

(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
2011 年 11 月 24 日(24.11.2011)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2011/145182 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2010/058407

(22) 国際出願日: 2010 年 5 月 19 日(19.05.2010)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 興和株式会社 (KOWA COMPANY, LTD.) [JP/JP]; 〒4608625 愛知県名古屋市中区錦 3 丁目 6 番 2 9 号 Aichi (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 原 拓也 (HARA Takuya) [JP/JP]; 〒4312103 静岡県浜松市北区新都田 1-3-1 興和株式会社 浜松工場内 Shizuoka (JP).

(74) 代理人: 加藤 卓 (KATO Takashi); 〒1600022 東京都新宿区新宿二丁目 5 番 1 6 号 霞ビル 5 階 特許業務法人共立 新宿オフィス 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, JP, 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, RO, RS, RU, 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, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

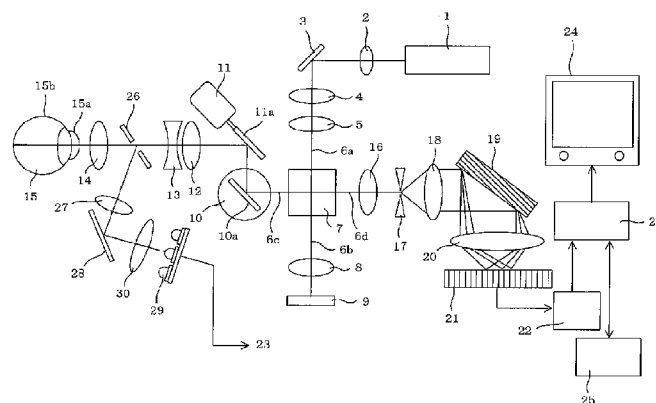
添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY DEVICE

(54) 発明の名称: 光干渉断層画像計測装置

[図3]



(57) Abstract: An optical coherence tomography device which has galvanometers (10, 11) as an optical scanning means for performing a two-dimensional scan of a predetermined partial scan area of a subject's eye with a signal light, wherein when performing a two-dimensional scan of a subject's eye (15), divides the whole measuring range of the eyeground of the subject's eye (15) into a plurality of partial scan areas, sequentially scans each partial scan area and panoramically synthesizes the optical coherence tomography images obtained from each partial scan area in order to obtain an optical coherence tomography image of the measuring range of the subject's eye. In measuring the partial scan areas, prescribed LEDs of an internal fixation lamp (29) arranged with LEDs in a matrix are lit to guide the line of sight of the subject's eye (15) in a direction necessary for the measurement of each partial scan area.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2011/145182 A1



信号光で被検眼の所定の部分スキャンエリアを２次元スキャンする光走査手段としてガルバノメーター１０、１１を有し、被検眼１５を２次元スキャンする場合、被検眼１５の眼底の測定範囲全体を複数の部分スキャンエリアに分割して各部分スキャンエリアを順次スキャンし、各部分スキャンエリアから得られた光干渉断層画像をパノラマ合成することにより被検眼の測定範囲の光干渉断層画像を取得する。各部分スキャンエリアの測定においてはマトリクス状にＬＥＤが配置して成る内部固視灯２９の所定のＬＥＤを点灯させ、その各部分スキャンエリアの測定に必要な方向に被検眼１５の視線を誘導する。

明 細 書

発明の名称： 光干渉断層画像計測装置

技術分野

[0001] 本発明は光断層画像化を行う光干渉断層画像計測装置（OCT装置）、特に被検眼の眼底組織の光干渉断層画像取得などに好適な光干渉断層画像計測装置に関するものである。

背景技術

[0002] 現在OCT（Optical Coherence Tomography：光干渉断層画像計測装置）の主流は、フーリエドメイン（周波数領域）OCTである。従来のタイムドメイン（時間領域）方式では参照光ミラーをスキャンしなければ1次元断層像が取得できなかったが、フーリエドメイン方式によれば参照光ミラーを固定したまま1次元断層像が得られるため、さらに2つのガルバノミラーなどによる2次元スキャン（ラスタースキャン）を行うことで、実質的に3次元（以下必要に応じて3Dとも表記する）スキャンとなり、高速に断層像の3D画像を取得することが可能となった。下記の特許文献1ではガルバノミラーの代わりにMEMS（Micro Electronic Mechanical System）光走査ミラーを用いたOCT 3次元分布測定が開示されている。

特許文献1：特開2009-119153号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0003] フーリエドメインOCTでは、3次元スキャンの処理速度が高速になったとはいえ、広範囲、あるいは高精細な画像を得るためにはそれなりの時間がかかる。通常、断層像（Bスキャン＝2次元スキャン）を1枚取得する場合、Aスキャン（Z軸方向への1次元スキャン）をX軸方向に移動しながら100～500ポイントとることで画像が構築される。ここで、仮にAスキャンを512ポイントとるBスキャンと同様の密度で3Dスキャンを行った場合

、 $512 \times 512 = 262144$ スキャンとなり、カメラの速度を 30 k (scan/sec) とした場合、3D スキャンの画像取得には約 8.7 秒かかってしまうことになる。

