(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 5 月 5 日(05.05.2011)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2011/052062 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01) *A61B 3/12* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2009/068619

(22) 国際出願日: 2009 年 10 月 29 日(29.10.2009)

(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): キヤノン株式会社(CANON KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1468501 東京都大田区下丸子３丁目３０番２号 Tokyo (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 宮狭 和大(MIYASA Kazuhiro) [JP/JP]; 〒1468501 東京都大田区下丸子３丁目３０番２号キヤノン株式会社内 Tokyo (JP). 片山 昭宏(KATAYAMA Akihiro) [JP/JP]; 〒1468501 東京都大田区下丸子３丁目３０番２号キヤノン株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 阿部 琢磨, 外(ABE Takuma et al.); 〒1468501 東京都大田区下丸子３丁目３０番２号キヤノン株式会社内 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, 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, 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 (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)）

— 補正された請求の範囲（条約第 19 条(1)）

[続葉有]

(54) **Title**: INFORMATION PROCESSING DEVICE, METHOD, SYSTEM, AND PROGRAM

(54) 発明の名称 : 情報処理装置、方法、システム、及びプログラム

[図3]

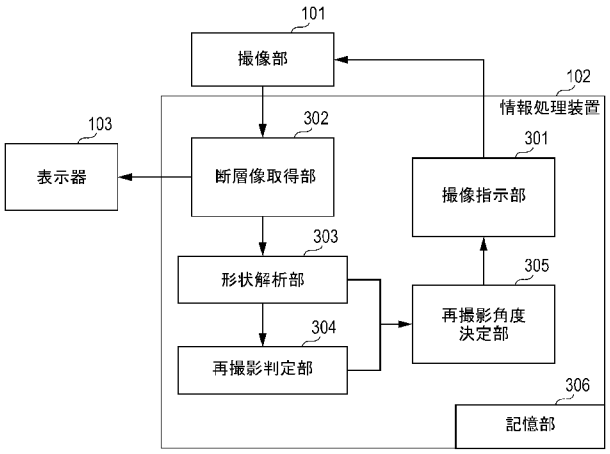


FIG. 3:
103 INDICATOR
101 IMAGING SECTION
102 INFORMATION PROCESSING DEVICE
302 TOMOGRAM ACQUISITION SECTION
303 SHAPE ANALYSIS SECTION
304 RE-PHOTOGRAPHING DETERMINATION SECTION
301 IMAGING INSTRUCTION SECTION
305 RE-PHOTOGRAPHING ANGLE DETERMINATION SECTION
306 STORAGE SECTION

(57) **Abstract**: Provided is a mechanism in which a tomogram sufficient for the diagnosis or image measurement of a target site can be obtained by adjusting the irradiation angle of signal light to a predetermined position on the retina. A photographing instruction section (301) transmits a photographing instruction that signal light is irradiated to the retina at a first irradiation angle and photographed to an imaging section (101). A tomogram acquisition section (302) acquires the tomogram captured by the imaging section (101), and a shape analysis section (303) analyzes the layered structure to identify at least part of the shape of a depression part. The shape is estimated using interpolation with respect to a part, the shape of which has not been able to be identified. A re-photographing determination section (304) determines whether or not re-imaging is performed on the basis of the presence/absence or the size of a part region which cannot be identified. A re-photographing angle determination section (305) determines a second irradiation angle with a region in which the intensity of the return beam from the depression part is weaker than the reference as the minimum on the basis of the shape of the depression part obtained by the shape analysis section (303). The photographing instruction section (301) instructs re-photographing on the basis of the determined irradiation angle.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2011/052062 A1

網膜上の所定位置への信号光の照射角度を調節して、対象部位の診断や画像計測に充分な断層像を取得できる仕組みを提供する。　撮影指示部３０１は網膜に対して第一の照射角度で信号光を照射し撮影する旨の撮影指示を撮像部１０１に送信する。断層像取得部３０２は、撮像部１０１により撮像された断層像を取得し、形状解析部３０３が層構造を解析して陥凹部の形状の少なくとも一部を特定する。形状が特定できなかった部分については、補間により形状を推定する。再撮影判定部３０４は特定できない部分領域の有無または大きさに基づいて再撮像を行うか否かを判定する。再撮影角度決定部３０５は形状解析部３０３にて得られた陥凹部の形状に基づき、陥凹部からの戻り光の強度が基準より弱くなる領域を最小とする第二の照射角度を決定する。決定された照射角度に基づき撮影指示部３０１が再撮影を指示する。

明　細　書

発明の名称 ： 情報処理装置、方法、システム、及びプログラム

技術分野

[0001] 本発明は、眼科診療等に用いられる断層像撮像における撮像支援技術に関する。

背景技術

[0002] 光干渉断層計（ＯＣＴ；Optical Coherence Tomography）などの眼部断層像撮像装置は、網膜層を３次元的に画像化することが可能である。これは網膜に対して信号光を照射し、網膜の各層または各境界で反射または散乱した信号光の戻り光と、参照光とから干渉光を発生させ、干渉光から画像を形成することで実現される。これにより網膜層の内部を観察し疾病の診断をより的確に行うことができるため、近年注目を集めている。

[0003] 網膜の層構造を正確に特定することは、緑内障等の病変の進行度を測る客観的な指標を得ることができるため重要である。例えば、カップと呼ばれる視神経乳頭の陥凹部の縁とディスクと呼ばれる乳頭縁との距離比であるＣ／Ｄ比、カップの面積、深度、容積や、内境界膜と外境界膜の間の領域である神経線維層の厚みなどが緑内障の進行度の指標として用いられている。

[0004] 図１４に、視神経乳頭部の断層像の模式図を示す。図１４において、T_1～T_nは網膜の奥行き方向を撮像して得られる視神経乳頭部の２次元断層像（Ｂ－Ｓｃａｎ像）である。一つの断層像は、網膜の奥行き方向をスキャンする複数のスキャンライン（以降Ａ－スキャンラインと呼ぶ）で構成される。ｚ軸はこのＡ－スキャンの方向を表す。網膜上の平面（ｘ－ｙ平面）の所定の範囲を順にラスタスキャンすることで、T_1～T_nからなる３次元データを取得できる。網膜はその層毎に光の反射率が異なるため、画像を解析することにより、内境界膜１４０１、網膜色素上皮層１４０２、視神経乳頭部１４０３などを特定することができる。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開２００８－２４６１５８

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 視神経乳頭部の形状は人によって様々であり、図１４のように網膜の表面に対して斜め方向に傾いて陥凹している症例も見られる。この場合、従来のＯＣＴによる撮像のように網膜の表面に対して垂直な信号光を照射させると、陥凹部の入り口部分で信号光が遮られて内部まで信号が充分に届かない。または届いたとしても反射または散乱された信号光の戻り光が減衰し、領域１４０４のように信号が非常に弱くなる領域が発生してしまう。視神経乳頭が傾いていない場合でも、信号光を陥凹の方向と異なる角度で照射した場合には、信号が届かない領域が発生してしまう。

[0007] また血管や出血による偽像が発生している場合に、垂直に信号光を照射しても赤血球により光が減衰し、血管下の組織からは反射光の強度が著しく弱くなる。

[0008] このように信号を取得できない場合には、層構造を特定できず、診断に必要な情報を得ることができなくなってしまう。

[0009] 特許文献１には、予備撮影により照射位置を変えて撮影する技術が開示されている。しかしながらこの技術は白内障のよう信号光の強度が弱い領域を避けて撮影する技術であるため、撮影対象とする部位を撮影することを目的とした技術ではない。

課題を解決するための手段

[0010] 本発明はかかる課題を解決するためになされたものであり、撮影対象の少なくとも一部の形状に応じて前記撮影対象に照射される信号光の戻り光が所定の強度となる前記信号光の照射角度を決定する決定手段と、前記決定された照射角度で前記撮影対象に照射される信号光の戻り光に基づいて前記撮影対象の断層像を撮像する指示を行う指示手段と、を有することを特徴とする

。

発明の効果

[0011] かかる構成を有することにより、撮影対象の少なくとも一部の形状に応じて撮影対象が所定の信号強度となる角度から信号光を照射して断層像を得るため、撮影対象の層構造を正確に特定可能な断層像を得ることができる。

図面の簡単な説明

[0012] [図1]実施例１に係るＯＣＴ撮像システムの構成図である。

[図2]瞳孔と信号光の位置関係と網膜への信号光の照射角度の関係を示す図である。

[図3]実施例１に係るＯＣＴ撮像システムの機能ブロック図である。

[図4]実施例１に係る情報処理装置１０２の処理手順を示すフローチャートである。

[図5]視神経乳頭部の表面形状抽出を説明する図である。

[図6]ステップＳ４０６の処理手順を示すフローチャートである。

[図7]事前照射角度θ_{PRE}による視神経乳頭の勾配マップを示す図である。

[図8]照射角度調整により輝度分布が等方化された勾配マップを示す図である。

[図9]実施例２に係るＯＣＴ撮像装置の機能ブロック図である。

[図10]実施例２に係る情報処理装置１０２の処理手順を示すフローチャートである。

[図11]実施例３に係るＯＣＴ撮像装置の機能ブロック図である。

[図12]実施例３に係る情報処理装置１０２の処理手順を示すフローチャートである。

[図13]対象部位の部分領域ごとに設定される信号光照射方向を示す図。

[図14]視神経乳頭部が斜めに陥凹している症例の断層像の模式図。

発明を実施するための形態

[0013] 本発明の一様態では、ＯＣＴによる被検眼の断層像撮像時に、網膜の診断や画像計測に適した画像が得られるように網膜の層または境界面への信号光

の照射角度を調整して断層像を取得する仕組みについて説明する。１つの適用例として、視神経乳頭の陥凹部の断層像取得に適用した例を説明する。

実施例 1

[0014] 第一の実施例では、ＯＣＴ撮像法を用いて視神経乳頭部の３次元断層像を一度撮像し、撮像した断層像から視神経乳頭の陥凹部の形状を解析する。解析された陥凹部の各点において反射または散乱された信号光の戻り光の強度が所定の値となる信号光の照射角度を決定する。さらに決定された照射角度に基づき撮像を指示することで、視神経乳頭の陥凹部の形状に対応した画像を取得することができる。

[0015] ここで図１は本実施例に係るＯＣＴ撮像システムの構成図である。図２（ａ）は瞳孔と信号光の位置関係を示す図であり、図２（ｂ）及び（ｃ）は瞳孔上の信号光の位置と所定位置への信号光の照射角度の関係を示す図である。図３はＯＣＴ撮像システムの機能ブロック図である。図５は視神経乳頭部の表面形状抽出を説明する図である。図６は情報処理装置１０２の処理手順を示すフローチャートである。図７は事前照射角度θ_{PRE}による視神経乳頭の勾配マップを示す図である。図８は照射角度調整により輝度分布が等方化された勾配マップを示す図である。

[0016] 図１を用いてＯＣＴ撮像システムの構成を説明する。ＯＣＴ撮像システムは、撮像部１０１が撮像指示を行う情報処理装置１０２からの指令を受け、撮影対象に対して照射した信号光が反射または散乱された信号光の戻り光と、参照光とから干渉光を生成し断層像を形成する。ここで信号光の戻り光とは、撮影対象に対して照射した信号光が所定の層または境界で反射または散乱され、撮像部１０１が信号として検出する光のことをいうものとする。情報処理装置１０２は撮影された断層像を取得し、所定の画像処理を行った後に表示部１０３に表示する。

[0017] 撮像部１０１の構成を示す。撮像部１０１は、光干渉撮像法を用いた光断層像撮像装置である。画像形成部１０４は、情報処理装置１０２からの指示情報を撮像パラメータとしてガルバノミラー駆動機構１０５を制御し、ガル

バノミラー１０６を駆動する。そして、低コヒーレンス光源１０７からの光ビームをハーフミラー１０８により、対物レンズ１０９を経由して被検眼１１０に向かう信号光と固定配置された参照ミラー１１１に向かう参照光とに分割する。次に被検眼１１０により反射または散乱された信号光の戻り光と、参照ミラー１１１により反射された参照光の戻り光を重畳して干渉光を生成する。なお、ハーフミラー１０８に代えて、光を分割するスプリッタおよび重畳するカプラの双方の機能を有する光カプラを用いても良い。この干渉光を回折格子１１２によって波長λ１～λｎの波長成分に分光して、各波長成分を１次元光センサアレイ１１３によって検出するようになっている。１次元光センサアレイ１１３を構成する各光センサは、検出した波長成分の光強度の検出信号を画像再構成部１１４に出力する。画像再構成部１１４は、１次元光センサアレイ１１３から出力された干渉光の各波長成分の検出信号に基づいて、この干渉光についての波長－光強度の関係、すなわち干渉光の光強度分布（波長スペクトル）を求める。求めた干渉光の波長スペクトルをフーリエ変換し、網膜の断層像を再構成する。

[0018] また、この撮像部１０１は撮影対象の部位に対して照射する信号光の入射角度を変えることができる。これについては後述する。位置制御部１１５は、情報処理装置１０２からの指示情報を撮像パラメータとして撮像部駆動機構１１６を制御し画像形成部１０４を駆動する。具体的には、指示情報は被検眼上の瞳孔に対する信号光のｘ－ｙ平面上の入射位置を表し、撮像部駆動機構１１６はこの入射位置に信号光が入射するように、被検眼１１０に対して画像形成部１０４を平行移動させる。撮像部１０１自体を平行移動させることとしても良い。これにより、瞳孔中心と瞳孔上に入射する信号光の相対位置を調整することで、網膜上の対象部位への信号光の照射角度を変更することができる。

[0019] 情報処理装置１０２の構成を説明する。この情報処理装置１０２は、撮像部１０１に対して第一の照射角度を指定して撮像する旨の指示を行うと共に、撮像された断層像に基づいて第二の照射角度を指定して撮像する指示を行

うというものである。情報処理装置１０２はバス１１７を介してＣＰＵ１１８、ＲＡＭ１１９、ＲＯＭ１２０、入力機器としてのマウス１２１、記憶部としてのＨＤＤ１２２が接続されている。ＲＯＭ１２０には，後述する図７に示される処理を実現するためのコンピュータプログラムが格納されている。このプログラムがＲＡＭ１１９に展開されＣＰＵ１１８により実行することにより、プログラムと情報処理装置１０２の各要素が協働し図３に示される機能が実現されると共に、当該機能が連関することにより図４及び図７に記載の処理が実現される。

[0020] 図２に基づき、撮像部１０１による網膜への照射光の照射角度について説明する。図２（ａ）は、瞳孔中心と瞳孔上に入射する信号光の位置の関係を示す模式図である。図２（ａ）のE_1は瞳孔、P_0は瞳孔中心、IR_0は赤外線画像の中心点を示す。瞳孔の画像は例えば赤外線カメラにより取得できる。撮像部１０１において、被検眼の網膜に対して照射する信号光の入射位置P_Lは、瞳孔画像の中心と一致するように予め調整しておく。信号光の入射位置は、好適には瞳孔の中心と一致していることが望ましいが、図２（ａ）のように詳細な位置合わせを行わないで瞳孔の中心と信号光の照射位置が異なっていても良い。赤外線画像上では、瞳孔領域と周辺領域ではコントラスト差が大きくなるため、画像勾配を検出することで瞳孔E_1の輪郭を抽出できる。瞳孔E_1の輪郭は円形に近似できるため、近似した円の中心と半径を、それぞれ瞳孔中心P_0と瞳孔半径ｒとして求める。ここで、点P_0を原点としたときの点P_Lのｘ－ｙ座標を（x_L，y_L）とする。

[0021] 図２（ｂ）は瞳孔上に入射する信号光と対象部位（視神経乳頭）への照射角度の関係を示す図である。図２（ｂ）において、E_1は瞳孔、E_2は角膜、E_3は眼球、E_4は水晶体、ＭＣは黄斑部、ＤＣは視神経乳頭部、P_0は瞳孔中心、D_0は瞳孔中心P_0を通って視神経乳頭ＤＣに照射する信号光の照射方向、θ_{LIM}は信号光の限界角度である。以降、D_0を基準照射方向と呼ぶ。ここで、瞳孔E_1に入射する信号光の中でD_0に平行なものは、E_4のレンズの働きによりE_4で屈折され、ＤＣに焦点を結ぶ。従って、瞳孔への入射角度を一定

