154] ここで、 \otimes 内に \times を記載した記号は、相関演算（コリレーション）である。そして、次の式（数33）は、 $I_r(j)$ の自己相関であるので、 $j=0$ で最大値をとるため、全体の最大値は、 $j=-\beta_j$ のところとなる。

[0155] [数33]

$$I_r(j) \otimes I_r(j)$$

[0156] 従って、スペクトルシフトの量 β_j は上式の信号が最大となる箇所から決定することができる。検出の精度を上げるためには、フーリエ変換の際、有効データの外側を0の値のデータで拡張するゼロフィリングを行いフーリエ変換をおこなうことによって周波数空間での分解能を向上させることができる。たとえば、16倍に領域を拡大すれば、 $1/16$ ピクセルの精度で周波数空間においてシフト量を検出することが可能となる。

[0157] SS-OCTの場合、光源は光の周波数について線形なスキャンをおこなっている。データ処理においては波数に線形なデータに変換する必要があり、この手順をリスケーリングとよび、テーブルを用いて変換している。この周波数-波数のリスケーリングテーブルに上記のシフト量を組み込んだものを、予め作成して用意しておくことで、1度の変換で、ジッター補正とリスケーリングをおこなうことができる。

[0158] 以上、本発明に係るジョーンズマトリックスOCTシステム及び該OCTで得られた計測データを画像処理するプログラムを実施するための形態を実施例に基づいて説明したが、本発明はこのような実施例に限定されることなく、請求の範囲記載の技術的事項の範囲内で、いろいろな実施例があることは言うまでもない。

産業上の利用可能性

[0159] 本発明に係るジョーンズマトリックスOCTシステム及び該OCTで得られた計測データを画像処理するプログラムは、非侵襲による眼科診断装置への利用が最適であり、擬似血管造影検査、脈絡膜血管の定量評価による緑内障、糖尿病網膜症の超早期診断に、きわめて有用である。

符号の説明

- [0160]
- 1 ジョーンズマトリックスOCTシステム
 - 2 波長走査型OCT
 - 3 コンピュータ
 - 6 光源
 - 7 計測対象物
 - 8 光アイソレータ
 - 11 ファイバーカプラー
 - 12 参照アーム
 - 13 プローブアーム
 - 14 偏光分離検出ユニット
 - 17 ファイバー
 - 20 偏光制御器
 - 21 偏光遅延ユニット
 - 22 カップラ
 - 23 ファイバーコリメータ
 - 24 2軸ガルバノスキャナ
 - 25 対物レンズ

- 2 6 非球面眼科用レンズ
- 3 1 位相キャリブレーションユニット
- 3 2 ファイバーコリメータ
- 3 3 レンズ
- 3 4 ミラー（校正鏡）
- 3 7 ファイバーコリメータ
- 3 8 45° 直線偏光器
- 3 9 偏光ビームスプリッタ
- 4 0 第1のドーププリズム
- 4 1 第2のドーププリズム
- 4 2 合波用の偏光ビームスプリッタ
- 4 3 ファイバーコリメータ
- 4 6 ファイバーコリメータ
- 4 7 ミラー
- 4 8 ミラー
- 4 9 ファイバーコリメータ
- 5 0 偏光制御器
- 5 4 合波用のビームスプリッタ
- 5 5 偏光制御器
- 5 6 ファイバーコリメータ
- 5 7 ファイバーコリメータ
- 5 8 45° 直線偏光器
- 6 1 第1の光路
- 6 2 第2の光路
- 6 3 第1の偏光ビームスプリッタ
- 6 4 第2の偏光ビームスプリッタ
- 6 7 ファイバーコリメータ
- 6 8 水平バランス偏光検出器

- 69 ファイバーコリメータ
- 70 垂直バランス偏光検出器
- 74 ファイバーコリメータ
- 75 ファイバーコリメータ
- 81 入力部
- 82 出力部
- 83 CPU
- 84 記憶装置
- 85 データバス
- 93 OCT
- 94 光源
- 95 コリメートレンズ
- 96 ビームスプリッタ
- 97 対物レンズ
- 98 被計測物体
- 99 対物レンズ
- 100 参照鏡
- 101 集光レンズ
- 102 光検出器