[0004] 非常に高速な 55 k (scan/sec) のカメラを用いたとしても、画像取得の処理時間は約 4.8 秒となりこれは現実的ではない。眼科撮影の場合、上記のような数秒規模の測定時間では、被検眼の固視微動や瞬目などにより正確な撮影データが得られず、測定失敗となってしまう。そこで、現状各社の OCT は空間分解能を落として約 $1 \sim 1.5$ 秒程度で測定が終了するようにしている。

[0005] たとえばすでに販売されている光干渉断層計の一例においては、カメラの性能が 53 k スキャン/秒 、 $9 \text{ mm} \times 9 \text{ mm}$ の 3D スキャンを 1.6 秒で行うというスペックのものがある。上記のように、仮に A スキャン（Z 軸方向へのスキャン）を X 軸方向に 512 ポイントとる B スキャンで 3D スキャン（Y 軸方向へのスキャン）を行うと、1 回の B スキャンにかかる時間は約 9.7 msec である。これにより 1.6 sec の間に約 166 回の B スキャンができることになり、X 軸方向の分解能は約 $17.6 \mu\text{m}$ 、Y 軸方向の分解能は約 $54.2 \mu\text{m}$ と計算される。

[0006] 通常、フーリエドメイン方式では、深さ（Z 軸）方向の分解能は $5 \sim 6 \mu\text{m}$ 、タイムドメイン方式でも $10 \mu\text{m}$ 程度であることから、この例では特に Y 軸方向の分解能が不十分であり、実際に画像表示する場合にはライン間を補完するような画像処理を行うことになるため、正確性が劣ることになる。

[0007] 以上のことから、現在の OCT における 3D スキャンは網膜の詳細な構造を 3D で構築するには程遠く、網膜各層の厚さのマッピングをするにとどまっているのが現状である。

[0008] さらに、被検者によっては、上記のような約 $1 \sim 1.5$ 秒の測定時間であっても、固視微動や瞬目により、正確な測定データが得られない場合がある。例えば高齢者や網膜疾患がある被検者等は固視が安定しないため、より短時間で測定を終わらせる必要があり、このためにはスキャンエリアを小さく

するか空間分解能を落とす必要がある。

[0009] 以上のように、被検眼に対する３Ｄスキャンを行う場合、臨床上、問題となるのは空間分解能と測定時間のどちらを優先させるかということになる。

[0010] しかし、高速カメラは高額であり、さらに、スキャン範囲を広くすることは、眼底カメラにおける高画角化と同じであり、対物レンズを大きくしたり、ワーキングディスタンスを短くする、などの対応が必要となる。しかしながら、このように対物レンズを大きくした場合は、装置が大型化し結果として装置が高額になり、ワーキングディスタンスを短くした場合は、被検者への圧迫感や開瞼のしづらさなどを生じる、などの問題がある。

[0011] 本発明の課題は、上記問題を解決し、大きな対物レンズ、広い画角で断層像を取得することなく、被検眼の網膜の３Ｄ撮影を行うことができる光干渉断層画像計測装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0012] 以上の課題を解決するため、本発明によれば、部分的コヒーレント光を射出する光源と、該光源から出射された光ビームを、被検眼の配置位置を経由する信号光と、該被検眼配置位置を経由する光路とは異なる光路を経由する参照光とに二分するとともに、前記被検眼配置位置を経由した後の信号光と、前記異なる光路を経由した参照光とを互いに重畳することにより干渉光を生成する干渉光学系と、該干渉光学系で生成された前記干渉光を分光するための回折格子と、該分光された干渉光を検出する光センサアレイと、該光センサアレイが検出した信号を高速フーリエ変換する高速フーリエ変換器と、該高速フーリエ変換器の出力を画像化して光干渉断層画像として表示または記録する制御部とを有する光干渉断層画像計測装置において、前記制御部の制御に基づき、前記信号光で前記被検眼の所定の部分スキャンエリアを所定のスキャンスピードにより、２次元スキャンする走査手段を有し、前記走査手段により前記被検眼を２次元スキャンする場合、前記被検眼の測定範囲全体を複数の部分スキャンエリアに分割して各部分スキャンエリアを前記走査手段により順次スキャンし、各部分スキャンエリアから得られた光干渉断層

画像をパノラマ合成することにより前記被検眼の測定範囲の光干渉断層画像を取得する構成を採用した。

発明の効果

- [0013] 上記構成によれば、１つ１つの部分スキャンエリアを微小な領域とし、複数の部分スキャンエリアの撮影により広い範囲の測定領域をカバーし、各部分スキャンエリアで得られた画像をパノラマ合成することにより測定領域全体の画像を取得することができ、各部分スキャンエリアにおける固視微動や瞬目の影響を小さくすることができ、部分スキャン一つ一つの測定時間を短くできるので、被検者（高齢者や疾病を持つ患者）に対応でき、また、測定エリアの数（取得画像の数）、サイズなどを種々選択することにより測定時間や分解能を変更することができる、という優れた効果がある。