に保ったまま信号光の瞳孔上の入射位置を変えると、その位置に応じて信号光はＤＣ上に異なる角度で照射される。このとき、D_0を基準として物理的に変更可能な信号光の限界角度θ_{LIM}は、信号光が瞳孔の端を通る場合となる。さらに、眼球は球形に近い楕円体であるため、眼球を球形に近似した場合、E_3の断面は円形となり、角度θ_{LIM}は瞳孔半径に対する円周角となる。従って、円周角の定理より網膜上の任意の位置に信号光の焦点を合わせた場合のθ_{LIM}の値は一定となる。ＭＣに焦点を合わせた場合も同様であり、この場合、線分P_0・ＭＣは瞳孔E_1に対して垂直に交わるため、θ_{LIM}は式（１）で求められる。

[0022] [数1]

$$\theta_{LIM} = \tan^{-1}\left(\frac{r}{l}\right) \cdots \quad (1)$$

但し、ｌは線分P_0・ＭＣの長さである。ｌの長さは、予め眼軸長検査により測定しても良いし、一般的な平均値を用いても良い。具体的には、瞳孔半径ｒを３～４ｍｍとし、線分D_0・ＭＣを１８．５ｍｍとした場合、θ_{LIM}は約７．７～１０．７°である。

[0023] また、（ｃ）において、E_1、ＤＣ、P_0、D_0、θ_{LIM}は、（ａ）と同じものを表す。さらに、Ｌは、信号光の中心線、P_Lは信号光ＬがE_1に入射する位置、D_Θは点P_Lを通りＤＣに照射する信号光の照射方向、P_1はE_1の輪郭上の基準点である。そして、θ_1はE_1上で線分P_0P_1と線分P_0P_Lがなす角、θ_2は線分P_0・ＤＣ（方向D_0）と線分P_L・ＤＣ（方向D_Θ）がなす角である。このとき、θ_1及びθ_2の値は点P_Lの位置によって定まり、点P_Lの座標が（x_L，y_L）のとき、式（２）及び式（３）で求められる。

[0024]

[数2]

$$\theta_1 = \cos^{-1}\left(\frac{x_L}{\sqrt{x_L^2 + y_L^2}}\right) = \sin^{-1}\left(\frac{y_L}{\sqrt{x_L^2 + y_L^2}}\right) \quad \cdots (2)$$

$$\theta_2 = \tan^{-1}\left(\frac{\sqrt{x_L^2 + y_L^2}}{l}\right) \quad \cdots (3)$$

式（３）では式（１）と同様に、ＭＣに信号光の焦点を合わせた場合の角度（線分P_0・ＭＣと線分P_L・ＭＣがなす角）からθ_2を算出している。これら（θ_1，θ_2）を角度成分に持つ照射角度をθと定義する。

[0025] また、瞳孔における入射方向を保ったまま瞳孔における信号光の入射位置を変えることにより、網膜上において信号光が照射される領域を変えずに、網膜上における信号光の入射角度を変更することができる。入射角度を変えることにより、第一の照射角度から照射した場合に正確な形状が得られない場合でも、第二の照射角度から入射させて画像化することができる。

[0026] 図３を用いて、情報処理装置１０２にてソフトウェアであるコンピュータプログラムとハードウェアが協働して実現される機能について説明する。

[0027] 撮影指示部３０１は網膜に対する所定の照射角度で撮影する旨の撮影指示を撮像部１０１に送信する。ここで送信する情報は照射角度等の撮影条件である。この撮影指示の受信を撮影開始の条件となる。撮影指示部３０１が行う最初の照射角度の決定処理については後述する。

[0028] 断層像取得部３０２は、撮影指示部３０１において指定された撮影条件に基づき撮像部１０１により撮像された断層像を取得する。

[0029] 形状解析部３０３は断層像取得部３０２にて取得した断層像の層構造を解析して陥凹部の形状を特定する。層構造の解析は、断層像から得られる輝度情報から得られるエッジに基づいて行う。形状が特定できなかった部分については、補間により形状を推定する。この処理については図５を用い後述する。

[0030] 再撮影判定部３０４は陥凹部において信号光の反射または散乱された戻り

光の不足から特定できない部分領域の有無またはその領域の大きさに基づいて再撮像を行うか否かを判定する。判定は、陥凹部を所定の小領域に分割して各小領域ごとの戻り光の強度を求め、小領域の信号強度が所定の閾値より小さい領域を検出する。検出された領域がある場合、またはその領域が所定以上の大きさである場合には、再撮影を行うと判定する。この処理については図５を用い後述する。

[0031] 再撮影角度決定部３０５は、再撮影判定部３０４にて再撮像すると判定された場合には、撮影対象である陥凹部の形状に基づき陥凹部に照射された戻り光が所定の強度となる照射角度を決定する。ここでいう所定の強度とは、形状解析部３０３またはユーザにより陥凹部の形状が正確に特定できる戻り光の強度をいい、信号光の戻り光の強度が基準以下となる陥凹部の領域の大きさを最小となるような強度をいう。基準は、形状解析部３０３にて用いられる形状解析のアルゴリズムや、ユーザの指定により定められることとなる。決定された照射角度に基づき撮影指示部３０１は再撮影を指示する。

[0032] 表示部１０３は再撮影された断層像を表示する。記憶部３０６は、撮像部１０１に対して送信した撮影指示の情報や撮影された断層像を格納する。

[0033] かかる構成を有することにより、形状の解析結果に応じて撮影対象に照射される光の強度が所定値以下である照射角度を決定し、決定された照射角度に基づいて撮像を指示するため、撮影対象について画像として描画されない領域を減らすことができる。また、最初に撮影された断層像に基づいて撮影対象である陥凹部の形状を解析し、その結果に応じて再撮影するか否かを判定するため、撮影の無駄を低減することができる。

[0034] 図４に基づいて、図２にて述べた情報処理装置１０２の各機能により実現される処理の手順を説明する。

[0035] ＜ステップＳ４０１＞

ステップＳ４０１において、撮影指示部３０１は被検眼の眼底に対する２次元の計測範囲及び計測深度を調整する指示情報（以降、指示情報１と呼ぶ）を生成する。この指示情報１は、例えばマウス１２１を介したユーザの指

定により行うが、記憶部３０６に格納された情報を用いても良い。また、撮影指示部３０１は、被検眼の瞳孔に対する信号光の入射位置を調整する指示情報（以降、指示情報２と呼ぶ）を生成する。この指示情報２は、被検眼の網膜に対する信号光の照射角度であるθ_{PRE}を指示する情報である。撮影指示部３０１は、指示情報１及び指示情報２を撮像部１０１へと送信する。θ_{PRE}については特に限定されず、装置において予め定められた値を用いても、ユーザの指定により微調整ができるようにしてもよく、要は眼底の網膜に信号光が届けばよい。

[0036] ＜ステップＳ４０２＞

ステップＳ４０２において、指示情報１及び２を受信することに応じて、撮像部１０１は撮影指示部３０１から取得した指示情報１及び指示情報２を撮像条件として断層像を撮像する。位置制御部１１５及び撮像部駆動機構１１６により、画像形成部１０４を移動させ、第一の照射角度θ_{PRE}に応じた瞳孔上の位置に信号光を入射させる、撮像された断層像の画像データＩと、事前照射角度θ_{PRE}の値を記憶部３０６に格納する。

[0037] なお、指示情報１及び指示情報２は、撮影開始の条件としなくても良い。この場合には、撮影指示部３０１は指示情報１及び２を撮影条件として撮像部１０１に送信すると共に、ユーザに対して撮影準備ができた旨通知することとしても良い。この場合にはユーザが所望のタイミングで撮影を実行することができる。

[0038] ＜ステップＳ４０３＞

ステップＳ４０３において、形状解析部３０３は記憶部３０６に格納された断層像の画像データＩを取得し、画像データＩから視神経乳頭部の少なくとも一部の表面形状を抽出する。ここで少なくとも一部としているのは、全部の形状が特定されている必要がなく、また正確な形状や構造を特定することが本実施例における処理の目的だからである。視神経乳頭部は、網膜色素上皮層が存在しない部分における網膜の境界面（内境界膜）として抽出される。

[0039] ここで図５に基づき形状解析部３０３が行う断層像における視神経乳頭部の表面形状及び表面の近傍領域の解析手順を説明する。図５においてＢ－Ｓｃａｎ像$Ｔ_1$～$Ｔ_n$が得られ、内境界膜５０１、網膜色素上皮層５０２、乳頭部領域５０３、画像信号が非常に弱い領域５０４が示されている。視神経乳頭部の表面形状抽出の具体的な処理として、まず網膜層の境界面の１つである内境界膜５０１を抽出する。

[0040] 図５に示すように、内境界膜５０１は網膜層領域（図の白い領域）と背景領域（図の灰色の領域）の上側の境界であり、輝度のコントラスト差が大きい特徴を持つため、コントラスト差を用いて検出できる。例えば、Ａスキャンラインごとにｚ座標が０の点からｚ軸正方向にスキャンし、画像の輝度値の勾配が一定閾値$Ｔｈ_1$以上となる点でスキャンを停止することで、内境界膜５０１の点を検出する。Ａスキャンライン番号を

[0041] [数3]

$$ｉ \quad （１ \leq ｉ \leq M、\ MはＡスキャンライン数）$$

とするとき、ラインｉに対応する内境界膜５０１の点を$ｐ_i$と定義する。このとき、画像信号が弱くなっている領域５０４は、ｚ軸方向に網膜層領域の連続性が途切れ、隣り合う内境界膜５０１上の２点間のｚ軸座標が大きく変化する。このような場合、これらの隣り合う２点間を線で補間する。ここでは、例えば線形補間を適用する。これにより、領域５０４をｚ軸に略平行な直線で補うことができる。

[0042] 次に網膜色素上皮層５０２を抽出する。網膜色素上皮層５０２は網膜層領域内部で特に輝度の高い領域として描画されるため、網膜層内でのコントラストを用いて検出できる。例えば、Ａスキャンラインｉごとに点$ｐ_i$を開始点としてｚ軸正方向にスキャンし、最初に画像勾配が一定閾値$Ｔｈ_2$以上となる点でスキャンを停止することで、網膜色素上皮層５０２上の点を検出する。この点を$ｑ_i$と定義する。このとき、乳頭部領域５０３には網膜色素上皮層５０２が存在しないため、点$ｑ_i$を検出できない場合は、点$ｑ_i$の座標は「存在しない」ことを表す値Ｆとする。従って、乳頭部領域５０３は、値Ｆが格納

された点q_iのｘ座標の領域として検出できる。そして、検出された乳頭部領域５０３に含まれる点p_iの集合を、T_1～T_n全てにおいて求め、これを視神経乳頭部の表面形状データＳとする。

[0043] ＜ステップＳ４０４＞

ステップＳ４０４において再撮影判定部３０４は、形状解析部３０３から取得した画像データＩ及び形状データＳに基づいて再撮影をすべきか否かを判定する。この判定は、陥凹部に照射された信号の強度が小さい領域の大きさまたは領域の有無に応じて行う。

[0044] 図５の領域５０５は、内境界膜５０１の近傍の網膜層領域を表す。領域５０５は、形状データＳ上の全ての点から一定距離ｄ以内の範囲に含まれる領域（但し、内境界膜５０１より上側の背景領域は含まない）として求める。本実施例では、距離ｄは、Ａスキャンラインごとの内境界膜５０１から網膜色素上皮層５０２までの距離の平均値を定数ｃで割った値とする（例えばｃ＝５とする）。

[0045] 次に、領域５０５を複数の局所領域に分割する。ここでは、分割数をｋとして、領域５０５の体積を均等に分割し、各領域をR_1～R_kとする。そして、各局所領域

[数4]

$$R_i \quad (1 \leq i \leq k)$$

ごとに、画像信号が大きいかどうかを評価するための輝度評価値v_iを式（４）により算出する。

[0046] [数5]

$$v_i = \frac{1}{m}\sum_{j=1}^{m} b_{(j)} \quad \cdots \quad (4)$$

式（４）において、ｍはR_iに含まれる画素数、$b_{(j)}$は、R_iに含まれるｊ番目の画素

[0047] [数6]

$$(1 \leq j \leq m)$$

の輝度値を表す。式（４）では、評価値ｖ$_i$を、局所領域Ｒ$_i$内の画素値の平均値としたが、式（５）で表されるＳ／Ｎ比として算出しても良い。

[0048] [数7]

$$v_i = 20\log_{10}\left\{\frac{b^i_{MAX}}{RMS^i}\right\} \quad \cdots \quad (5)$$

式（５）において、ｂ$^i_{MAX}$は、Ｒ$_i$に含まれる最大輝度値、ＲＭＳ^{i}は、Ｒ$_i$内で計算したＲＭＳ（Ｒｏｏｔ　Ｍｅａｎ　Ｓｑｕａｒｅ）の値である。さらに、領域５０５全体における輝度評価値Ｖを式（６）により算出する。

[0049] [数8]

$$V = \min_{1 \leq i \leq k}\{v_i\} \quad \cdots \quad (6)$$

[0050] このように、局所領域ごとに算出した輝度評価値ｖ$_i$の最小値を、領域５０５全体の輝度評価値Ｖとすることで、部分的に画像信号の強度が小さい領域の有無に着目して全体の評価値を求めることができる。そして、画像データＩ及び解析の結果得られた輝度評価値Ｖの値を再撮影判定部３０４へと送信する。

[0051] なお、判定の方法はこれに限らない。例えば、形状解析部３０３による解析の結果陥凹部の形状が特定できなかった部分の大きさにより評価しても良い。上述の例では陥凹部の輝度値を用いているが、陥凹部の形状が特定できている限りにおいては再撮影の必要がないので、撮影の無駄を低減することができる。同様に、陥凹部の形状について線型補間を適用した領域の大きさや、解析により形状は推定できたものの信頼性が低いと評価される領域の大きさによって評価しても良い。

[0052] ＜ステップＳ４０５＞

ステップＳ４０５において、再撮影判定部３０４は、輝度評価値Ｖと一定の閾値$Ｖ_{TH}$を比較し、断層像を表示するか否かを判定する。Ｖ＜$Ｖ_{TH}$の場合は、対象部位の所定位置への信号光の照射角度を再設定する命令（以降、命令情報２と呼ぶ）を再撮影角度決定部３０５に送信し、ステップＳ４０６に移る。Ｖ＞＝$Ｖ_{TH}$の場合は、画像データＩ及び画像データＩの表示を許可する情報（命令情報１と呼ぶ）を表示部１０３に送信し、ステップＳ４０７に移る。なお、画像信号の強度が小さい領域の大きさを評価値としても良い。この場合には、大きさの閾値を変えることにより再撮影するか否かの判定を行うこととなるため、再撮影に必要な時間と再撮影により得られる正確な画像情報とを比較衡量することができる。

[0053] ＜ステップＳ４０６＞

ステップＳ４０６において、再撮影角度決定部３０５は、再撮影判定部３０４から命令情報２を取得した場合に、記憶部３０６からステップＳ４０２における断層像撮像時の事前照射角度θ_{PRE}の値を取得する。そして、第一の照射角度である事前照射角度θ_{PRE}と形状解析部３０３から取得した画像データＩ及び形状データＳに応じて、撮影対象である陥凹部において、信号光の戻り光の強度が所望の強度となる第二の照射角度θ_{MAX}を取得する。そして、取得した照射角度θ_{MAX}から信号光の被検眼の瞳孔への入射位置$Ｐ_{L}$：（$ｘ_{L}$，$ｙ_{L}$）を求め、指示情報３として撮像部１０１へと送信する。ここでは、信号光が照射されない（或いは照射された後に被験眼から得られる反射光の強度が極端に弱くなる）視神経乳頭部上の表面領域が最も少なくなる照射角度をθ_{MAX}とする。この処理については図７のフローチャートを用いて後述する。

[0054] ＜ステップＳ４０７＞

ステップＳ４０７において、再撮影角度決定部３０５は、ステップＳ９１０で求めた照射角度θ_{MAX}を撮像パラメータに変換する。具体的には、ステップＳ４０２で述べた、網膜上の信号光が入射する点$Ｐ_{L}$（$ｘ_{L}$，$ｙ_{L}$）から照射角度θ：（θ_{1}，θ_{2}）に変換する処理とは逆に、角度θから点$Ｐ_{L}$に変換する。この変換は次の式（７）及び（８）により行うことができる。

[0055] [数9]

$$x_L = (l \tan\theta_2)\cos\theta_1 \quad \cdots \quad (7)$$

$$y_L = (l \tan\theta_2)\sin\theta_1 \quad \cdots \quad (8)$$

式（７）及び（８）において、ステップＳ４０２と同様に、ｒは瞳孔半径、ｌは線分P_0・ＭＣを表す。以上のようにして求めた点P_Lの座標を指示情報２として、撮影指示部３０１は撮像部１０１へと送信する。