請求の範囲

[請求項1]

波長走査型光源と、波長走査型光源の光を2つの光路へ分割するカップラと、前記2つの光路の一方に設けられ、分割された一方の光を参照鏡で反射して参照光を生成する参照アームと、前記2つの光路の他方に設けられ、分割された他方の光を計測対象物に照射し反射させて物体光を生成するプローブアームと、参照光と物体光を重ねてスペクトル干渉光を生成し、該スペクトル干渉光を光検出器で検出する偏光分離検出ユニットと、偏光分離検出ユニットで検出されたスペクトル干渉光に基づき計測対象物の断層画像を生成するコンピュータと、を備えたジョーンズマトリックスOCTシステムであって、

プローブアームは、前記他方の光を直線偏光してからS波成分とP波成分に分割して、S波成分とP波成分を互いに光路長の異なる光路を通して重畳する偏光遅延ユニットを設けており、

偏光分離検出ユニットは、光検出器によって、前記スペクトル干渉光における、垂直偏光成分のS波成分とP波成分にそれぞれ対応し、計測対象物の深さ方向に異なるスペクトル干渉光を検出するとともに、水平偏光成分のS波成分とP波成分にそれぞれ対応し、計測対象物の深さ方向に異なるスペクトル干渉光を検出して、4つのスペクトル干渉信号を得ることができ、

コンピュータは、4つのスペクトル干渉信号から、計測対象物の深さz方向に異なる断層画像を生成できるとともに、4つのスペクトル干渉信号のマトリクスから、コヒーレント結合を求め、さらに、4つのスペクトル干渉信号のランダムな位相をそろえて合成しマトリクスのコヒーレントの要素を得ることで、より解像度の高い断層画像を生成する構成であることを特徴とするジョーンズマトリックスOCTシステム。

[請求項2]

コンピュータは、j番目のB-スキャンにおけるA-ラインと、j+1番目のB-スキャンにおけるA-ラインとの間のドップラーシフ

トが、互いに共役なコヒーレント成分であるという定義に基づき、ドップラー像を、ドップラー位相シフトの二乗強度を示す式で算出して表示可能であり、

同一点を複数（ m ）回のBースキャンで計測することにより、ドップラーシフトを求め、ドップラー計測に適用することで、ドップラー計測の感度を向上させる構成であることを特徴とする請求項1記載のジョーンズマトリックスOCTシステム。

[請求項3] コンピュータは、計測対象物からの散乱反射光によるOCT像を、コヒーレントなマトリックス成分を用いて得ることができ、さらに複数回のBースキャンデータを用い、それらのコヒーレントな平均をとることで、高品質な散乱OCT像を得ることができる構成であることを特徴とする請求項1記載のジョーンズマトリックスOCTシステム。

[請求項4] カップラを介して計測対象物に対する光路と分岐した光路に、校正鏡を有する位相キャリブレーションユニットが設けられており、

校正鏡は、偏光遅延ユニットにおいてP波又はS波自体について互いに光路長差をもつことで干渉して生じた、キャリブレーションユニットに入射される干渉光を反射させて、前記カップラを介して偏光分離検出ユニットに送り参照光と重畳して校正信号として機能する干渉光とし、

水平バランス偏光検出器及び垂直バランス偏光検出器は、それぞれ校正信号として機能する干渉光を検出し、

コンピュータは、該校正信号を用いて、光源の波長走査とAースキャン間の同期におけるジッターを補正することを特徴とする請求項1～3のいずれかに記載のジョーンズマトリックスOCTシステム。

[請求項5] 波長走査型光源と、波長走査型光源から出射された光を2つの光路へ分割するカップラと、2つの分岐光路の一方に設けられ、分割され

た一方の光を参照鏡で反射して参照光を生成する参照アームと、2つの分岐光路の他方に設けられ、分割された他方の光を計測対象物に照射し反射させて物体光を生成するプローブアームと、参照光と物体光を重ねてスペクトル干渉光を生成し、該スペクトル干渉光を光検出器で検出する偏光分離検出ユニットと、コンピュータと、を備えたジョーンズマトリックスOCTシステムにおける前記コンピュータに搭載され、光検出器で検出したスペクトル干渉光に基づき計測対象物の断層画像を生成するプログラムであって、