図面の簡単な説明

- [0014] [図1]本発明を採用したＯＣＴ装置の構成例を示した説明図である。
[図2A]図１のＯＣＴ装置による撮影例を示した説明図である。
[図2B]図１のＯＣＴ装置による撮影例を示した説明図である。
[図2C]図１のＯＣＴ装置による撮影例を示した説明図である。
[図3]本発明を採用したＯＣＴ装置の異なる構成例を示した説明図である。

発明を実施するための形態

- [0015] 以下、本発明を実施するための最良の形態の一例として、被検眼眼底組織の光干渉断層画像計測を行うＯＣＴ装置に関する実施例を示す。

実施例 1

- [0016] 図１において、符号１で示すものは、部分的コヒーレント光を射出する高輝度の発光ダイオード（Super Luminescent Diode : SLD）であり、断層画像を観察するために必要な低干渉性の（干渉性が少ない）性質を有する光源である。中心波長は、例えばそれぞれ８４０nmという赤外線（不可視）帯域の光を発生するものとする。光源１からの光ビームは、レンズ２でコリメートされ、ミラー３を介した光ビームは、レンズ

4、5を介して所定の大きさの光ビームへと拡大された後、ビームスプリッター（BS：光分割部材）7に入射する。ビームスプリッター7の位置において、光路は、光源側の光路6a、参照光路6b、探索光路6c、検出光路6dの4方向に分割されている。

[0017] さらに不図示の別の光源、たとえば、可視光（例えば、波長670nm程度の赤色）の光を射出するSLDまたはLD（Laser Diode：半導体レーザー）を設け、これを、ダイクロイックミラーなどを用いて光源1の光軸と一致させることで、測定用の不可視の赤外線に対して、可視光で光ビームの光路を確認するための補助光源として利用することができる。

[0018] 参照光路6bを進む光ビームは参照光ミラー9で反射され、参照光ミラー9で反射された光ビームは、レンズ8を介して参照光路6bを戻る。

[0019] 一方、探索光路6cを進む光ビームは、ガルバノメーター10に装着されたガルバノミラー10aに入射する。ガルバノミラー10aで反射された光ビームは、第2のガルバノメーター11のガルバノミラー11aで反射し、これら2つのガルバノミラー10aまたは11aを介して、光軸に対して直交する方向に、光ビームをそれぞれ1次元的に走査させることができる。

[0020] 例えば、二つのガルバノミラー10a、11aの一方を固定して一方だけによる走査を行えば、光軸（Z軸）に垂直な方向のX軸方向またはY軸方向の走査が可能である。図1の場合、たとえば、ガルバノメーター11によりX軸方向の走査を、ガルバノメーター10によりY軸方向の走査を行なうことができる。

[0021] あるいは、二つのガルバノミラー10a、11aとともに同一の周波数で動作させて、それぞれを駆動する波形の種類や振幅、位相等を適宜設定すれば、XY面内方向において、任意のライン状の走査、またはサークル状等の走査が可能になる。これらガルバノミラー10aと11aは、それぞれ探索光の光ビームを、分光計21を構成するラインセンサアレイと同じ周波数で走査するための第1と第2の光走査手段を構成している。

[0022] ガルバノミラー10a、11aによって走査された光ビームは、レンズ1

2、13、14を介した後、観察対象物体の被検眼15（前眼部15a、または眼底15b）に入射する。ここで、レンズ12、13は、被検眼の視度（近視や遠視等）に応じて調節可能なフォーカシング光学系を構成しており、対象物体の光学特性に応じて光ビームの焦点位置を変化させる焦点調節手段となっている。レンズ12および13の位置は所定の機構（不図示）の動作に応じて光軸方向に調整可能である。また、レンズ12、13とレンズ14は、テレセントリック光学系を構成しており、ガルバノミラーと被検眼との共役関係がほぼ一定に保たれるように構成されている。

[0023] 被検眼15に入射した光ビームは、例えば眼底15bの所定位置において、点状に収束してフォーカス状態となる。この点状にフォーカスされた光ビームは、ガルバノミラー10a、11a（光走査手段）の走査によって、被検眼の眼底15bを、ライン状またはサークル状等に走査することが可能であるが、本実施例では、後述の図2A～図2Cに示すように矩形状の小さいエリアを2次元走査し、さらには同様の矩形状エリアを、位置をずらしながら格子状に走査し、これらの各エリアから得た画像をパノラマ合成する。

[0024] 被検眼15の眼底15bからの反射光は、前述した光学系を逆進し、すなわちレンズ12、13、14、ガルバノミラー10a、11aを経由して、ビームスプリッター（BS）7に至る。探索光路6cを逆進し、ビームスプリッター7を透過した被検眼15からの反射光は、参照光路6bから戻ってくる参照光と合成され、これにより検出光路6dに干渉光が発生する。

[0025] この干渉光は、検出光としてレンズ16を介して検出開口（ピンホール）17を通過し、さらにレンズ18を介して、光軸に対して傾斜して配置された回折格子19に入射される。回折格子19を介した検出光は、レンズ20を介してラインセンサアレイから成る分光計21にて検出される。