[0056] ＜ステップＳ４０８＞

ステップＳ４０８において、撮像部１０１は、再撮影角度決定部３０５から取得した指示情報２を撮像パラメータとして、断層像を撮像し、断層像の画像データＩを取得する。撮像方法は、ステップＳ４０２と同様である。なお、対象部位への信号光の照射角度を第一の照射角度θ_{PRE}から第二の照射角度θ_{MAX}へと変更する手段として位置制御部１１５及び撮像部駆動機構１１６を用いて画像形成部１０４を移動させるが、これに限らない。例えば被検眼に提示する固視灯の位置を変更し、その位置に固視させて被検眼を回転させることにより、瞳孔への信号光の入射位置を変更させる手段を用いても良い。この場合には装置構成が単純になるというメリットがある。そして、取得した断層像の画像データＩ及び表示を許可する命令情報１を表示部１０３へと送信する。

[0057] ＜ステップＳ４０９＞

ステップＳ４０９において表示部１０３は、再撮影判定部３０４または撮像部１０１から命令情報１を取得した場合に、同様に取得した画像データＩを表示部１０３に表示する。

[0058] 以上で述べた構成によれば、第一の角度であるθ_{PRE}に基づいて撮像した視神経乳頭部の３次元断層像から視神経乳頭部の陥凹部の形状を解析する。その結果に応じて陥凹部に照射される信号光の強度が基準以下となる領域を最小とする第二の角度である照射角度θ_{MAX}を決定して断層像を再撮像する。これにより陥凹部が充分に描写された断層像を得ることができる。また、適切

な照射角度を自動で取得できるため、撮影者が手動で照射角度を調整する負荷をなくすと共に調整に要する時間を短縮することができる。加えて撮影者による照射角度の調整のばらつきを防ぐことができる。

[0059] 図６のフローチャートを参照して、ステップＳ４０６における再撮影角度決定部３０５が照射角度θ_{MAX}を取得する処理の詳説する。この処理では、シミューレションにより照射角度を変えながら、陥凹部の各点における信号光の強度を照射角度毎に求め、強度が所定の閾値よりも小さくなる領域が最小となるような照射角度をθ_{MAX}として求める処理である。陥凹部の各点における信号光の強度は、信号光の光束と陥凹部における各点の形状に関する勾配がなす角度を求めることで行う。

[0060] ＜ステップＳ６０１＞

ステップＳ６０１において、再撮影角度決定部３０５は、記憶部３０６から事前照射角度θ_{PRE}を取得し、基準照射方向D_0を断層像の画像データＩ上に対応付ける。

[0061] ＜ステップＳ６０２＞

ステップＳ６０２において、再撮影角度決定部３０５は、照射角度の変更回数をＮとし、変更する照射角度θ^1～θ^Nを、基準照射方向D_0を基準として設定し、記憶部３０６に格納する。θの角度成分（θ_1，θ_2）は、

[0062] [数10]

$$0^\circ \leq \theta_1 \leq 360^\circ \ 、\ 0^\circ \leq \theta_2 \leq \theta_{LIM}$$

を満たす。そこで、θ_1に関しては、０°～３６０°をN_1等分し、順にθ_1^1，・・・θ_1^j，・・・θ_1^{N1}と番号を付ける。θ_2に関しても同様に、０°～θ_{LIM}をN_2等分し、順にθ_2^1，・・・θ_2^k・・・θ_2^{N2}と番号を付ける。但し、

[0063] [数11]

$$1 \leq j \leq N_1 \ 、\ 1 \leq k \leq N_2$$

である。そして、（θ_1^j，θ_2^k）の組合せの数だけ、変更する照射角度θ^1～

θ^Nを順に設定する。従って、変更回数Ｎ＝N_1・N_2となる。

[0064] ＜ステップＳ６０３＞

ステップＳ６０３において、再撮影角度決定部３０５は、照射角度を変更する際の処理番号を

[0065] [数12]

$$i \quad (1 \leq i \leq N)$$

として、ｉ＝１に設定し、形状データＳを取得する。

[0066] ＜ステップＳ６０４＞

ステップＳ６０４において、再撮影角度決定部３０５は、記憶部３０６から照射角度θ^iを取得する。

[0067] ＜ステップＳ６０５＞

ステップＳ６０５において、再撮影角度決定部３０５は、照射角度θ^iに基づき、同様に取得した形状データＳの勾配情報を解析し、形状データＳの勾配マップ$GM_{\Theta i}$を生成する。この勾配マップは、照射される信号光の光束と陥凹部の各点における勾配のなす角度を表したものである。

[0068] 以下に、勾配マップを生成する理由を説明する。まず、断層像における視神経乳頭部の表面領域は、信号光を照射したときその表面上の各局所領域で反射し被験眼瞳孔を通り抜けて取得される反射光の強度が強くなるほど、高い輝度で描写される。そして、局所領域ごとの反射光の強度は、局所領域の面に対して信号光が垂直に近い角度で照射するほど、光の照射角度と反射角度の差が小さくなるため、大きくなる。この関係を図７を用いて言い換えて説明する。

[0069] 図７のl_{edge}は、形状データＳ上のある局所領域における接線、$BL_{\theta P}$は、信号光の照射方向（この図では$D_{\theta P}$）に対して垂直な平面を表す。この平面を信号光の投影基準面と定義する。また、ｈは、投影基準面に対する局所領域の高さを表す。このとき、投影基準面$BL_{\theta P}$を基準とする接線l_{edge}の傾きが小さいほど、l_{edge}が照射方向に対して垂直に近くなり、局所領域か

ら得られる反射光の強度が大きくなる。さらに、この接線I_{edge}の傾きは、投影基準面を基準とした局所領域の高さｈの変化、つまり形状勾配に等しい。以上より、投影基準面を基準とした局所領域の形状勾配が小さいほど、その領域が画像化されたときの画像信号が大きくなることが分かる。従って、本実施例では、ある照射方向で信号光を視神経乳頭部に照射したときに、視神経乳頭部の表面形状全体がどのように画像化されるかを推定する指標として、局所領域ごとの勾配値を格納した勾配マップを生成する。

[0070] 勾配マップ$GM_{\Theta i}$の具体的な生成方法を示す。上述の投影基準面を複数の局所領域に分割する。ここでは、局所領域を同一サイズの矩形領域A_jとして、領域A_1～A_{NA}に分割する

[0071] [数13]

$$(1 \leq j \leq N_A、\ N_A\text{は分割した領域数})$$

。次に、形状データＳを投影基準面に投影したとき、投影基準面上の領域A_jに対応する形状データＳ上の領域をB_jとし、投影基準面を基準とした領域B_jの高さの値をh_jとする。この値h_jを領域A_jごとの輝度値として保持するマップを生成し、これを形状マップと定義する。そして、この形状マップの各輝度値h_jの輝度勾配g_jを算出する。本実施例では、ソーベルフィルタを用いてg_jを算出する。そして、算出した値g_jを領域A_jごとの輝度値として保持するマップを生成し、これを勾配マップと定義する。このようにして、信号光に対する陥凹部の各点における傾きのなす角度が求められる。

[0072] 図７は、事前照射角度θ_{PRE}による視神経乳頭の勾配マップ（後述する）を示す図である。図７において、基準照射方向D_0と事前照射角度θ_{PRE}で照射した信号光の照射方向$D_{\theta P}$が示されている。画像データＩは照射角度θ_{PRE}の信号光で撮像した画像であるため、$D_{\theta P}$はｚ軸方向と一致する。従って、基準照射方向D_0はｚ軸を基準に角度θ_{PRE}だけ傾けた方向として画像上に対応付けられる。ここで、角度θ_{PRE}は実際には（θ_1，θ_2）を成分に持ち３次元で表されるが、図７では簡単のため２次元に投影した角度で表す。

[0073] 図７において、断層像T_1～T_nと、乳頭部領域７０３が示されており、乳

頭部領域７０３に属する内境界膜が特に内境界膜７０４（形状データＳに相当する）として示されている。また高さｈを領域毎に表した内境界膜７０４の形状マップ$SM_{\theta P}$と、形状マップ$SM_{\theta P}$の微分値である内境界膜７０４の勾配マップ$GM_{\theta P}$が示されている。この勾配マップ$GM_{\theta P}$は、陥凹部の各部分領域における信号光の入射角度を表すため、各部分領域における信号光の強度を示している。

[0074] ｘ’及びｙ’は、$SM_{\theta P}$と$GM_{\theta P}$上の座標軸である。形状マップ$SM_{\theta P}$では、マップ中心からｘ’軸負方向に向かって輝度の変化はなだらかであるが、マップ中心からｘ’軸正方向に向かって輝度の変化が激しい。従って、勾配マップ$GM_{\theta P}$では、マップ中心から右側の領域に輝度が極端に大きい領域が存在する。これは、その部分が、形状の傾斜が照射方向$D_{\theta P}$と略平行になっている内境界膜７０４の部位に対応することを表す。

[0075] 図７における角度θ_P、$BL_{\theta P}$、$SM_{\theta P}$、$GM_{\theta P}$をそれぞれ順に、θ^i、$BL_{\theta i}$、$SM_{\theta i}$、$GM_{\theta i}$に置き換えると、照射角度θ^iに対応する勾配マップ$GM_{\theta i}$が求まる。

[0076] ＜ステップＳ６０６＞

ステップＳ６０６において、再撮影角度決定部３０５は、生成された勾配マップ$GM_{\theta i}$に基づき勾配評価値G_iを算出する。この評価値は、陥凹部の各点における信号強度が所定の閾値以下である領域の大きさを示す。ステップＳ６０５にて得られた勾配の平均値が所定の閾値以下である領域の数を勾配評価値G_iとする。または、各部分領域における勾配値の逆数が所定の閾値以上である領域において、その勾配値の逆数を全領域に渡って加算した値を評価値G_iとしても良い。ここでいう所定の閾値は予め設定しておいても、ユーザにより指定してもよく、形状解析のアルゴリズムやユーザの要望等に合わせて変更される。

[0077] 本実施例では、信号光が照射されない視神経乳頭部上の表面領域が最も少なくなる評価値G_iの一つとして、次のような評価値を用いる。即ち、勾配マップ$GM_{\theta i}$上の局所領域ごとの勾配値をg_j、一定の勾配閾値をg_{TH}とし、式

（９）及び（１０）により評価値G_iを求める。

[0078] [数14]

$$g'_j = \begin{cases} 0 & (g_j \geq g_{TH}) \\ g_{TH} - g_j & (0 \leq g_j < g_{TH}) \end{cases} \quad \cdots (9)$$

$$G_i = \frac{1}{1 + \sum_{j=1}^{N_i} g'_j} \quad \cdots (10)$$

式（１０）は、勾配値がg_{TH}を下回る局所領域の数が少ないほど、かつ勾配値がg_{TH}を下回る量が小さいほどG_iの値が大きくなり、逆の場合に値が小さくなる。

[0079] 図８は、信号光が視神経乳頭に一様に照射される場合の勾配マップを示す図である。図８において、T_1～T_n、８０３、８０４、D_0は、図７と同様のものを表す。$D_{\theta i}$は照射角度θ_iで照射した信号光の照射方向、$BL_{\theta i}$は照射角度θ_iに対応する投影基準面、ｈは基準面$BL_{\theta i}$を基準とした内境界膜８０４の高さ、$SM_{\theta i}$は内境界膜８０４の形状マップ、$GM_{\theta i}$は内境界膜８０４の勾配マップである。図８では、$D_{\theta i}$は内境界膜８０４全体に渡って、中心から見て等方的に照射されるため、勾配マップ$GM_{\theta i}$は、勾配値が極端に小さい局所領域が少ない輝度分布となる。従って、この場合は評価値G_iの値が大きくなる。逆に、信号光が極端に偏って照射された場合は、勾配値が極端に小さい局所領域が増えるため、評価値G_iの値が小さくなる。

[0080] ＜ステップＳ６０７＞

ステップＳ６０７において、再撮影角度決定部３０５は、記憶部３０６に評価値の最大値G_{MAX}が格納されていない場合は、$G_{MAX}=G_i$として記憶部３０６に格納する。既に最大値G_{MAX}が格納されている場合は、G_{MAX}とG_iの値を比較し、$G_{MAX}<G_i$ならば$G_{MAX}=G_i$として値を更新し、記憶部３０６に格納する。さらに、このときのG_{MAX}に対応する照射角度θ_{MAX}を$\theta_{MAX}=\theta_i$として値を更新し、記憶部３０６に格納する。

[0081] ＜ステップＳ６０８＞

ステップＳ６０８において、再撮影角度決定部３０５は、処理番号ｉを１増加させる。

[0082] ＜ステップＳ６０９＞

ステップＳ６０９において、再撮影角度決定部３０５は、処理番号ｉと変更回数Ｎを比較し、ｉ＞Ｎであればステップ６０８へ移行し、そうでなければステップＳ９０３へ移行する。

[0083] ＜ステップＳ６１０＞

ステップＳ６０８において、再撮影角度決定部３０５は、記憶部３０６から照射角度θ_{MAX}を取得する。このとき、θ_{MAX}＝｛θ_{M1}，θ_{M2}｝とする。そして、ステップＳ４０６の終了処理に移る。

[0084] 以上に述べた処理を行うことにより、照射角度を擬似的に変更しながら評価値G_iの最大値を見つけることで、適切な照射角度θ_{MAX}を求めることができる。

[0085] （変形例１）

以下に、勾配評価値G_iの変形例を示す。特に凹部が湾曲していない通常の陥凹部に対して好適なものである。この勾配評価値は、特に凹部が湾曲していない通常の陥凹部に対して好適なものである。凹部が湾曲していないとは、凹部の中心軸が略直線となっているものをいう。そのような場合には、凹部の中心軸と平行となる照射角度がθ_{MAX}となる。また、凹部の中心軸に対して信号強度が等方性を有するという性質を利用している。図８は、湾曲等の複雑な形状を有しない陥凹部に対して適切な照射角度で照射した状態を示している。このような場合、内境界膜７０４の陥凹部に照射される信号光の強度が等方性を有し、勾配マップ$GM_{\Theta i}$は、マップ中心からリング状に等輝度の領域が広がるような輝度分布となる。この場合、領域GMR_1～GMR_4は、互いに似た輝度分布となる。

[0086] ここで、評価値G_iは領域GMR_1～GMR_4の平均輝度値をそれぞれr_1～r_4とし、

[0087]

[数15]

$$r_j \quad (1 \leq j \leq 4)$$

の分散の逆数として、式（１１）により求められる。

[0088] [数16]

$$G_i = \frac{1}{\sum_{j=1}^{n} (r_{avg} - r_j)^2} \quad \cdots \quad (11)$$

式（１１）において、r_{avg}はr_1～r_4までの平均値を表す。式（１１）は、領域GMR_1～GMR_4間でr_1～r_4の値が均一になるほどG_iの値が大きくなり、ばらつくほど値が小さくなる。図８のように、形状データＳ全体に渡って、照射方向θ_iが陥凹部の中心に対して等方的にされる場合には、値が大きくなる。陥凹部が湾曲していないと仮定でき照射る場合には本変形例の評価値を用いることが可能である。

[0089] （変形例２）

第二の変形例では、第一の断層像にて信号強度が小さい領域に対して最も信号強度が大きくなるように第二の照射角度を求める。この場合には、第一の照射角度により得られた第一の断層像と第二の照射角度により得られた第二の断層像を表示部１０３に表示させることで陥凹部の形状を正確に確認することができる。また、後述する実施例３の構成を用い、断層像を合成してもよい。この場合には、より正確な形状を表した断層像を得ることができる。具体的には、上述のステップＳ６０６にて再撮影角度決定部３０５が算出する勾配評価値を、第一の照射角度θ_{PRE}で撮影された断層像において形状が正確に特定できず補完した領域に対して最も光が照射される場合に高い評価とすればよい。

[0090] （変形例３）

また、実施例１では、視神経乳頭の表面形状の勾配値が全体で等方化されるように信号光の照射角度を求めたが、表面形状の解析方法はこれに限らない。例えば、次の方法で表面形状を解析し、照射角度θ_{MAX}を求める。図７に

基づいて説明する。実施例１の形状解析部３０３にて得られた陥凹部の形状データＳから陥凹部の最深位置を検出する。この位置を点p_Dとする。次に、照射角度を擬似的に変更させたときの、形状マップの投影基準面Ｔ´における乳頭部領域７０３の対応領域を７０３’、点p_Dの対応点をp_D’とする。このとき、点p_D’がこの領域７０３’の重心に一致するような照射角度θをθ_{MAX}として取得する。これにより、乳頭部領域に対して、陥凹の最深部分が中心に来るような照射角度を求めることができる。この方法により、より簡便な画像解析による照射角度の取得を行うことができる。