プローブアームは、前記他方の光を直線偏光してからS波成分とP波成分に分割して、S波成分とP波成分を互いに光路長の異なる光路を通して重畳する偏光遅延ユニットを設けており、

偏光分離検出ユニットは、光検出器によって、前記スペクトル干渉光における、垂直偏光成分のS波成分とP波成分にそれぞれ対応し、計測対象物の深さ方向に異なるスペクトル干渉光を検出するとともに、水平偏光成分のS波成分とP波成分にそれぞれ対応し、計測対象物の深さ方向に異なるスペクトル干渉光を検出して、4つのスペクトル干渉信号を得ることができ、

前記プログラムは、コンピュータを、4つのスペクトル干渉信号から、計測対象物の深さz方向に異なる断層画像を生成できるとともに、4つのスペクトル干渉信号のマトリクスから、コヒーレント結合を求め、さらに、4つのスペクトル干渉信号のランダムな位相をそろえて合成したマトリクスのコヒーレントの要素を得ることで、より解像度の高い断層画像を生成する画像処理手段として機能させることを特徴とするプログラム。

[請求項6]

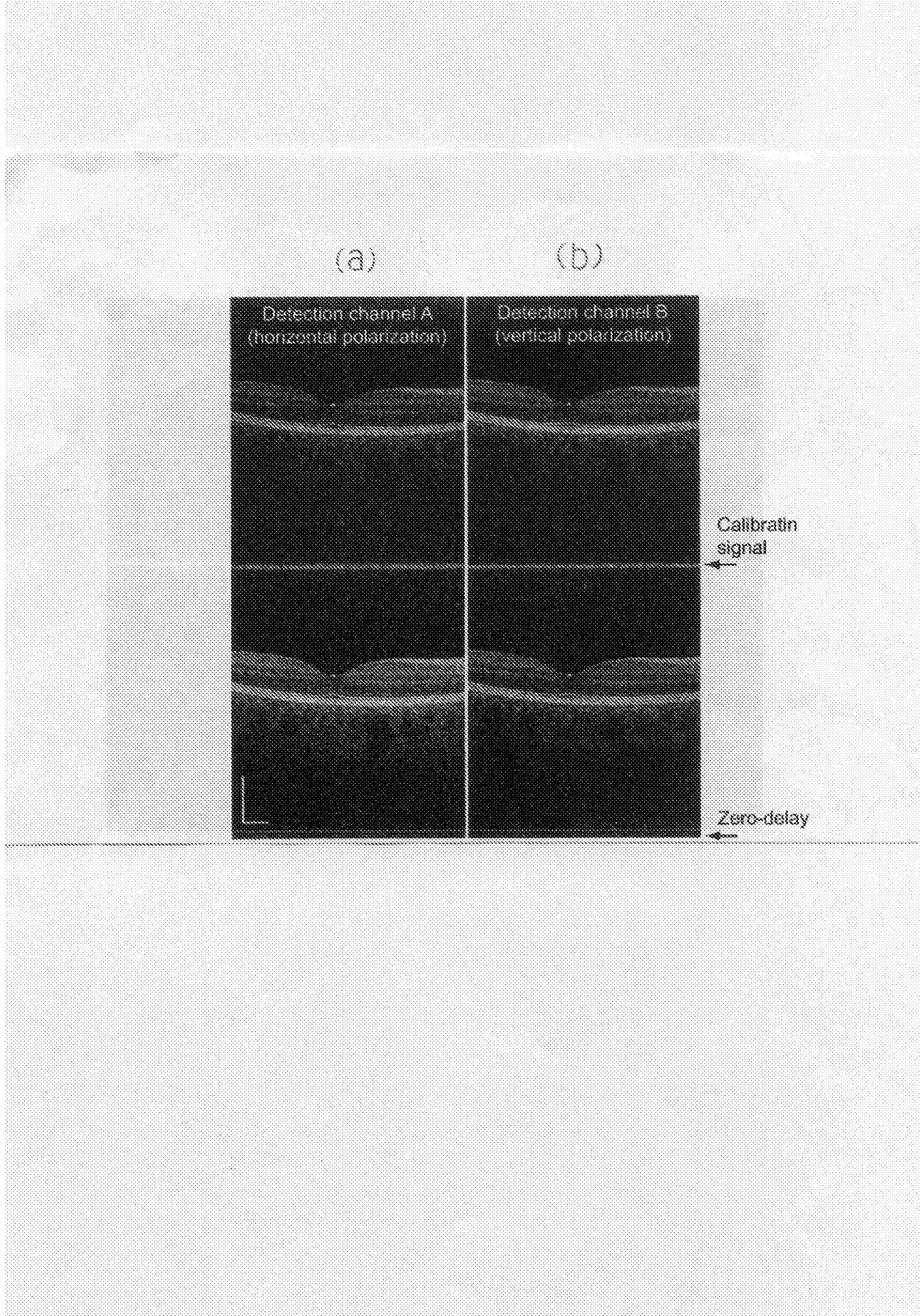
コンピュータを、j番目のBースキャンにおけるAラインと、j+1番目のBースキャンにおけるAラインとの間のドップラーシフトは、互いに共役なコヒーレント成分であるという定義に基づき、ドップラー像を、ドップラー位相シフトの二乗強度を示す式で算出して