[0026] 分光計21の出力信号は高速フーリエ変換器（FFT）22によってスペクトル分布信号に変換されPC（パーソナルコンピュータ）23に入力される。

[0027] PC23において、高速フーリエ変換器22から入力された検出光の情報

に対して画像処理を行うことにより、被検眼の生体成分の3次元分布を測定することができる。

[0028] PC23は、光学系（特に2つのガルバノメーター10、11等）の動作全般を制御するとともに、被検眼中の測定対象の組織の3次元分布の測定結果を、液晶テレビモニター等の表示装置24に出力して表示させ、また、測定結果は必要に応じて記憶装置25に転送して記憶させるなどの制御を行う。また、PC23は、キーボードやポインティングデバイス（マウスなど）を有し、これらのユーザーインターフェース手段を介して測定制御のための設定を行うことができる。

[0029] 上記光学系において設けられたピンホール17は、光走査手段の走査方向に間隙の制限された所定のピンホール状の検出開口を有し、不要な迷光や散乱光によるノイズを排除して、検出される干渉信号のSN（信号対雑音特性）を向上させるとともに、バックグラウンドの光量レベルを減らすことによって、撮像素子からの映像信号に関して信号成分の階調性を向上させる効果を有する。ピンホール17は、微小な正形状の開口であっても良く、この開口は、薄板に形成されたスリット状の部品を直交させて2枚重ね合わせることによって構成することができる。

[0030] 上記構成において、被検眼15に入射した光ビームを例えば眼底15bの所定位置において、点状に収束してフォーカスさせ、ガルバノミラー10a、11aによって、被検眼の眼底15bをライン状またはサークル状等に走査することができるが、本実施例では、図2A～図2Cに示すように矩形状の小さいエリアを2次元走査し、さらには同様の矩形状エリアを、位置をずらしながら格子状に走査し、これらの各エリアから得た画像をパノラマ合成する。

[0031] このように、実際に3Dスキャンしたい範囲を小さなエリアに分割し、後にパノラマ合成することにより、個々のエリアにおける測定時間は短くすることができ、固視微動や瞬目の影響を小さくすることができ、そして、各エリアで得た画像を後にパノラマ合成することによって、より正確な測定結果

を得ることができる。

- [0032] 以下、次に具体的なスキャン手順を示す。ここで本装置の分光計 21（ラインセンサアレイ）～高速フーリエ変換器 22～PC 23 による撮影スピードは 40k（scan/sec）とする。
- [0033] 図 2A は、それぞれ矩形（正方形）の 4 つの部分スキャンエリア 102 で分割した測定範囲 101 全体を示している。
- [0034] 図 2A は PC 23 によって 2 つのガルバノメーター 10、11 のスキャン範囲を制御し、1 つの部分スキャンエリア 102 のスキャンサイズが 6mm × 6mm となるように、また画像取得ポイントを 200pt × 200pt（つまり分解能は 30μm）となるように設定している。測定範囲 101 全体は 11 × 11mm であり、隣接する部分スキャンエリア 102 同士は互いに重畳する 1mm のオーバーラップ部分を有している。
- [0035] この場合、1 つの部分スキャンエリア 102 のスキャンを 1 秒で処理できることになるため、被検者に負担を与えない。1 つのスキャンを終えるたびに少しの間をおいてガルバノメーター 10、11 を制御して隣接する部分スキャンエリア 102、102…を順次撮影するようにすれば図示のように 4 枚のスキャン画像が得られる。
- [0036] そして公知のパノラマ合成処理によって、4 枚のスキャン画像の隣接する互いの 1mm の辺縁を重ねる処理を行うことにより、測定範囲 101 全体の画像が形成される。部分スキャンエリア 102 のオーバーラップ部分はパノラマ合成処理において、パターン照合による位置合せなどに用いることができ、また重畳部分では画像の繋がりが良好になるように、公知の補完やブレンド処理を行なうことができる。そして、それぞれ隣接する部分スキャンエリア 102 で互いに 1mm のオーバーラップ部分が重畳されるから、最終的に得られる測定範囲 101 全体の画像は 11mm × 11mm のサイズとなる。
- [0037] このような測定制御を行うことにより、比較的広い範囲のスキャンが可能となり、全体の検査時間は 4 秒を超えることになるが、その間、被検者の視

線が変わることのないよう、不図示の固視灯を注視させ、一定の方向に被検眼の視線を誘導し、固定する（図 2 B、図 2 C の例においても同じ。また、内部固視灯の例については図 3 に示す）。

[0038] 図 2 B はより高分解能のスキャンを行ないたい場合の測定制御を示している。図 2 B は、それぞれ矩形（正方形）の 9 つの部分スキャンエリア 102 で分割した測定範囲 101 全体を示している。