[0091] 以上、第一の実施例及びその変形例ではＯＣＴ撮像装置による断層像から陥凹部の形状を特定したが、これ以外の方法により形状を特定しても本発明の適用を妨げない。

実施例 2

[0092] 第二の実施例では異なる照射角度で複数の断層像を予め撮像し、撮像した複数の断層像を解析することで、陥凹部の組織が画像上に最も良く描画されている断層像を選択し表示する。

[0093] より具体的には、次のようにして撮像した複数の断層像から１つの断層像を選ぶ。異なる複数の角度から照射した信号光の各々から複数の断層像を得て、夫々の断層像について視神経乳頭の３次元の表面形状を抽出し、これに基づき視神経乳頭の表面近傍の内部領域における画像信号の大きさを求める。信号の大きさの求め方は、実施例１の輝度情報解析と同様の方法を用いる。この内部領域における画像の信号が最も大きい断層像を求め表示する。これは、陥凹部に届く信号光の量が多いほど、画像に現れる信号も大きくなるためである。従って、照射角度の取り得る範囲から最適な角度を求めて撮像したい場合ではなく、概ね陥凹部の組織が画像化される照射角度で撮像した断層像を取得したい場合は、撮像する回数を少数に抑えることで、画像解析の処理時間を抑え簡易に目的を達成できる。

[0094] 図９は、本実施形態に係る情報処理装置１０２の機能構成を示したものである。実施例１と同様の機能については同一の番号を付し、説明を省略する

。

[0095] 撮影指示部９０１は、網膜の陥凹部に対して照射する信号光の照射角度を予め複数設定する。設定された複数の照射角度の情報を含む撮影条件を撮像部１０１に対して送信し、撮像する旨の指示を行う。

[0096] 選択部９０２は、撮影された断層像のうち、陥凹部の領域における信号強度が所定の閾値より小さい部分領域が少ない断層像を選択する。これにより、陥凹部の形状を最も適切に表す画像を選択することができる。選択された断層像は表示部１０３に表示させる。

[0097] 次に、図１０のフローチャートを参照して、本実施形態の撮像支援装置１３０の具体的な処理手順を説明する。

[0098] ＜ステップＳ１００１＞

ステップＳ１００１において、撮影指示部９０１は指示情報１を生成する。そして照射角度の変更回数をＮとし、変更する照射角度θ^1～θ^Nを設定し保持する。照射角度θ^1～θ^Nは、実施例１におけるステップＳ６０２と同様の方法で設定する。但し、ステップＳ６０２では、θ^1～θ^Nを、取り得る値の範囲において網羅的に設定したのに対し、ここでは、角度の変更間隔をより粗く設定してもよい。これは本実施例では、実施例１のように最適な照射角度を見つけるのではなく、概ね陥凹部の組織が画像化される断層像を取得することを目的とするためである。例えば、θの角度成分θ_1に関しては分割数N_1＝４（０°～３６０°を４等分）、角度成分θ_2に関しては分割数

[0099] [数17]

$$N_2 = 2 \quad (0^\circ \leq \theta_2 \leq \theta_{LIM} \text{を２等分})$$

とし、Ｎ＝８の組合せを順にθ^1～θ^8とする。

[0100] そして、指示情報１を、撮像部１０１へと送信する。

[0101] ＜ステップＳ１００２＞

ステップＳ１００２において、撮影指示部３０１は、照射角度を変更する際の処理番号を

[0102] [数18]

$$i \quad (1 \leq i \leq N)$$

として、ｉ＝１に設定する。

[0103] ＜ステップＳ１００３＞

ステップＳ１００３において撮影指示部３０１は、照射角度θ_iを撮像パラメータに変換し、これを指示情報２として、撮像部１０１へと送信する。変換方法は、図４のステップＳ４０７と同様の方法で設定するため、説明は省略する。

[0104] ＜ステップＳ１００４＞

ステップＳ１００４において、撮像部１０１は、撮影指示部３０１から取得した指示情報１及び指示情報２を撮像パラメータとして断層像を撮像する。撮像方法は、ステップＳ４０２と同様であるため、説明は省略する。このとき、撮像した照射角度θ_iに対応する断層像の画像データをI_iと定義する。断層像取得部３０２は撮像した画像データI_iを撮像部１０１から取得し、記憶部３０６に格納する。

[0105] ＜ステップＳ１００５＞

ステップＳ１００５において、形状解析部３０３は、記憶部３０６に格納された画像データI_iを取得し、画像データI_iから視神経乳頭の表面形状を抽出する。抽出方法は、ステップＳ４０３と同様であるため、説明は省略する。このとき、抽出した表面形状データをS_iと定義する。そして、画像データI_i及び抽出した形状データS_iを輝度情報解析部１３０５へと送信する。

[0106] ＜ステップＳ１００６＞

ステップＳ１００６において、選択部７０２は、形状解析部３０３から取得した画像データI_i及び形状データS_iに基づき輝度情報を解析し、輝度評価値V_iを求める。V_iの求め方は、ステップＳ４０４と同様であるため、説明は省略する。

[0107] そして、輝度評価値V_iの値を、記憶部３０６に格納する。

[0108] ＜ステップＳ１００７＞

ステップＳ１００７において、選択部７０２は、記憶部３０６に格納された画像データ$Ｉ_{i}$に対応する輝度評価値$Ｖ_{i}$を取得し、記憶部３０６に評価値の最大値$Ｖ_{MAX}$が格納されていない場合は、$Ｖ_{MAX}＝Ｖ_{i}$として記憶部３０６に格納する。既に最大値$Ｖ_{MAX}$が格納されている場合は、$Ｖ_{MAX}$と$Ｖ_{i}$の値を比較し、$Ｖ_{MAX}＜Ｖ_{i}$ならば$Ｖ_{MAX}＝Ｖ_{i}$として値を更新し、記憶部３０６に格納する。さらに、このときの$Ｖ_{MAX}$に対応する処理番号を$ｎ_{MAX}＝ｉ$、画像データを$Ｉ_{MAX}＝Ｉ_{i}$として値を更新し、記憶部３０６に格納する。

[0109] ＜ステップＳ１００８＞

ステップＳ１００８において、撮影指示部９０１は、処理番号ｉを１増加させる。

[0110] ＜ステップＳ１００９＞

ステップＳ１００９において、撮影指示部９０１は、処理番号ｉと変更回数Ｎを比較し、ｉ＞Ｎであれば、記憶部３０６から画像データ$Ｉ_{MAX}$を取得し、表示部１０３へと送信した後、ステップＳ１０１０へ移行する。ｉ≦Ｎであれば、ステップＳ１００３へ移行する。

[0111] ＜ステップＳ１０１０＞

ステップＳ１０１０において、表示部１０３は、選択部７０２により選択された画像データ$Ｉ_{MAX}$を不図示のモニタに表示する。

[0112] 以上で述べた構成によれば、異なる照射角度で複数の断層像を予め撮像し、陥凹部を含む視神経乳頭の表面組織の画像信号が最も大きくなる断層像を選択し表示する。従って、撮像する回数を少数に抑えることで、撮像に多くの時間を費やし過ぎず、簡便な画像解析の処理によって、概ね陥凹部の組織が画像化された断層像を取得することができる。

実施例 3

[0113] 本実施例では、視神経乳頭を複数の部分領域に分割し、部分領域ごとにその領域に照射される信号光の量が最も多くなる照射角度を設定し、設定した複数の照射角度でそれぞれ断層像を撮像する。そして、撮像した複数の断層

像を合成し、合成した断層像を表示する。

[0114] 図１１を用いて第三実施例に係る情報処理装置１０２の機能を説明する。撮像指示部１１０１は部分領域ごとの照射角度は次のように決める。部分領域ごとの照射角度は、その領域に属する陥凹部の内壁面に対し、照射する信号光が最も垂直に近くなる角度、即ち網膜表面の鉛直方向に最も近くなる物理的に変更可能な最大の傾きとする。これは、網膜表面の鉛直方向からの傾きが大きくなるに従い、陥凹部の内壁面への照射角度が垂直に近づくが、実際には瞳孔の大きさにより制限されるためである。従って、視神経乳頭の部分領域ごとに組織が画像上に最も良く描写される断層像を取得することとなる。取得した複数の断層像を合成することで、陥凹部の組織が一様に良く描写された断層像を提示することができる。具体的には、瞳孔の外延部から信号光を入射させることとなる。

[0115] 合成部１１０２は、得られた複数の断層像を合成する。撮像部１０１により得られた断層像I_1～I_Nのそれぞれにおいて、実施例１のステップＳ９０１と同様の方法で、基準照射方向D_0を断層像の画像データＩ上に対応付ける。画像データI_1～I_Nは、方向D_0を基準にしてそれぞれ信号光を角度θ^1～θ^Nだけ傾けて撮像した画像であるため、各画像データにおける方向D_0が一致するように、それぞれ角度θ^1～θ^Nだけ画像を回転移動して位置合わせする。そして、位置合せ後の画像データI_1～I_Nの対応する画素間で画素値を合成して、合成画像データI_Cを生成する。画素値の合成方法として、本実施例では、画素値の平均値を合成後の画素値とする。また、合成後の画像はｚ軸が方向D_0となるような断層像として生成する。このとき、画像データI_1～I_N内の画素で、合成後の断層像の範囲に含まれないものは、合成の対象から外れる。このように、合成される複数の断層像は異なる角度から撮影されたものであるため、各画像において信号の弱い領域を補完した合成画像を得ることができる。なお、合成方法はこの方法に限らない。例えば、画素の輝度値の大きさに応じて画素ごとに信頼度を付けて、信頼度を係数とした画素値の重み付け平均値を合成後の画素値としてもよい。この場合には信号強度

の弱い領域をより正確に補完することができる。

[0116] 次に、図１２のフローチャートを参照して、本実施例に係る情報処理装置１０２の処理手順を説明する。但し、ステップＳ１２０２、Ｓ１２０３、Ｓ１２０４、Ｓ１２０５、Ｓ１２０６はそれぞれ、実施例２におけるステップＳ１００２、Ｓ１００３、Ｓ１００４、Ｓ１００８、Ｓ１００９と同様の処理であるため説明は省略する。

[0117] ＜ステップＳ１２０１＞

ステップＳ１２０１において、撮像指示部１１０１は指示情報１を生成する。そして、照射角度の変更回数をＮとし、変更する照射角度θ^1～θ^Nを設定し保持する。照射角度θ^1～θ^Nは、本実施例ではθ_1は取り得る値の範囲で均等に分割するが、瞳孔の外延部から信号光を入射させるため、θ_2の値は$\theta_2=\theta_{LIM}$で固定にする。５０３、画像信号が非常に弱い領域５０４が示されている。

[0118] 図１３（ａ）において、断層像T_1～T_n、内境界膜１３０１、網膜色素上皮層１３０２、乳頭部領域１３０３はそれぞれ示されている。またｘ－ｙ平面に平行な平面Ｔ’と断層像T_1～T_nを平面Ｔ’に投影したときの乳頭部領域１３０３に対応する投影領域１３０４と、投影領域１３０４を均等に分割した部分領域DC_1～DC_4がそれぞれ表されている。ここでは、分割数ｎ＝４としている。本実施例では、領域DC_1～DC_4に属する陥凹部の表面領域ごとに、その領域に照射される信号光の量が最大となる照射角度を設定する。図１３（ｂ）は、図１３（ａ）の平面Ｔ’をｚ軸方向から見た図である。図１３（ｂ）において、領域DC_1～DC_4に対して照射される信号光の量が最も多くなる平面Ｔ’上の照射方向は、D_1～D_4で表される。ｘ－ｙ平面上に投影した信号光の照射角度は角度成分θ_1で表されるので、D_1～D_4に対応するθ_1の角度をそれぞれ、θ_1^1～θ_1^4（０°～３６０°の範囲を４分割した角度）とする。また、陥凹部の表面に照射する信号光が垂直に近くなるほど、陥凹部の壁面に照射する信号光の量が大きくなる。従って、網膜表面に対する信号光の照射角度の傾きは角度成分θ_2によって決まるので、θ_2は、網

膜表面に対して物理的に変更可能な傾きの最大角度θ_{LIM}で一定とする。このように、瞳孔の外延部の複数箇所から照射した信号光の夫々に対応する断層像を取得することにより、陥凹部の各領域毎に信号光の強度を大きくした断層像を得ることができる。

[0119] そして、撮像指示部１１０１は取得した指示情報１を撮像部１０１へと送信する。

[0120] ＜ステップＳ１２０７＞

ステップＳ１２０７において、合成部１１０２は、記憶部３０６から断層像の画像データI_1～I_Nを取得し、それらを合成した画像データを生成する。合成の方法は先述のとおりである。そして、生成した合成断層像の画像データI_Cを表示部１０３へ送信する。

[0121] ＜ステップＳ１２０８＞

ステップＳ１２０８において、表示部１０３は、断層像合成部１１９２から取得した画像データI_Cを表示する。

[0122] 以上で述べた構成によれば、視神経乳頭の部分領域ごとに信号光が最も多く照射される照射角度を設定して、それぞれの断層像を取得しそれらを合成することで、陥凹部の組織が一様に良く写し出された断層像を提示することができる。また、実施例１や２のように、断層像撮像後に発生する画像解析処理を省くことができる。

[0123] （その他の実施形態）

第一実施例では、最初に取得した断層像の輝度評価値Ｖが閾値を満たさない場合に、照射角度θ_{MAX}を求め、この角度に基づき断層像を一回のみ再撮像してそのまま表示するが、再撮像の回数は一回に限らない。例えば、図４において、ステップＳ４０７からＳ４０２に戻る矢印を付け加え、ステップＳ４０５における評価値Ｖが閾値を超えるまでステップＳ４０２～Ｓ４０７の処理を繰り返す手順をとってもよい。これは、再撮影角度決定部３０５で最適化される照射角度θ_{MAX}は、そのとき撮像された断層像の画像データに基づくものであり、陥凹部の画像信号が小さい領域に関しては表面形状が正確に

抽出されていない可能性がある。この場合、角度θ_{MAX}は、陥凹部の正確な表面形状に基づいて求められていないため、陥凹部が充分に写らない可能性がある。これに対して、得られた照射角度θ_{MAX}に基づいて再度撮像を行い、より陥凹部が正確に写った断層像を取得した上で、画像評価・解析を行う。これにより、最終的に陥凹部の写り方が不十分な照射角度で撮像された断層像を表示することを防ぐことができる。

[0124] 実施例１乃至実施例３では、視神経乳頭の陥凹部の正確な形状抽出という目的に対して本発明を適用した例を示したが、本発明の適用はこれに限られない。本願明細書に内在する発明の特徴の一部である形状解析の方法、信号強度の算出方法等は、層境界の形状を抽出することに適用することが可能である。例えば、血管により画像化できない血管下の領域に存在する層または境界面の抽出にも適用することができる。

[0125] なお、本発明に係る情報処理装置の指示に基づいて撮影を行うＯＣＴ撮像装置は上記のものに限られない。本実施形態においてはシングルビームのＯＣＴであったが、マルチビームのＯＣＴを用いても良い。

[0126] 更に本発明は、上述した実施形態の機能を実現するプログラムをネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステムまたは装置に供給し、そのシステムまたは装置のコンピュータ（またはＣＰＵ等）がそのプログラムを読み出して実行することによっても実現される。その際には、装置またはシステムに供給されたプログラムまたはそのプログラムを格納した記憶媒体は、本発明を構成する。

符号の説明

[0127] １０１　撮像部

１０２　情報処理装置

１１８　ＣＰＵ

１１９　ＲＡＭ

１２０　ＲＯＭ

３０１　撮像指示部

３０２　断層像取得部

３０３　形状解析部

３０４　再撮影判定部

３０５　再撮影角度決定部

請求の範囲

[請求項1] 撮影対象の少なくとも一部の形状に応じて前記撮影対象に照射される信号光の戻り光が所定の強度となる前記信号光の照射角度を決定する決定手段と、

前記決定された照射角度で前記撮影対象に照射される信号光の戻り光に基づいて前記撮影対象の断層像を撮像する指示を行う指示手段と、

を有することを特徴とする情報処理装置。

[請求項2] 前記決定手段は撮影対象の形状に応じて前記撮影対象に対して照射される信号光の強度が基準より弱い領域を小さくなるように前記信号光の照射角度を決定することを特徴とする請求項１に記載の情報処理装置。