表示可能であり、同一点を複数（ m ）回のB-スキャンで計測することにより、ドップラーシフトを求め、ドップラー計測に適用することで、ドップラー計測の感度を向上させる画像処理手段として機能させることを特徴とする請求項5記載のプログラム。

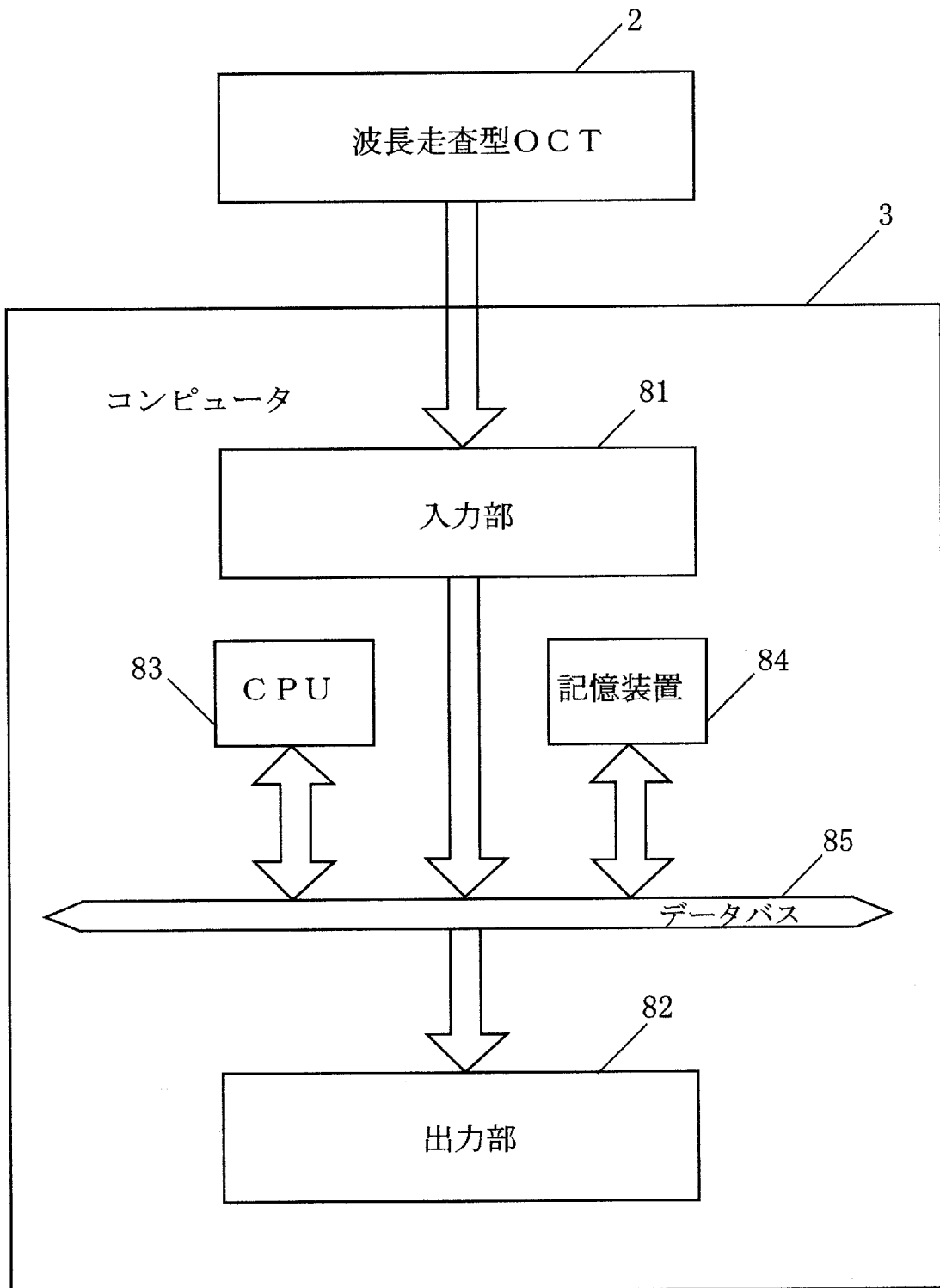
[請求項7]