[0039] 図 2 B では、上記同様の制御により、1 つのスキャンサイズが $4\text{ mm} \times 4\text{ mm}$ となるように、また画像取得ポイントを $200\text{ pt} \times 200\text{ pt}$ （つまり分解能は $20\text{ }\mu\text{m}$ ）となるように設定する。また、隣接する部分スキャンエリア 102 どうしは互いに重畳する 1 mm のオーバーラップ部分を有している。

[0040] この場合も 1 つの部分スキャンエリア 102 のスキャンが 1 秒で処理できる。高分解能であるがスキャンエリアが狭くなったのを補うため、9 枚の画像を得ることにより広範囲の測定結果を得るようにする。この場合は、9 枚の画像のパノラマ合成処理により、最終的に $10\text{ mm} \times 10\text{ mm}$ の測定範囲 101 全体の画像が得られる。

[0041] また、図 2 C はより短時間のスキャンを行いたい場合の測定制御を示している。図 2 C は、それぞれ矩形（正方形）の 4 つの部分スキャンエリア 102 で分割した測定範囲 101 全体を示している。

[0042] 図 2 A、図 2 B で示した手法は 1 回ごとのスキャンを 1 秒で行うので、通常の被検者にとってはなんら負担を与えないものであるが、高齢者や乳幼児の被検者にとっては難しい場合がある。そこで図 2 C の場合は 1 つの部分スキャンエリア 102 のサイズが $4\text{ mm} \times 4\text{ mm}$ 、隣接する部分スキャンエリア 102 どうしは互いに重畳する 1 mm のオーバーラップ部分を有している。

[0043] 分解能は $30\text{ }\mu\text{m}$ に保つため画像取得ポイントを $133\text{ pt} \times 133\text{ pt}$ とすると、1 つのスキャンは 0.44 秒で完了することができる。ただし、この場合、4 枚画像を取得しても最終的に得られるスキャン画像範囲は 7 m

$m \times 7 \text{ mm}$ ということになる。しかし1つのスキャンが短時間で済むため、個々の測定で失敗する確率が低くなることから、測定範囲は狭いものの確実な測定が可能となる。

[0044] 以上のように、ガルバノミラー10a、11aのスキャンのスピードを所定の値に設定するとともに、スキャンサイズと取得ポイント（分解能を決定する要素）を決定し、さらに測定領域を何枚の画像に分割して撮影しパノラマ処理で結合するかなど測定条件を制御するための測定制御パラメータは、キーボードやポインティングデバイス（マウスなど）から成るPC23のユーザーインターフェース手段を用いて種々選択できるように構成しておく。特に、図2A～図2C、あるいはこれらに類似の種々のパノラマパターンはPC23が光学系の2つのガルバノメーター10、11の動作を制御することにより設定でき、その指令はPC23のユーザーインターフェース手段を介して設定することができる。

[0045] 以上のように、スキャン範囲を変更可能とし、1つ1つの部分スキャンエリアを微小な領域とし、複数の部分スキャンエリアの撮影により広い範囲の測定領域をカバーし、各部分スキャンエリアで得られた画像をパノラマ合成することにより測定領域全体の画像を取得することができ、各部分スキャンエリアにおける固視微動や瞬目の影響を小さくすることができ、部分スキャン一つ一つの測定時間を短くできるので、被検者（高齢者や疾病を持つ患者）に対応できる、という優れた効果がある。

[0046] また、部分スキャンエリアの数（取得画像の数）やサイズなどを種々選択することにより測定時間や分解能を変更することができるため、眼底カメラのパノラマ撮影とは異なる測定効果が期待できる。図2A～図2Cに示した上記のパノラマパターンは一例であり、重ね合わせの枚数や重ね合わせの距離を変えることにより様々な測定需要に応えることができる。

[0047] また、1つの部分スキャンエリアの撮影においては、広い画角で断層像を取得する必要がないことから、対物レンズ（14）が大きくならなくて済む。そのため、装置の構成が簡単安価になり、パノラマ機能により広範囲かつ

任意の解像度での光干渉断層画像の３次元スキャンが可能となる、という優れた効果がある。

[0048] さらに、図３のように内部固視灯２９を設け、測定エリアごとに視線誘導方向を制御することによって、より広い測定範囲を構成する各部分スキャンエリアの測定において確実に被検眼の視線を誘導し、各エリアの測定において固視微動や瞬目の影響を小さくすることができ、正確な画像を取得することができる。

[0049] 図３は本体内に固視目標として複数の点灯部を有する内部固視灯２９を配置した場合の例を示している。

[0050] 内部固視灯２９はマトリクス状にＬＥＤが配置して成るもので、ＰＣ２３の制御に応じて内部固視灯２９の特定のＬＥＤを点灯させると、出射した光はレンズ３０、全反射ミラー２８、レンズ２７を介して穴あき全反射ミラー２６によって被検眼１５に入射され、内部固視灯２９の点灯させたＬＥＤの方向へ被検眼１５の視線を誘導、固定することができる。図３のその他の構成は図１と同様である。あるいは、上記の内部固視灯２９の位置に、代りに液晶ディスプレイ（ＬＣＤ）とバックライトのユニットを配置し、特定の箇所を明るく表示するなどして被検眼１５の視線を誘導、固定するようにしてもよい。