[請求項3] 前記撮影対象に対して所定の角度から照射された信号光の戻り光に基づいて撮像された前記撮影対象の断層像を取得する取得手段を有し、

前記決定手段は前記取得された断層像に基づいて前記撮影対象の形状を決定することを特徴とする請求項１または２に記載の情報処理装置。

[請求項4] 前記所定の角度が前記決定された角度と同じになる場合には、前記指示手段による指示を行わないことを特徴とする請求項３に記載の情報処理装置。

[請求項5] 前記取得された断層像において前記戻り光の強度が基準より弱い領域、前記撮影対象の形状を特定できなかった領域、前記撮影対象の形状を補間により推定した領域、または前記形状の信頼性が低い領域のいずれかの大きさに応じて前記指示手段による指示を行うか否かを判定する判定手段と、

を有することを特徴とする請求項３乃至４のいずれか１項に記載の情報処理装置。

[請求項6] 前記撮影対象は網膜の層の境界面であり、

前記決定手段は前記境界面の各領域に対する前記信号光の入射角に応じて前記信号光の強度を評価することを特徴とする請求項１乃至５のいずれか１項に記載の情報処理装置。

[請求項7] 前記撮影対象は網膜の陥凹部であり、

前記決定手段は前記陥凹部の前記網膜の表面に対する傾きに応じて前記照射角度を決定することを特徴とする請求項１乃至６のいずれか１項に記載の情報処理装置。

[請求項8] 前記指示手段は前記撮像をすべき旨の通知、撮像部への撮影条件の送信、または撮像の指示のいずれかを行うことを特徴とする請求項１乃至７のいずれか１項に記載の情報処理装置。

[請求項9] 複数の異なる角度から撮影対象に照射する信号光の戻り光の夫々により複数の断層像を取得する取得手段と、

前記取得された断層像の夫々における、前記戻り光の強度が基準より弱い領域の大きさに応じて前記取得された断層像から少なくとも１つの断層像を選択する選択手段とを有することを特徴とする情報処理装置。

[請求項10] 前記選択手段は、前記断層像の輝度値またはＳ／Ｎ比に基づいて前記戻り光の強度を評価することを特徴とする請求項９に記載の情報処理装置。

[請求項11] 複数の異なる角度から撮影対象に照射する信号光の戻り光の夫々により複数の断層像を取得する取得手段と、

前記取得された断層像を合成する合成手段とを有することを特徴とする情報処理装置。

[請求項12] 前記撮影対象は網膜であり、前記複数の異なる角度は瞳孔の外延部から入射させることを特徴とする請求項９乃至１１のいずれか１項に記載の情報処理装置。

[請求項13] 前記断層像は、光源からの光を信号光と参照光とに分割し、前記信

号光を撮影対象に導くと共に前記参照光を参照ミラーに導き、前記撮影対象によって反射あるいは散乱された前記信号光による戻り光と、前記参照ミラーによって反射された参照光とを用い、前記撮影対象の断層像を撮像するための光断層像撮像装置により撮影されることを特徴とする請求項１乃至１２のいずれか１項に記載の情報処理装置。

[請求項14] 被検眼の網膜の陥凹部の形状を特定する特定手段と、

前記特定された陥凹部の形状に基づいて前記陥凹部に照射する信号光の戻り光が所定の強度となる前記陥凹部に照射する信号光の照射角度を決定する決定手段と、

前記決定された照射角度で照射した信号光の戻り光に基づいて干渉光を生成することにより前記陥凹部を撮像した断層像を取得する取得手段と

を有することを特徴とする情報処理装置。

[請求項15] 撮影対象の形状に応じて、前記撮影対象に照射される信号光の戻り光が所定の強度となる前記信号光の照射角度を決定するステップと、

前記決定された照射角度で前記撮影対象に照射される信号光の戻り光に基づいて前記撮影対象の断層像を撮像する指示を行うステップと

を有することを特徴とする情報処理方法。

[請求項16] 撮影対象の形状に応じて前記撮影対象に照射される信号光の戻り光が所定の強度となる前記信号光の照射角度を決定する処理と、

前記決定された照射角度で前記撮影対象に照射される信号光の戻り光に基づいて前記撮影対象の断層像を撮像する指示を行う処理と

をコンピュータに実行させることを特徴とするプログラム。

[請求項17] 撮影対象に所定の角度から照射する信号光の戻り光により前記撮影対象を撮像して断層像を得る撮像手段と、

前記撮像手段から撮影対象に第一の照射角度から照射した信号光の戻り光に基づき前記撮影対象の断層像を取得する取得手段と、

前記取得された断層像から前記撮影対象の形状を解析する解析手段

と、

前記解析の結果に応じて前記撮影対象に前記第一の照射角度とは異なる第二の照射角度から前記信号光を照射して前記撮影対象を撮像する指示を前記撮像手段に対して指示手段と、

前記指示手段による指示に応じて撮像手段が撮像した断層像を表示させる表示手段と

を有することを特徴とする撮像システム。

補正された請求の範囲

[2010年2月18日(18.02.2010)国際事務局受理]

[請求項1]

撮影対象の少なくとも一部の形状に応じて前記撮影対象に照射される信号光の戻り光が所定の強度となる前記信号光の照射角度を決定する決定手段と、

前記決定された照射角度で前記撮影対象に照射される信号光の戻り光に基づいて前記撮影対象の断層像を撮像する指示を行う指示手段と、

を有することを特徴とする情報処理装置。

[請求項2]

前記決定手段は撮影対象の形状に応じて前記撮影対象に対して照射される信号光の強度が基準より弱い領域を小さくなるように前記信号光の照射角度を決定することを特徴とする請求項１に記載の情報処理装置。

[請求項3]

前記撮影対象に対して所定の角度から照射された信号光の戻り光に基づいて撮像された前記撮影対象の断層像を取得する取得手段を有し、

前記決定手段は前記取得された断層像に基づいて前記撮影対象の形状を決定することを特徴とする請求項１または２に記載の情報処理装置。

[請求項4]

前記所定の角度が前記決定された角度と同じになる場合には、前記指示手段による指示を行わないことを特徴とする請求項３に記載の情報処理装置。

[請求項5]

前記取得された断層像において前記戻り光の強度が基準より弱い領域、前記撮影対象の形状を特定できなかった領域、前記撮影対象の形状を補間により推定した領域、または前記形状の信頼性が低い領域のいずれかの大きさに応じて前記指示手段による指示を行うか否かを判定する判定手段を有することを特徴とする請求項３乃至４のいずれか１項に記載の情報処理装置。

[請求項6]

前記撮影対象は網膜の層の境界面であり、前記決定手段は前記境界面の各領域に対する前記信号光の入射角に応じて前記信号光の強度を評価することを特徴とする請求項１乃至５のいずれか１項に記載の情報処理装置。

[請求項7]

前記撮影対象は網膜の陥凹部であり、

前記決定手段は前記陥凹部の前記網膜の表面に対する傾きに応じて前記照射角度を決定することを特徴とする請求項１乃至６のいずれか１項に記載の情報処理装置。

[請求項8]

前記指示手段は前記撮像をすべき旨の通知、撮像部への撮影条件の送信、または撮像の指示のいずれかを行うことを特徴とする請求項１乃至７のいずれか１項に記載の情報処理装置。

[請求項9] （補正後）

複数の異なる角度から撮影対象に照射される信号光の戻り光の夫々により複数の断層像を取得する取得手段と、

前記取得された断層像の夫々における、前記戻り光の強度が基準より弱い領域の大きさに応じて前記取得された断層像から少なくとも一つの断層像を取得する取得手段と、

を有することを特徴とする情報処理装置。

[請求項10]

前記選択手段は、前記断層像の輝度値またはＳ／Ｎ比に基づいて前記戻り光の強度を評価することを特徴とする請求項９に記載の情報処理装置。

[請求項11] （補正後）

所定の角度から撮影対象に照射される信号光の戻り光により生成される断層像を前記所定の角度を変えて複数取得する取得手段と、

前記取得された前記撮影対象の断層像を合成する合成手段と

を有することを特徴とする情報処理装置。

[請求項12] （補正後）

前記撮影対象は網膜であり、

前記信号光は瞳孔の外延部における複数の異なる位置に入射することにより複数の異なる角度から網膜に照射されることを特徴とする請求項９乃至１１のいずれか１項に記載の情報処理装置。

[請求項13]

前記断層像は、光源からの光を信号光と参照光とに分割し、前記信号光を撮影対象に導くと共に前記参照光を参照ミラーに導き、前記撮影対象によって反射あるいは散乱された前記信号光による戻り光と、前記参照ミラーによって反射された参照光とを用い、前記撮影対象の断層像を撮像するための光断層像撮像装置により撮影されることを特徴とする請求項１乃至１２のいずれか１項に記載の情報処理装置。

[請求項14]

被検眼の網膜の陥凹部の形状を特定する特定手段と、

前記特定された陥凹部の形状に基づいて前記陥凹部に照射する信号光の戻り光が所定の強度となる前記陥凹部に照射する信号光の照射角度を決定する決定手段と、

前記決定された照射角度で照射した信号光の戻り光に基づいて干渉光を生成することにより前記陥凹部を撮像した断層像を取得する取得手段と

を有することを特徴とする情報処理装置。

[請求項15] （補正後）

複数の異なる角度から網膜に照射される信号光の戻り光の夫々により複数の断層像を取得する取得手段と、

前記取得された断層像を合成する合成手段とを有し、

前記信号光は瞳孔の外延部における複数の異なる位置に入射することにより複数の異なる角度から網膜に照射される

ことを特徴とする情報処理装置。

[請求項16] （補正後）

前記取得された断層像を合成する合成手段とを有し、

光源からの光を信号光と参照光とに分割し、前記信号光を撮影対象に導くと共に前記参照光を参照ミラーに導き、前記撮影対象によって反射あるいは散乱された前記信号光による戻り光と、前記参照ミラーによって反射された参照光との干渉光により生成される断層像を合成する情報処理装置であって、

複数の異なる角度から前記撮影対象に照射される前記信号光の戻り光の夫々に

より複数の断層像を取得する取得手段と、

前記取得された複数の断層像を合成する合成手段と

を有することを特徴とする情報処理装置。

[請求項17] (補正後)

撮影対象の形状に応じて、前記撮影対象に照射される信号光の戻り光が所定の強度となる前記信号光の照射角度を決定するステップと、

前記決定された照射角度で前記撮影対象に照射される信号光の戻り光に基づいて前記撮影対象の断層像を撮像する指示を行うステップと

を有することを特徴とする情報処理方法。

[請求項18] (追加)

撮影対象の形状に応じて前記撮影対象に照射される信号光の戻り光が所定の強度となる前記信号光の照射角度を決定する処理と、

前記決定された照射角度で前記撮影対象に照射される信号光の戻り光に基づいて前記撮影対象の断層像を撮像する指示を行う処理と

をコンピュータに実行させることを特徴とするプログラム。

[請求項19] (追加)

撮影対象に所定の角度から照射する信号光の戻り光により前記撮影対象を撮像して断層像を得る撮像手段と、

前記撮像手段から撮影対象に第一の照射角度から照射した信号光の戻り光に基づき前記撮影対象の断層像を取得する取得手段と、

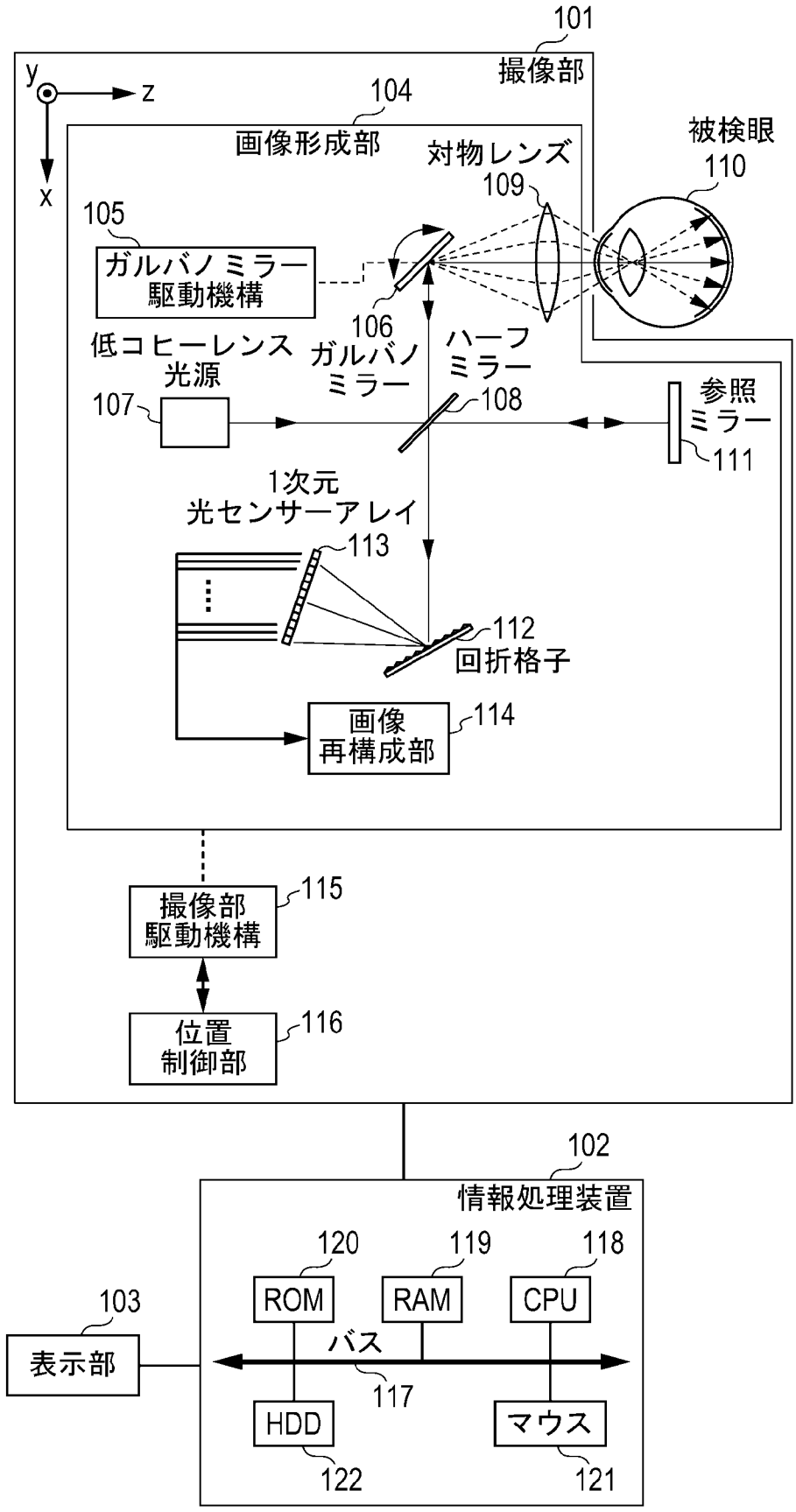
前記取得された断層像から前記撮影対象の形状を解析する解析手段と、

前記解析の結果に応じて前記撮影対象に前記第一の照射角度とは異なる第二の照射角度から前記信号光を照射して前記撮影対象を撮像する指示を前記撮像手段に対して指示手段と、