コンピュータを、計測対象物からの散乱反射光によるOCT像を、コヒーレントなマトリックス成分を用いて得ることができ、さらに複数回のB-スキャンデータを用い、それらのコヒーレントな平均をとることで、高品質な散乱OCT像を得る画像処理手段として機能させることを特徴とする請求項5記載のプログラム。

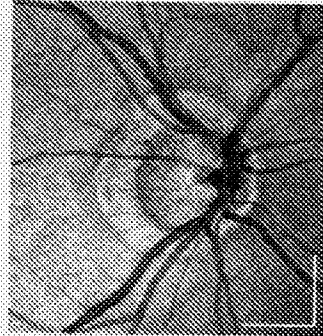
[図2]



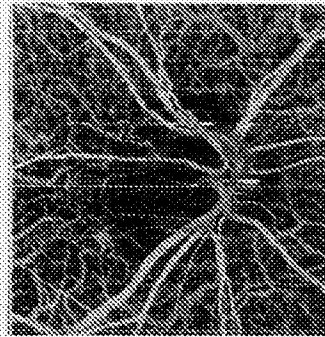
[図3]



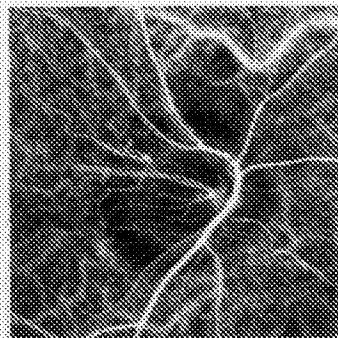
[図4]



(a)