[0051] したがって、後にパノラマ合成する図２Ａ～図２Ｃの各部分スキャンエリアの測定時に、それぞれ各部分スキャンエリアに対応する内部固視灯２９を切り換えて点灯させ、その部分スキャンエリアの測定に適した方向に点灯している箇所に視線を誘導することによって、各部分スキャンエリアの測定中の短時間の間、確実に視線誘導が行われ、各エリアの測定を正確に行えるようになり、結果としてパノラマ合成を行うことによってより広い範囲の眼底像を正確に測定することが可能となる。内部固視灯２９の点灯位置は、ＰＣ２３により、現在眼底のどの部分を測定しているか、という情報に対応させて記憶装置２５に記録することができる。

[0052] 以上のようにして、複数の所定の固視目標を切り換えて点灯し、各部分ス

キャンエリアの測定に適した方向に視線誘導することにより、さらに広い測定範囲で光干渉断層画像計測が可能になる。

産業上の利用可能性

[0053] 本発明の光干渉断層画像計測装置は、被検眼眼底の組織の３次元測定に利用することができる。

符号の説明

- [0054]
- １ 光源
 - ２ レンズ
 - ３ ミラー
 - ４、５ レンズ
 - ７ ビームスプリッター
 - ８ レンズ
 - １０、１１ ガルバノメーター
 - １０ａ、１１ａ ガルバノミラー
 - １２、１３、１４ レンズ
 - １５ 被検眼
 - １６、１８、２０ レンズ
 - １９ 回折格子
 - ２１ 分光計（ラインセンサアレイ）
 - ２２ 高速フーリエ変換器（ＦＦＴ）
 - ２３ ＰＣ（パーソナルコンピュータ）
 - ２５ 記憶装置
 - ２８ 全反射ミラー
 - ２９ 内部固視灯
 - ３０ レンズ
 - １０１ 測定範囲
 - １０２ 部分スキャンエリア

請求の範囲

[請求項1]

部分的コヒーレント光を射出する光源と、

該光源から出射された光ビームを、被検眼の配置位置を経由する信号光と、該被検眼配置位置を経由する光路とは異なる光路を経由する参照光とに二分するとともに、前記被検眼配置位置を経由した後の信号光と、前記異なる光路を経由した参照光とを互いに重畳することにより干渉光を生成する干渉光学系と、