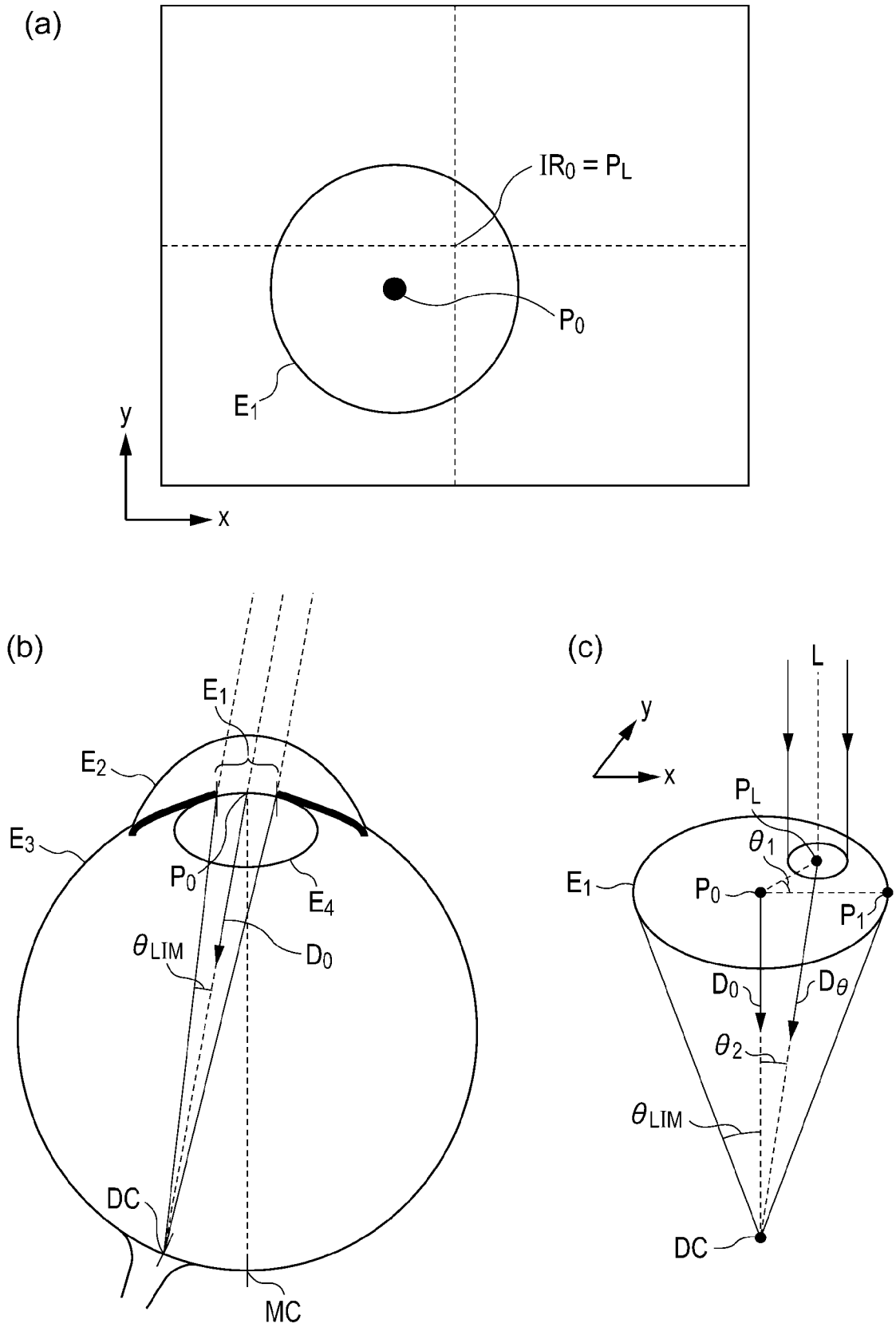
前記指示手段による指示に応じて撮像手段が撮像した断層像を表示させる表示手段と

を有することを特徴とする撮像システム。

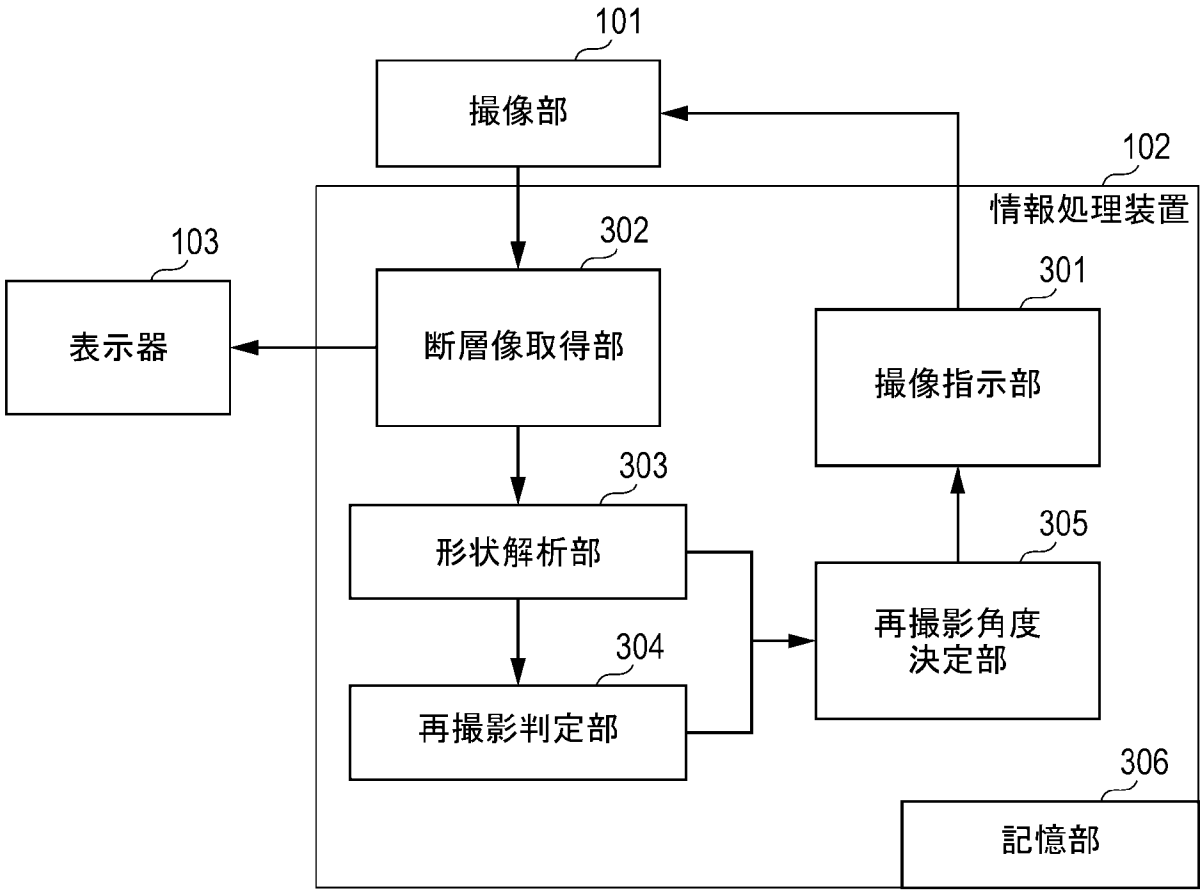
[図1]


101
撮像部
y
z
x
104
画像形成部
対物レンズ
被検眼
110
109
105
ガルバノミラー
駆動機構
106
ガルバノ
ミラー
ハーフ
ミラー
低コヒーレンス
光源
107
108
参照
ミラー
111
1次元
光センサーアレイ
113
112
回折格子
画像
再構成部
114
撮像部
駆動機構
115
位置
制御部
116
102
情報処理装置
120
119
118
ROM
RAM
CPU
103
表示部
バス
117
HDD
マウス
122
121

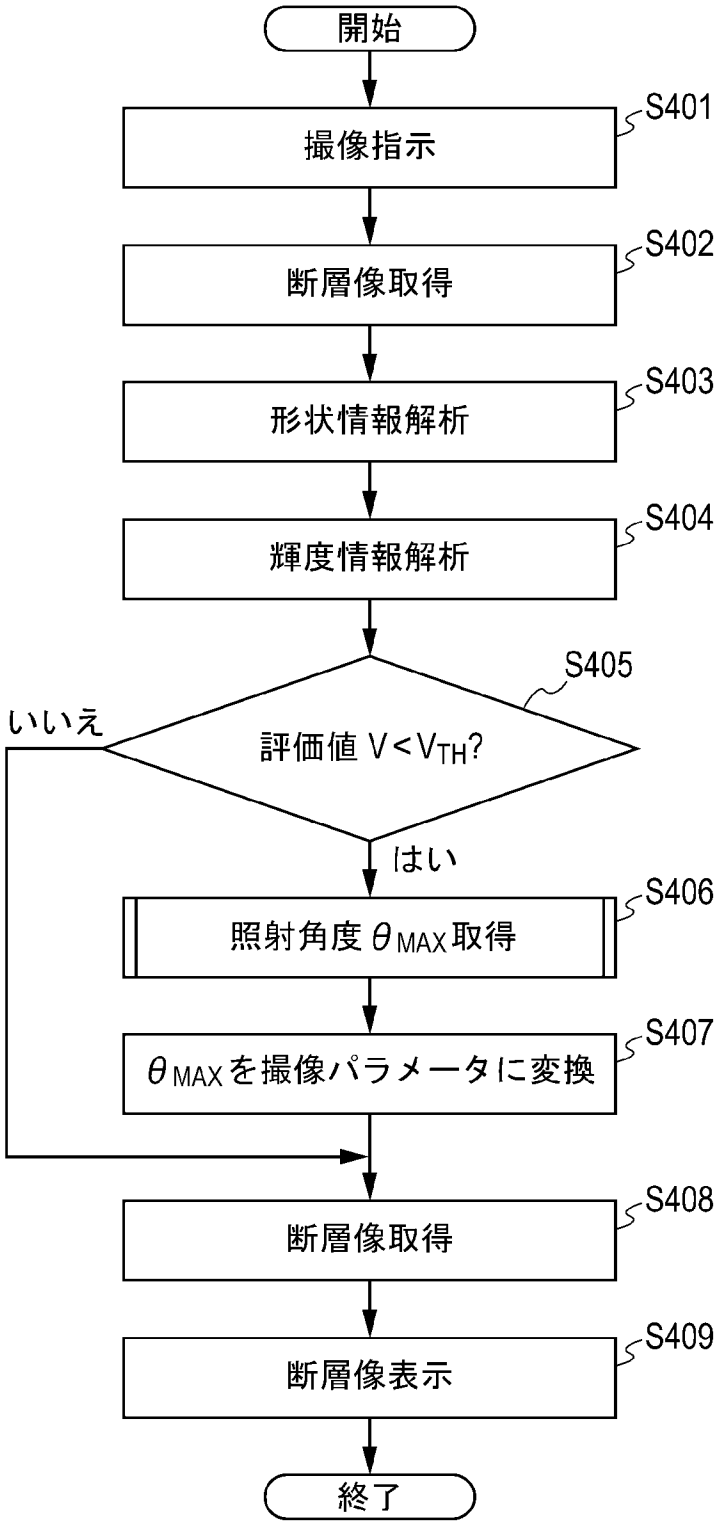
[図2]


(a)
IR0 = PL
P0
E1
y
x
(b)
E1
E2
E3
P0
E4
θLIM
D0
DC
MC
(c)
L
y
x
PL
θ1
E1
P0
P1
D0
Dθ
θ2
θLIM
DC

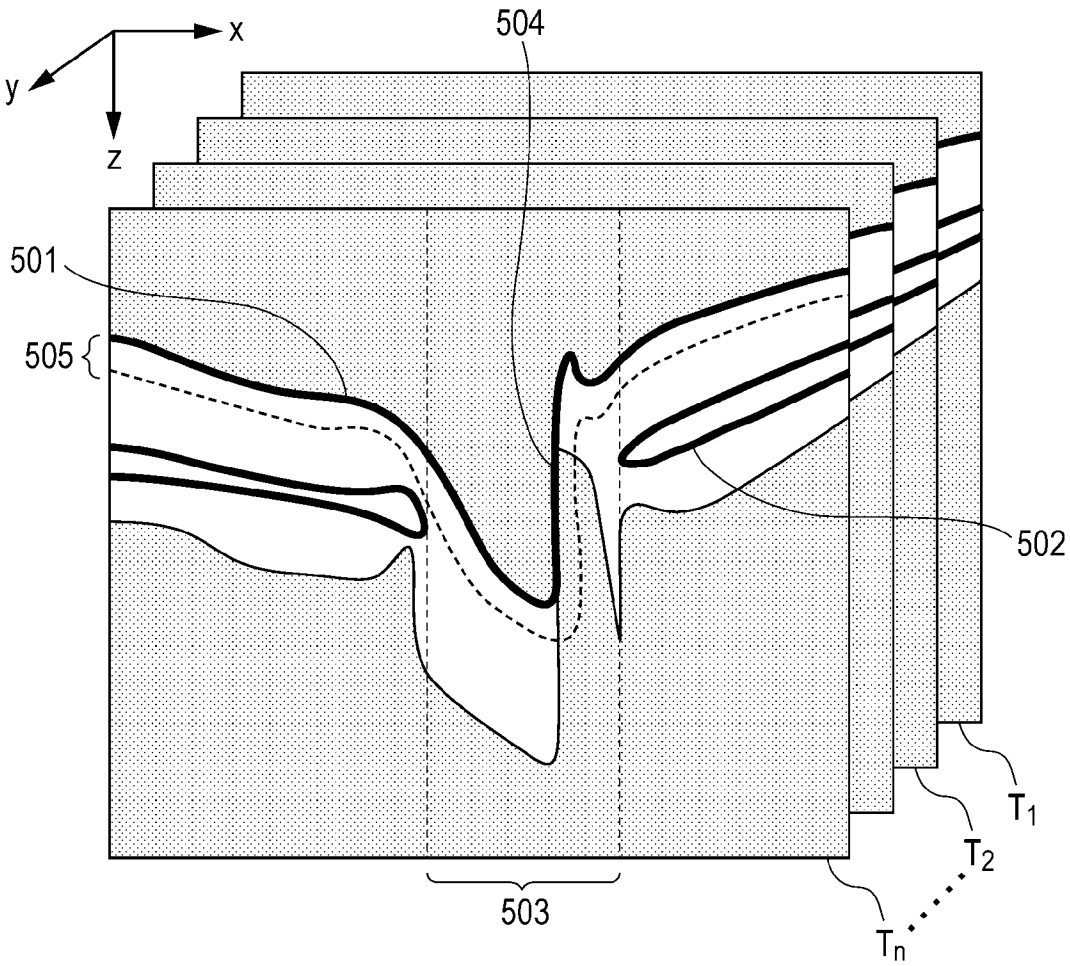
[図3]


101
撮像部
102
情報処理装置
103
表示器
302
断層像取得部
301
撮像指示部
303
形状解析部
305
再撮影角度
決定部
304
再撮影判定部
306
記憶部

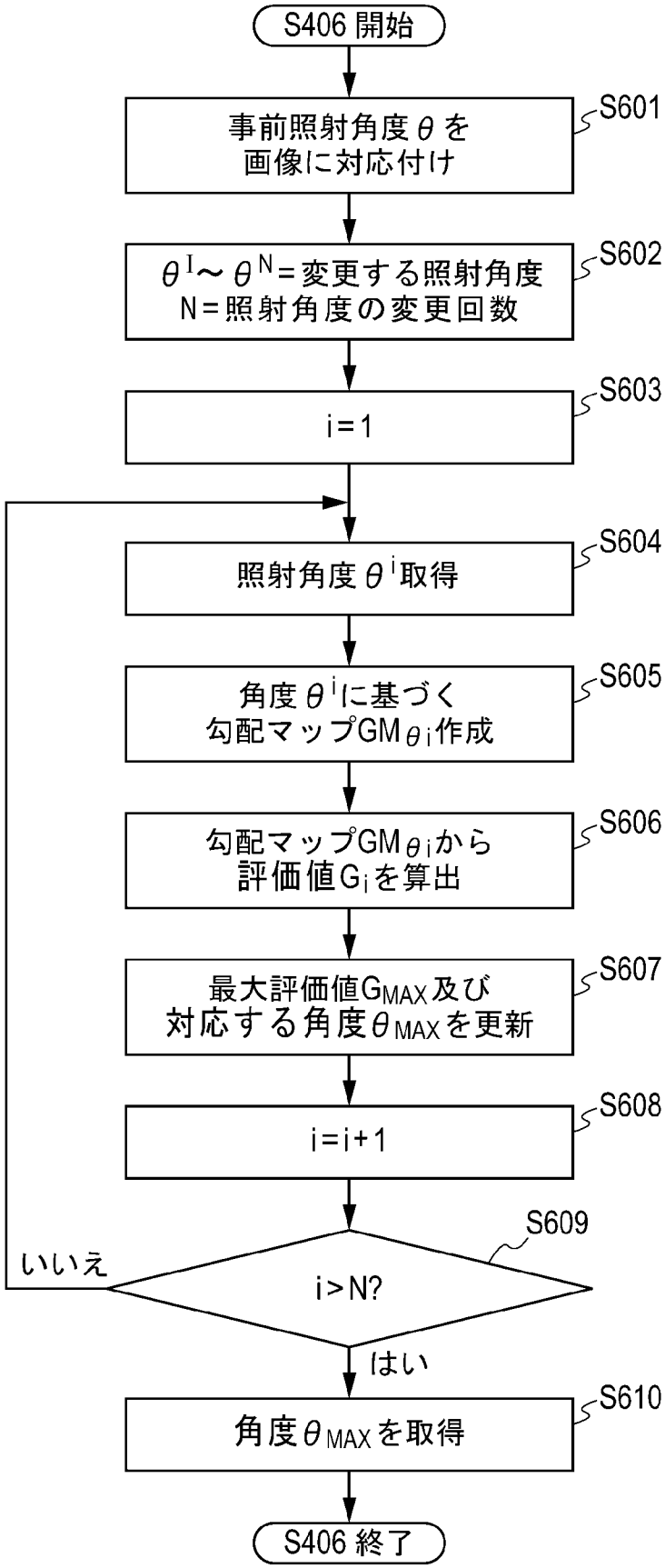
[図4]