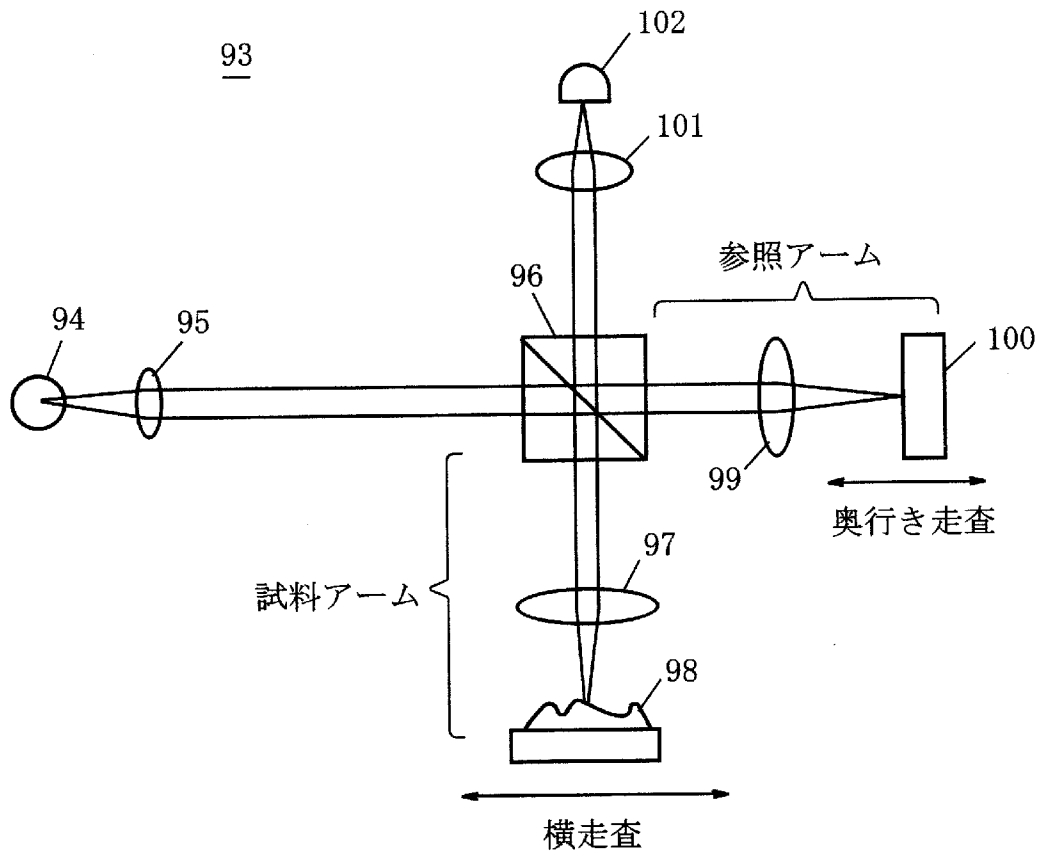


(b)



(c)

[図5]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/062929

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01N21/17(2006.01)i, A61B3/10(2006.01)n

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)

G01N21/01-G01N21/61, A61B1/00-A61B3/15, A61B10/00

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 1996-2014

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014

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

JSTPlus (JDreamIII), JMEDPlus (JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P, X	JU, M.J. <i>et.al.</i> "Advanced multi-contrast Jones matrix optical coherence tomography for Doppler and polarization sensitive imaging", OPTICS EXPRESS, Volume 21, Number 16, 2013.08.09, Pages 19412-19436	1-7
<u>X</u> Y	BAUMANN, B. <i>et.al.</i> "Swept source / Fourier domain polarization sensitive optical coherence tomography with a passive polarization delay unit", OPTICS EXPRESS, Volume 20, Number 9, 2012.04.19, Pages 10229-10241	<u>1, 5</u> 3-4, 7
A	KUROKAWA, K. <i>et.al.</i> "Three-dimensional retinal and choroidal capillary imaging by power Doppler optical coherence angiography with adaptive optics", OPTICS EXPRESS, Volume 20, Number 20, 2012.09.20, Pages 22796-22812	2, 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
29 May, 2014 (29.05.14)Date of mailing of the international search report
10 June, 2014 (10.06.14)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/062929

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	HENDARGO, H.C. <i>et.al.</i> "Automated non-rigid registration and mosaicing for robust imaging of distinct retinal capillary beds using speckle variance optical coherence tomography", BIOMEDICAL OPTICS EXPRESS, Volume 4, Number 6, 2013.05.07, Pages 803-821	3, 7
Y	YAMANARI, M. <i>et.al.</i> "Polarization-sensitive swept-source optical coherence tomography with continuous source polarization modulation", OPTICS EXPRESS, Volume 16, Number 8, 2008.04.11, Pages 5892-5906	4
X	US 2012/0327423 A1 (HANEBUCHI, M.), 27 December 2012 (27.12.2012), paragraphs [0115] to [0122], [0189] to [0205]; fig. 7 to 10	1, 5
A	JP 2010-014514 A (Fujifilm Corp.), 21 January 2010 (21.01.2010), paragraphs [0035] to [0109]; fig. 2 to 8	3, 7
A	JP 2012-508380 A (THE GENERAL HOSPITAL CORP.), 05 April 2012 (05.04.2012), paragraph [0043]; fig. 1	1, 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2014/062929