該干渉光学系で生成された前記干渉光を分光するための回折格子と、

、

該分光された干渉光を検出する光センサアレイと、

該光センサアレイが検出した信号を高速フーリエ変換する高速フーリエ変換器と、

該高速フーリエ変換器の出力を画像化して光干渉断層画像として表示または記録する制御部とを有する光干渉断層画像計測装置において、

、

前記制御部の制御に基づき、前記信号光で前記被検眼の所定の部分スキャンエリアを所定のスキャンスピードにより、2次元スキャンする光走査手段を有し、

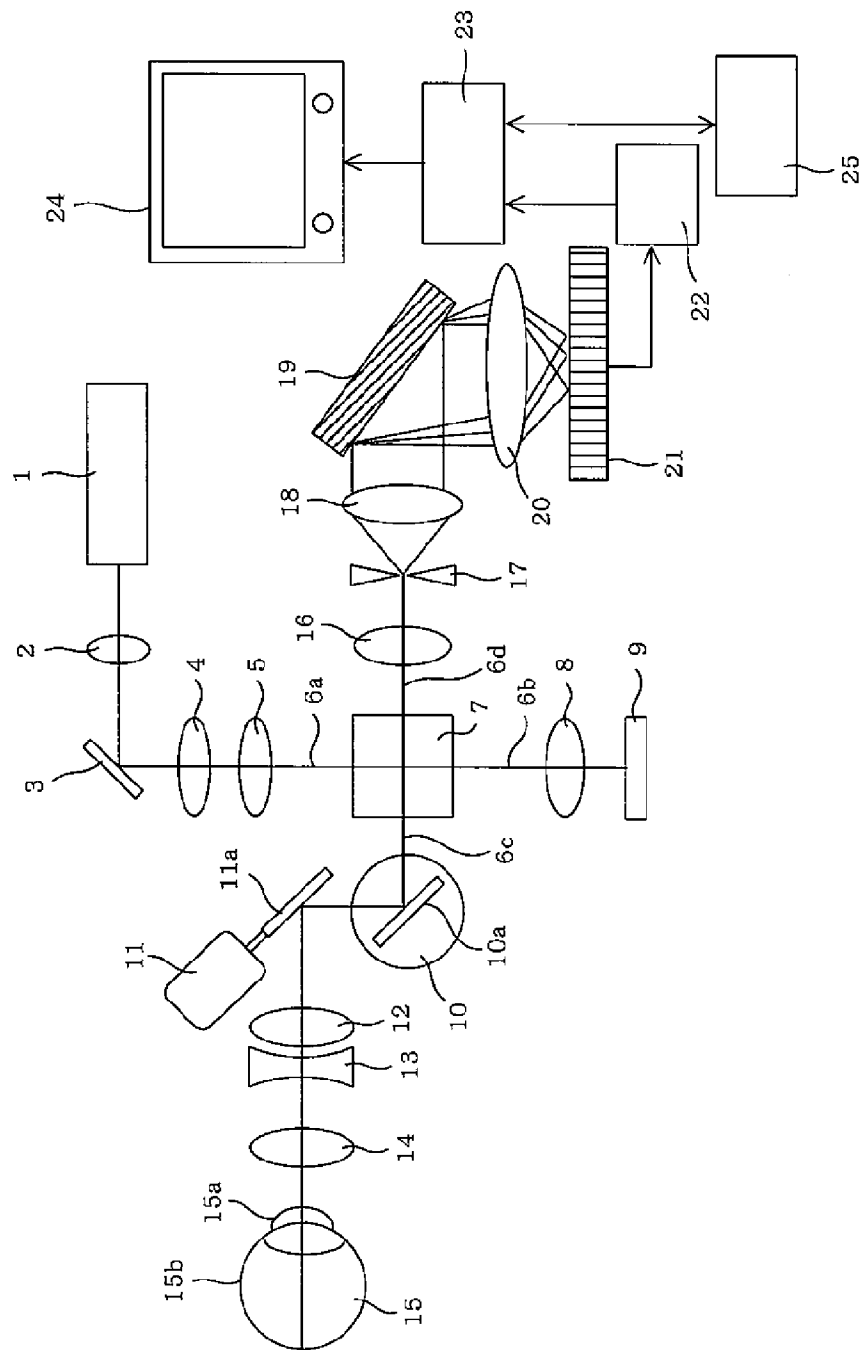
前記光走査手段により前記被検眼を2次元スキャンする場合、前記被検眼の測定範囲全体を複数の部分スキャンエリアに分割して各部分スキャンエリアを前記光走査手段により順次スキャンし、各部分スキャンエリアから得られた光干渉断層画像をパノラマ合成することにより前記被検眼の測定範囲の光干渉断層画像を取得することを特徴とする光干渉断層画像計測装置。

[請求項2]

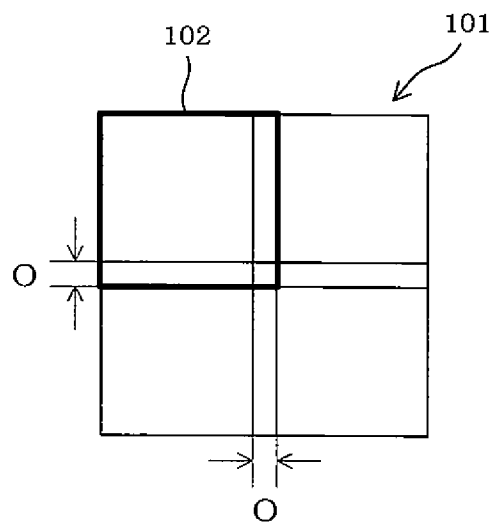
請求項1に記載の光干渉断層画像計測装置において、前記測定範囲内において、前記各部分スキャンエリアは隣接する部分スキャンエリアと相互に所定量重畳していることを特徴とする光干渉断層画像計測装置。

[請求項3] 請求項 1 又は 2 に記載の光干渉断層画像計測装置において、前記被検眼により視認可能な複数の固視目標を設け、特定の前記部分スキャンエリアのスキャンの際、当該部分スキャンエリアに対応する所定の固視目標を切り換えて点灯させることによりスキャンする部分スキャンエリアに対応する方向に前記被検眼の視線を誘導し、当該部分スキャンエリアのスキャンを行うことを特徴とする光干渉断層画像計測装置。

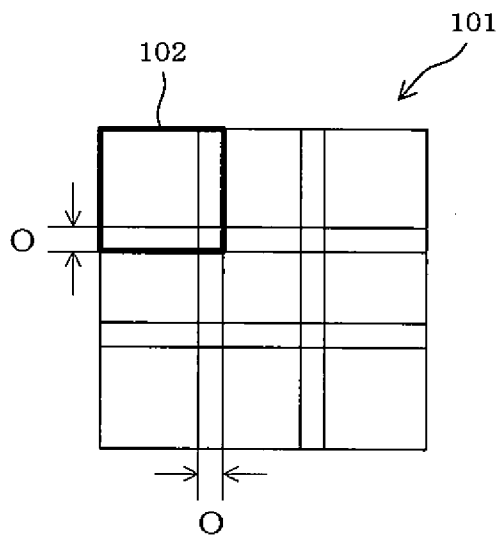
[図1]



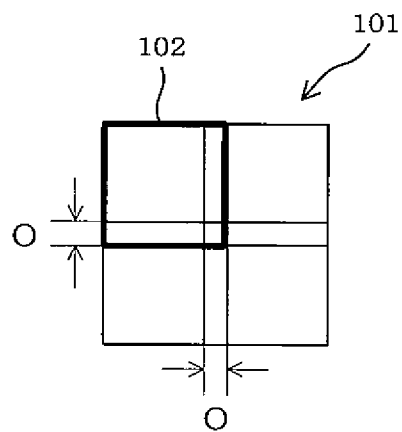
[図2A]