開始
撮像指示
S401
断層像取得
S402
形状情報解析
S403
輝度情報解析
S404
評価値 V<VTH?
S405
いいえ
はい
照射角度 θMAX取得
S406
θMAXを撮像パラメータに変換
S407
断層像取得
S408
断層像表示
S409
終了

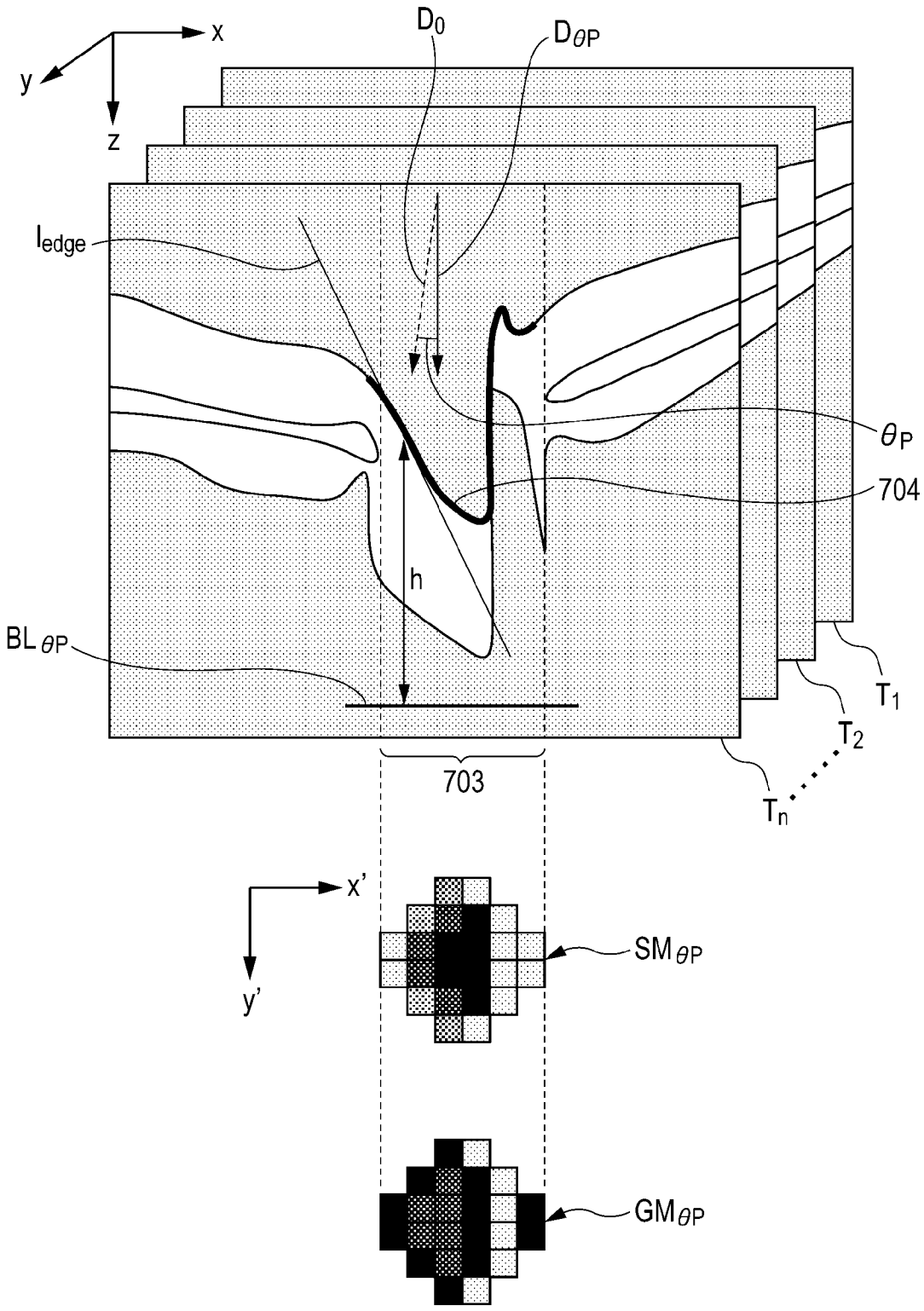
[図5]



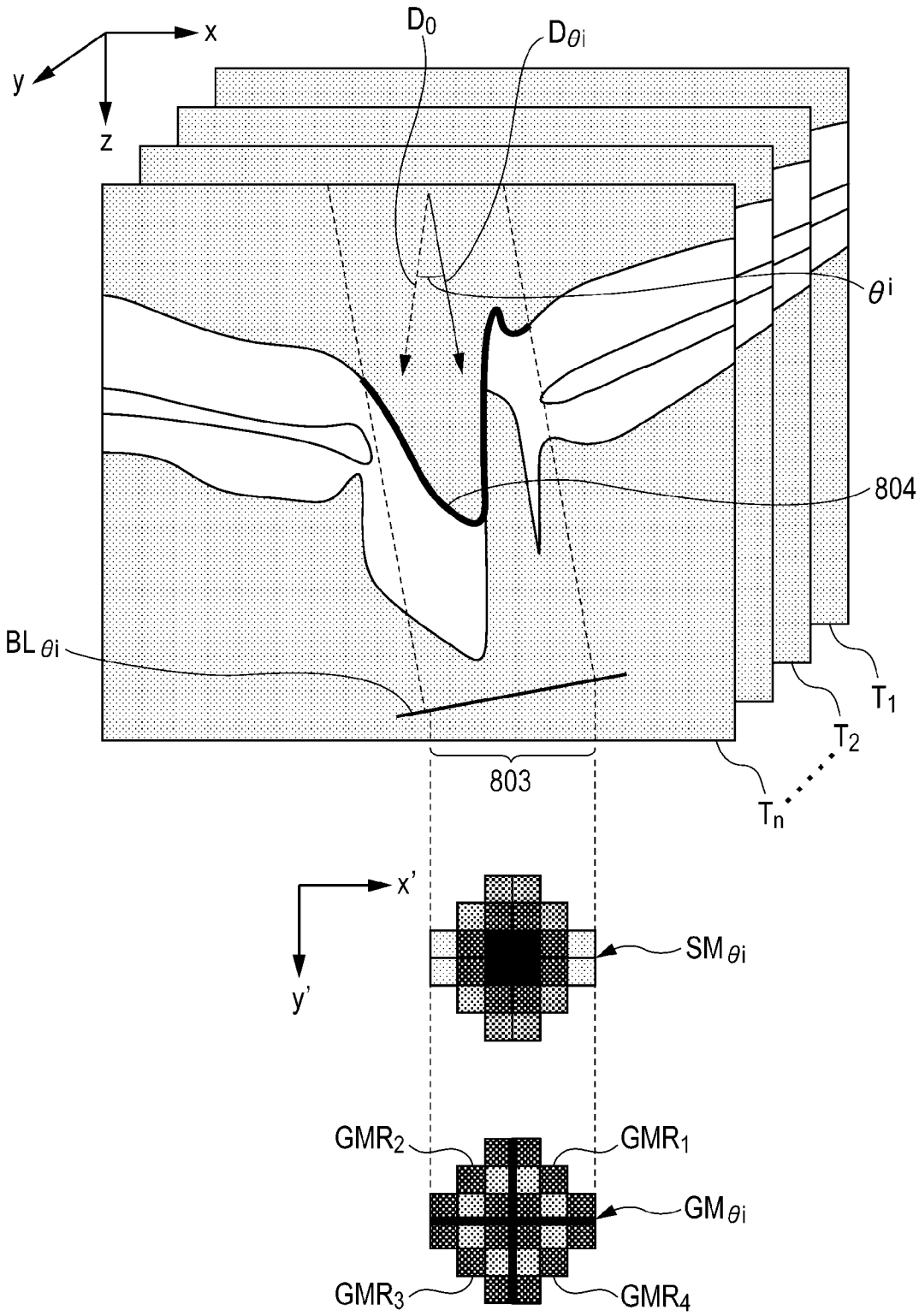
[図6]


S406 開始
事前照射角度θを
画像に対応付け
S601
θ^I～θ^N＝変更する照射角度
N＝照射角度の変更回数
S602
i＝1
S603
照射角度θ^i取得
S604
角度θ^iに基づく
勾配マップGMθiを作成
S605
勾配マップGMθiから
評価値Giを算出
S606
最大評価値GMAX及び
対応する角度θMAXを更新
S607
i＝i＋1
S608
i＞N?
S609
いいえ
はい
角度θMAXを取得
S610
S406 終了

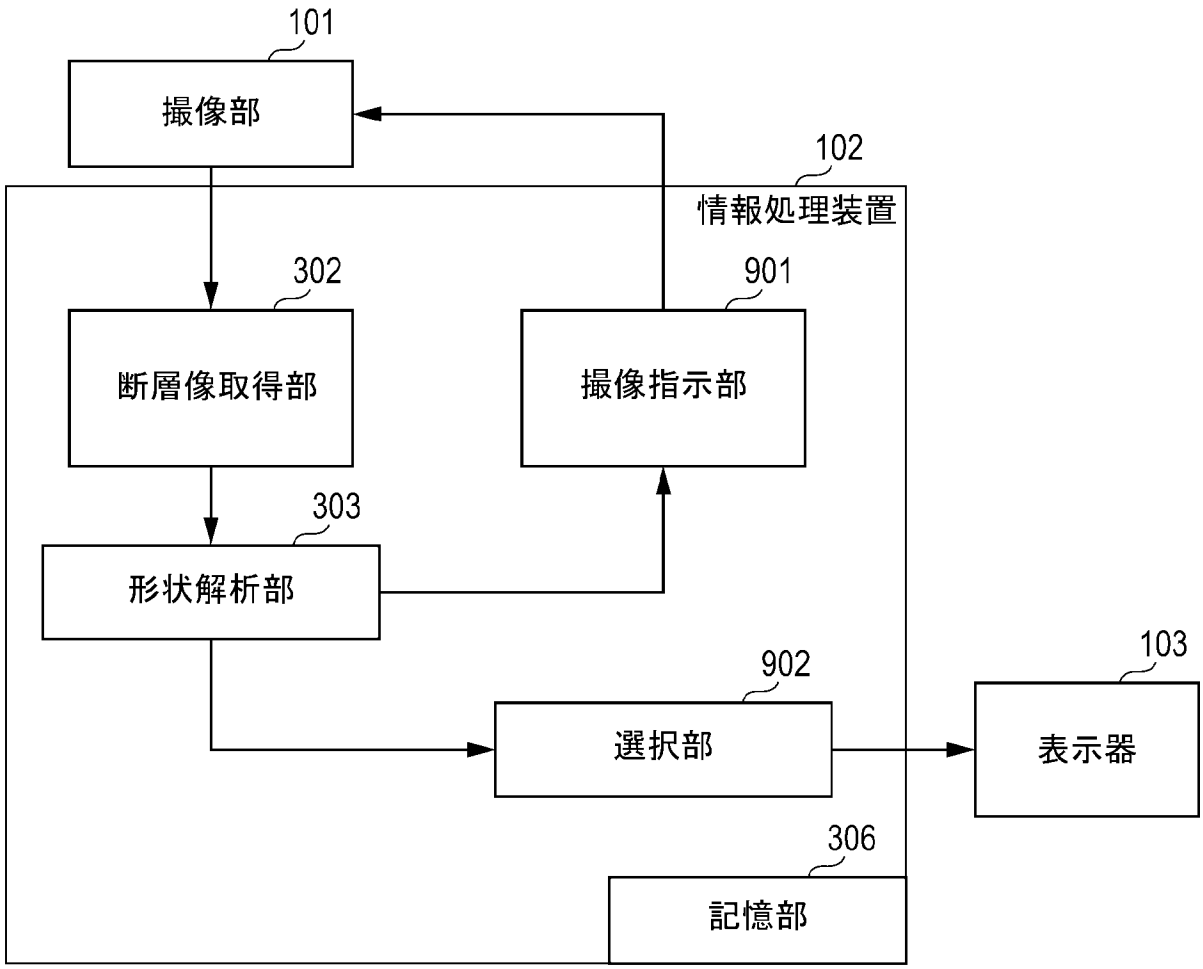
[図7]



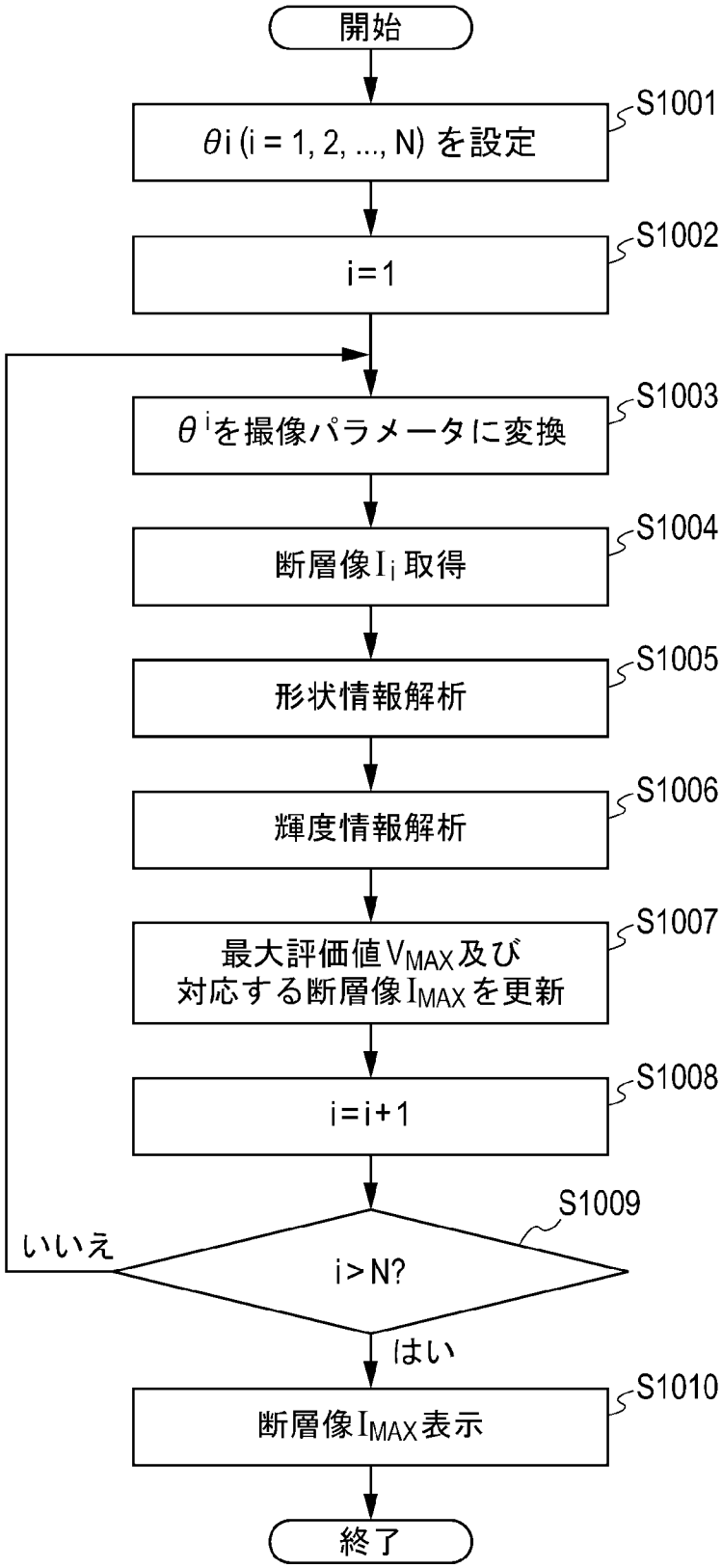
[図8]