US 2012/327423 A1	2012.12.27	EP 2574273 A1	2013.04.03
		JP 2013-007601 A	2013.01.10
		JP 2013-148482 A	2013.08.01
JP 2010-014514 A	2010.01.21	(Family: none)	
JP 2012-508380 A	2012.04.05	EP 2341823 A2	2011.07.13
		EP 2341823 A4	2013.04.24
		WO 2010/054097 A2	2010.05.14
		WO 2010/054097 A3	2010.07.29
		US 2012/099113 A1	2012.04.26

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, A61B3/10(2006.01)n		
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. G01N 21/01 - G01N 21/61, A61B 1/00 - A61B 3/15, A61B 10/00		
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 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2014年 日本国実用新案登録公報 1996-2014年 日本国登録実用新案公報 1994-2014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) JSTPlus (JDreamIII), JMEDPlus (JDreamIII)		
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
P, X	JU, M. J. <i>et. al.</i> "Advanced multi-contrast Jones matrix optical coherence tomography for Doppler and polarization sensitive imaging", OPTICS EXPRESS, Volume 21, Number 16, 2013.08.09, Pages 19412-19436	1-7
X Y	BAUMANN, B. <i>et. al.</i> "Swept source / Fourier domain polarization sensitive optical coherence tomography with a passive polarization delay unit", OPTICS EXPRESS, Volume 20, Number 9, 2012.04.19, Pages 10229-10241	1, 5 3-4, 7
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> 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 29.05.2014	国際調査報告の発送日 10.06.2014	
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) 高場 正光 電話番号 03-3581-1101 内線 3250	2W 2910

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	KUROKAWA, K. <i>et. al.</i> “Three-dimensional retinal and choroidal capillary imaging by power Doppler optical coherence angiography with adaptive optics” , OPTICS EXPRESS, Volume 20, Number 20, 2012.09.20, Pages 22796-22812	2, 6
Y	HENDARGO, H.C. <i>et. al.</i> “Automated non-rigid registration and mosaicing for robust imaging of distinct retinal capillary beds using speckle variance optical coherence tomography” , BIOMEDICAL OPTICS EXPRESS, Volume 4, Number 6, 2013.05.07, Pages 803-821	3, 7
Y	YAMANARI, M. <i>et. al.</i> “Polarization-sensitive swept-source optical coherence tomography with continuous source polarization modulation” , OPTICS EXPRESS, Volume 16, Number 8, 2008.04.11, Pages 5892-5906	4
X	US 2012/0327423 A1 (HANEBUCHI, M.) 2012.12.27 [0115]-[0122], [0189]-[0205], Figures 7-10	1, 5
A	JP 2010-014514 A (富士フイルム株式会社) 2010.01.21 [0035]-[0109], 図 2-8	3, 7
A	JP 2012-508380 A (THE GENERAL HOSPITAL CORPORATION) 2012.04.05 [0043], 図 1	1, 5

US 2012/327423 A1	2012. 12. 27	EP 2574273 A1	2013. 04. 03
		JP 2013-007601 A	2013. 01. 10
		JP 2013-148482 A	2013. 08. 01
-----	-----	-----	-----
JP 2010-014514 A	2010. 01. 21	(ファミリーなし)	
-----	-----	-----	-----
JP 2012-508380 A	2012. 04. 05	EP 2341823 A2	2011. 07. 13
		EP 2341823 A4	2013. 04. 24
		WO 2010/054097 A2	2010. 05. 14
		WO 2010/054097 A3	2010. 07. 29
		US 2012/099113 A1	2012. 04. 26
-----	-----	-----	-----