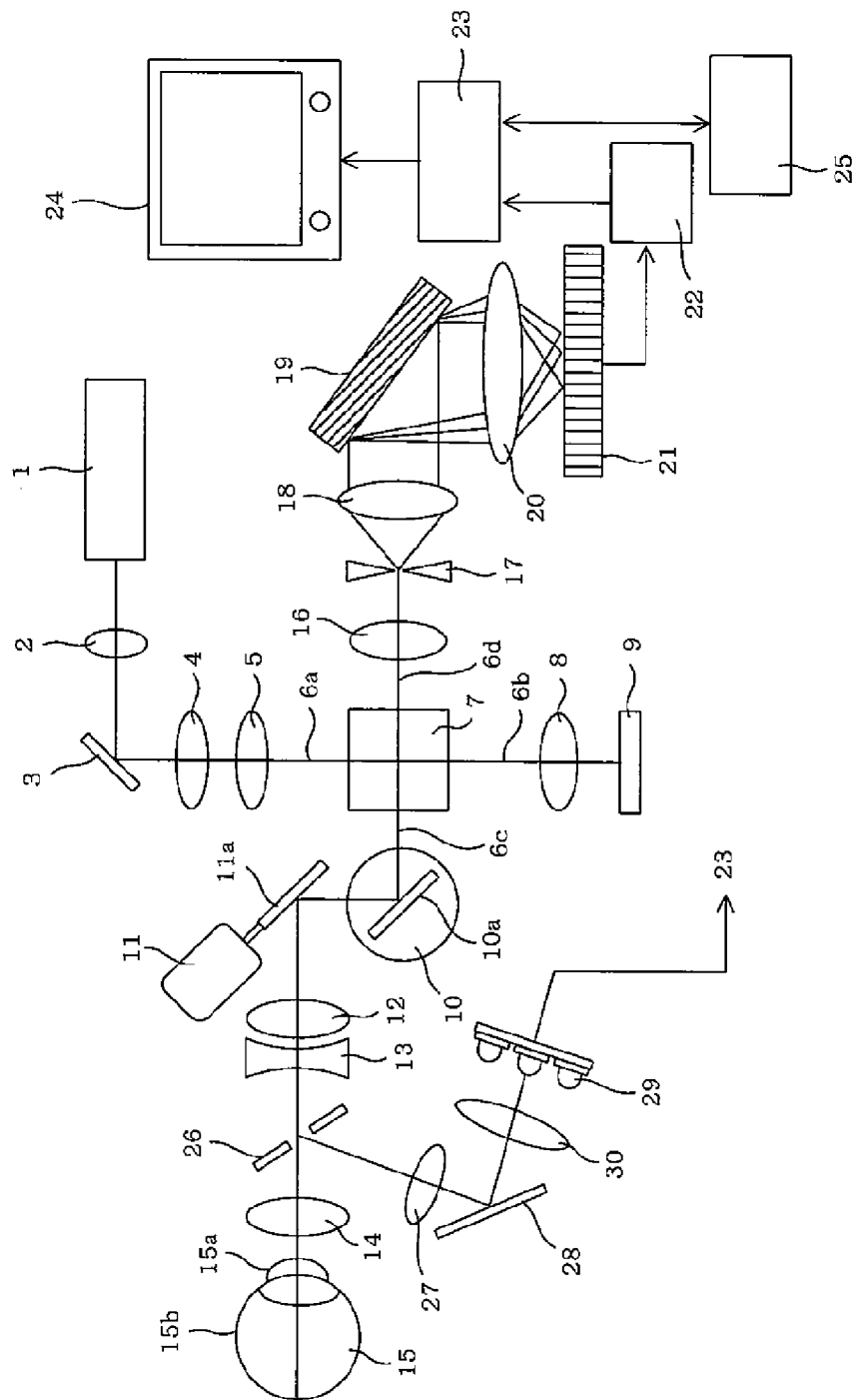
[図2B]



[図2C]



[図3]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/058407

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B3/10 (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)

A61B3/10

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	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

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.
X	JP 2009-183332 A (Topcon Corp.), 20 August 2009 (20.08.2009), paragraphs [0063] to [0082], [0164] to [0189]; fig. 9 to 12 (Family: none)	1-3



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

16 June, 2010 (16.06.10)

Date of mailing of the international search report

29 June, 2010 (29.06.10)

Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B3/10(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（I P C））

Int.Cl. A61B3/10

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 0 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 0 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 0 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
X	JP 2009-183332 A（株式会社トプコン） 2009.08.20, 段落 0063-0082, 0164-0189, 第9-12 図 (ファミリーなし)	1-3

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
1 6 . 0 6 . 2 0 1 0

国際調査報告の発送日
2 9 . 0 6 . 2 0 1 0

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（I S A / J P）
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
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）

島田 保

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

2 Q

4 0 0 4