x
y
z
D0
Dθi
θi
804
BLθi
T1
T2
Tn
803
x'
y'
SMθi
GMR2
GMR1
GMθi
GMR3
GMR4

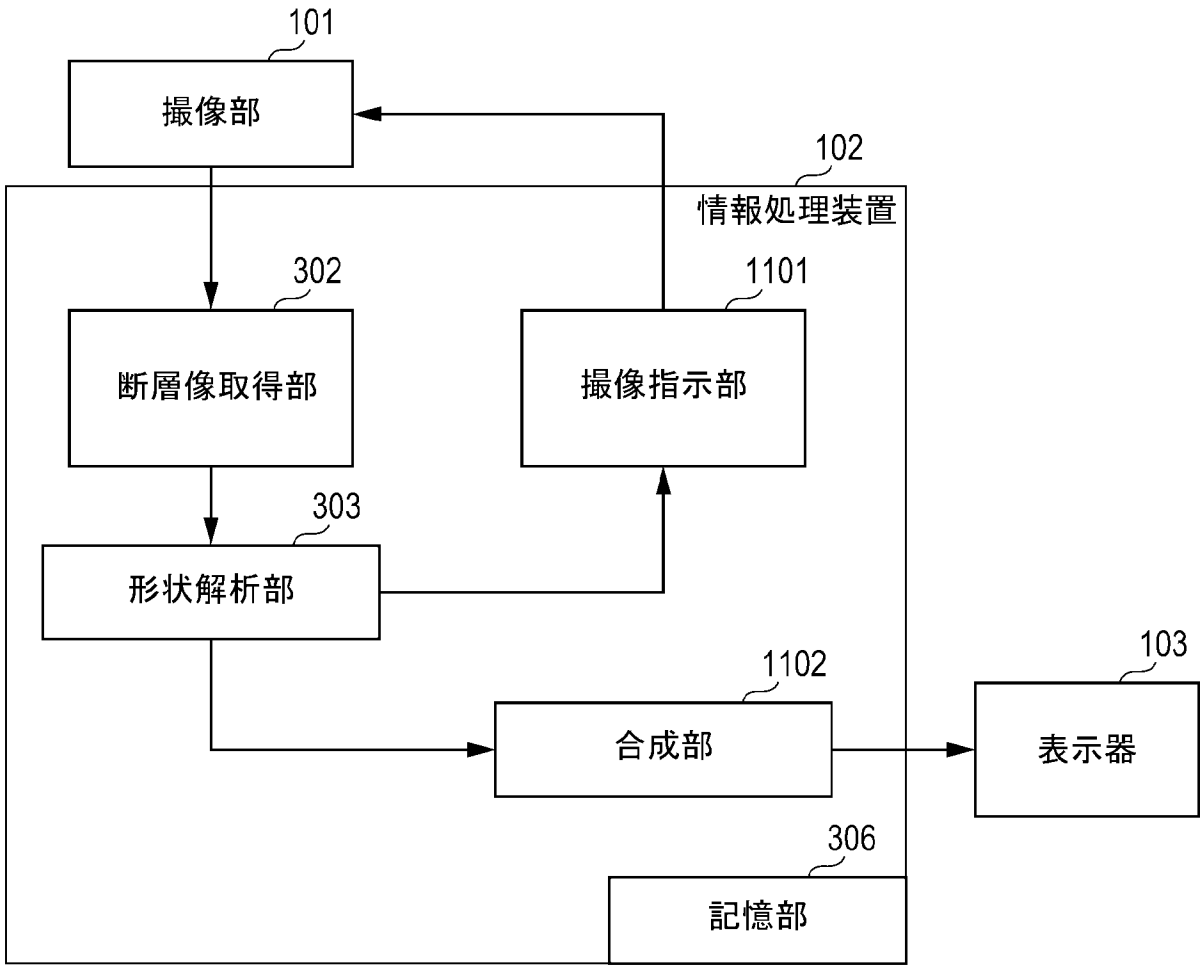
[図9]


101
撮像部
102
情報処理装置
302
断層像取得部
901
撮像指示部
303
形状解析部
902
選択部
103
表示器
306
記憶部

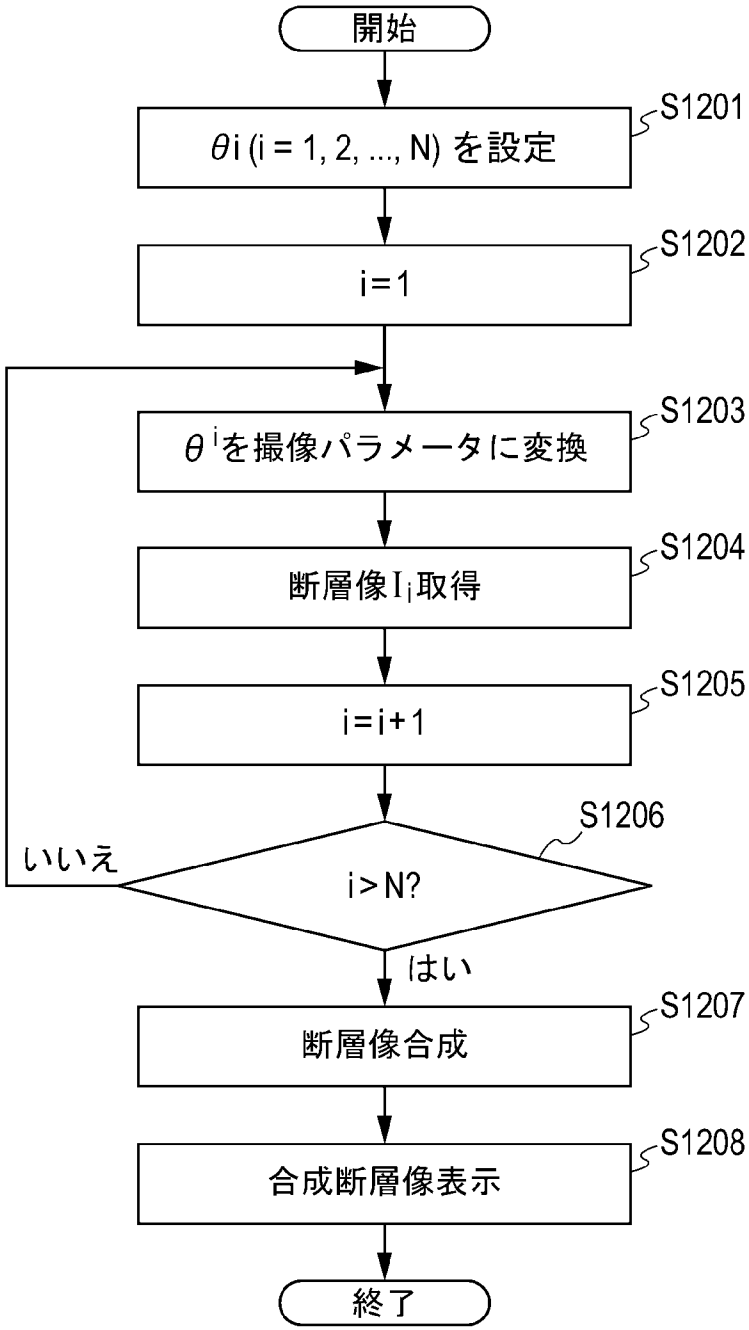
[図10]


開始
θi (i = 1, 2, ..., N) を設定
S1001
i=1
S1002
θ^i を撮像パラメータに変換
S1003
断層像 I_i 取得
S1004
形状情報解析
S1005
輝度情報解析
S1006
最大評価値 V_MAX 及び
対応する断層像 I_MAX を更新
S1007
i=i+1
S1008
i>N?
S1009
いいえ
はい
断層像 I_MAX 表示
S1010
終了

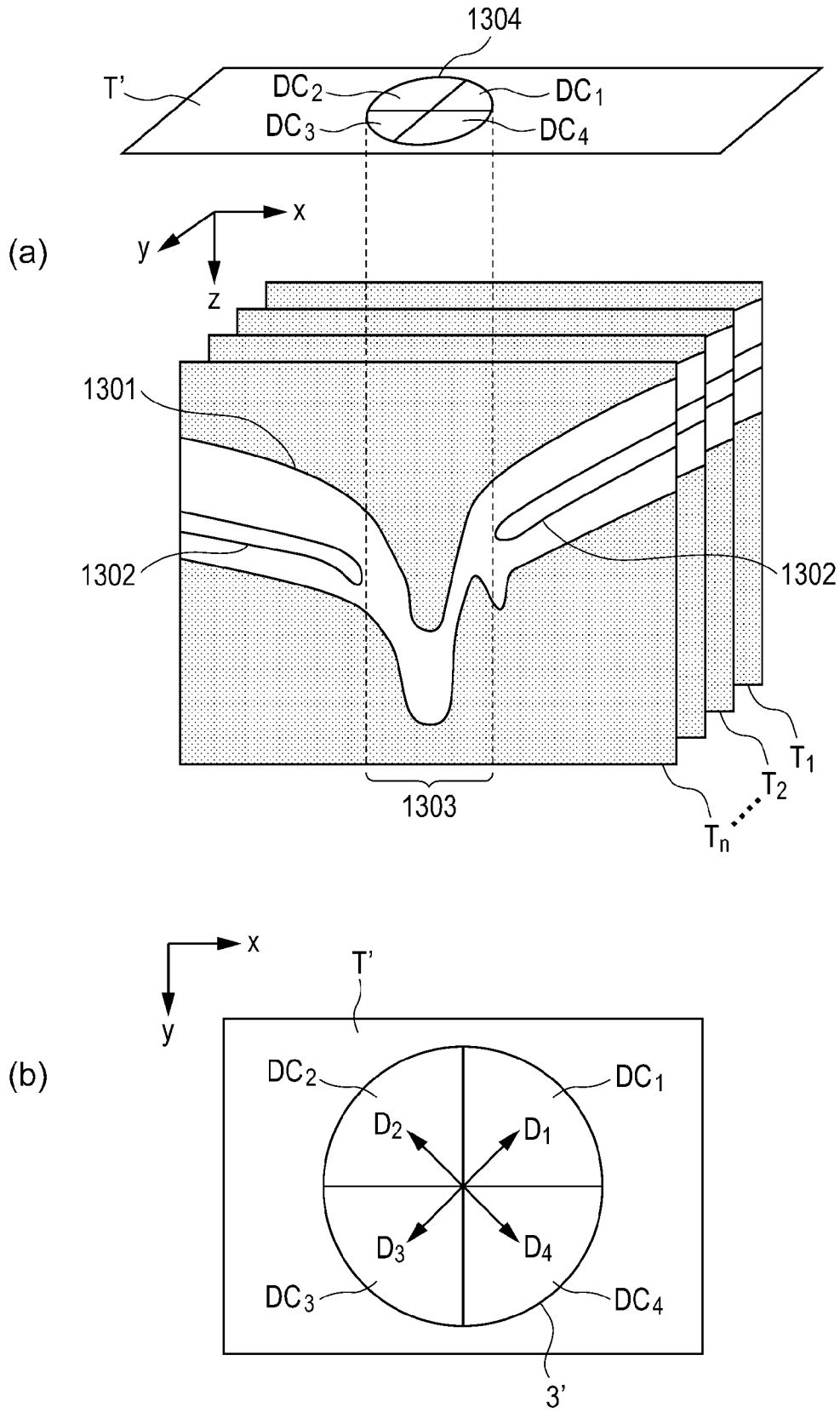
[図11]


101
撮像部
102
情報処理装置
302
断層像取得部
1101
撮像指示部
303
形状解析部
1102
合成部
103
表示器
306
記憶部

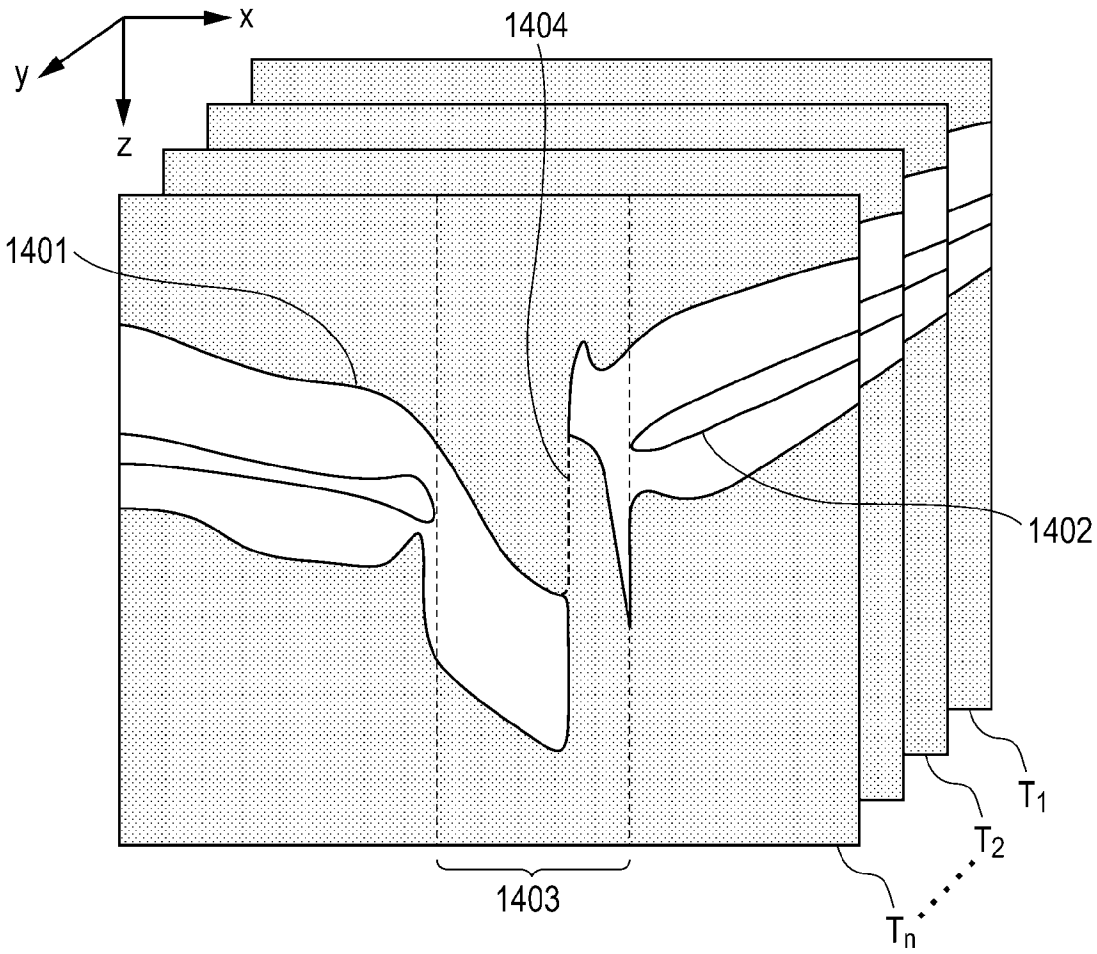
[図12]


開始
θi (i = 1, 2, ..., N) を設定
S1201
i=1
S1202
θ^i を撮像パラメータに変換
S1203
断層像 I_i 取得
S1204
i=i+1
S1205
i>N?
S1206
いいえ
はい
断層像合成
S1207
合成断層像表示
S1208
終了

[図13]


(a)
1304
T'
DC2
DC1
DC3
DC4
x
y
z
1301
1302
1302
1303
T1
T2
Tn
(b)
x
y
T'
DC2
DC1
D2
D1
D3
D4
DC3
DC4
3'

[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2009/068619

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B3/10(2006.01)i, *A61B3/12*(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, A61B3/12

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 A	JP 2005-506107 A (Wave Front Sciences, Inc.), 03 March 2005 (03.03.2005), particularly, paragraphs [0047] to [0050], [0066], [0067] & US 2003/0038921 A1 & WO 2002/075367 A2	11 1-10,12-17
A	JP 2007-501677 A (Carl Zeiss Meditec AG.), 01 February 2007 (01.02.2007), entire text; all drawings & US 2008/0252852 A1 & WO 2004/103169 A2	1-17
A	EP 0910984 A1 (Heidelberg Engineering Optische Messsysteme GmbH), 28 April 1999 (28.04.1999), entire text; all drawings & JP 11-164816 A & US 5920373 A	1-17

☐ 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	Date of mailing of the international search report
07 January, 2010 (07.01.10)	19 January, 2010 (19.01.10)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２００９／０６８６１９

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B3/10(2006.01)i, A61B3/12(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.　A61B3/10, A61B3/12

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	１９７１－２０１０年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１０年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１０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 A	JP 2005-506107 A （ウェーブフロント・サイエンシーズ・インコーポレイテッド） 2005.03.03, 特に、第47-50,66,67段落 & US 2003/0038921 A1 & WO 2002/075367 A2	11 1-10,12-17
A	JP 2007-501677 A （カール　ツアイス　メディテック　アクチエンゲゼルシャフト） 2007.02.01, 全文、全図 & US 2008/0252852 A1 & WO 2004/103169 A2	1-17

☑　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 ０７．０１．２０１０	国際調査報告の発送日 １９．０１．２０１０
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 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）　２Ｑ　３１０１ 後藤　順也 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	EP 0910984 A1 (Heidelberg Engineering Optische Messsysteme GmbH) 1999.04.28, 全文、全図 & JP 11-164816 A & US 5920373 A	1-17