

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6375760号  
(P6375760)

(45) 発行日 平成30年8月22日(2018.8.22)

(24) 登録日 平成30年8月3日(2018.8.3)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 3/10 (2006.01) A 6 1 B 3/10 R

請求項の数 5 (全 13 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2014-157181 (P2014-157181)                  (22) 出願日 平成26年7月31日(2014.7.31)                  (65) 公開番号 特開2016-32608 (P2016-32608A)                  (43) 公開日 平成28年3月10日(2016.3.10)                  審査請求日 平成29年7月27日(2017.7.27)</p>	<p>(73) 特許権者 000135184                  株式会社ニデック                  愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14                  (72) 発明者 柴 涼介                  愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株                  式会社ニデック拾石工場内                  (72) 発明者 加納 徹哉                  愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株                  式会社ニデック拾石工場内                  (72) 発明者 佐竹 倫全                  愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株                  式会社ニデック拾石工場内                  審査官 九鬼 一慶</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光コヒーレンストモグラフィー装置、および眼底画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体上を走査手段によって走査された測定光と、前記測定光に対応する参照光との干渉によるAスキャン信号を検出するためのOCT光学系と、

各走査位置でのAスキャン信号が二次元的に配列された3次元OCTデータを取得し、取得された3次元OCTデータを処理してOCT正面画像を生成するための画像処理手段と、を備える光コヒーレンストモグラフィー装置であって、

前記画像処理手段は、

各走査位置での前記Aスキャン信号のヒストグラムを取得し、

取得された前記ヒストグラムに基づいて、OCT正面画像を形成させることを特徴とする光コヒーレンストモグラフィー装置。

10

【請求項2】

前記画像処理手段は、

各走査位置での前記Aスキャン信号のヒストグラムを取得し、

ヒストグラムの頻度において上位を占める輝度値に基づいて、OCT正面画像を形成する各画素の輝度値を設定することを特徴とする請求項1の光コヒーレンストモグラフィー装置。

【請求項3】

前記被検体は、被検眼である請求項1～2のいずれかの光コヒーレンストモグラフィー装置。

20

## 【請求項 4】

前記画像処理手段は、

前記 A スキャン信号における特定の深さ領域でのヒストグラムを取得し、

取得された前記ヒストグラムに基づいて、被検体の特定の深さ領域に関する OCT 正面画像を生成することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかの光コヒーレンストモグラフィ装置。

## 【請求項 5】

被検体上を走査手段によって走査された測定光と、前記測定光に対応する参照光との干渉による A スキャン信号を検出するための OCT 光学系と、

各走査位置での A スキャン信号が二次元的に配列された 3 次元 OCT データを取得し、取得された 3 次元 OCT データを処理して OCT 正面画像を生成するための画像処理手段と、を備える光コヒーレンストモグラフィ装置において実行される眼底画像処理プログラムであって、

前記光コヒーレンストモグラフィ装置のプロセッサによって実行されることで、

前記画像処理手段によって、各走査位置での前記 A スキャン信号のヒストグラムを取得する取得ステップと、

前記取得ステップにおいて取得された前記ヒストグラムに基づいて、OCT 正面画像を形成させる画像形成ステップと、

を前記光コヒーレンストモグラフィ装置に実行させることを特徴とする眼底画像処理プログラム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本開示は、被検体の断層画像を取得するための光コヒーレンストモグラフィ装置、および眼底画像処理プログラムに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

被検体の断層画像を取得するための光コヒーレンストモグラフィ装置 (Optical Coherence Tomography: OCT) が知られている。このような装置は、例えば、眼、皮膚などの生体の断層画像を得るために使用される。例えば、眼科医療分野においては、OCT によって得られた眼組織 (例えば、網膜、前眼部) の断層画像に基づいて、被検眼の診断が行われている。

## 【0003】

また、近年では、B スキャン画像だけでなく、生体組織の少なくとも一部を正面方向から見た正面画像 (いわゆる、En face 画像) を取得するための技術が提案されている。例えば、正面画像は、深さ方向の少なくとも一部の領域に関して、3 次元 OCT データを積算することによって画像化される (特許文献 1 参照)。この場合、予め選択された特定の領域に関する A スキャン信号全体の輝度値が積算される。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0004】

【特許文献 1】米国特許登録第 7 3 0 1 6 4 4 号明細書

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

しかしながら、従来手法の場合、画質、組織の見え方の点で、不十分な場合があった。また、疾患等による異常が、他の信号によって埋没してしまい、疾患を把握しづらい可能性があった。

## 【0006】

10

20

30

40

50

本開示は、従来技術の少なくとも一つを解決可能な光コヒーレンストモグラフィ装置、および眼底画像処理プログラムを提供することを技術課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を解決するために、本開示は以下のような構成を備えることを特徴とする。

【0008】

(1) 被検体上を走査手段によって走査された測定光と、前記測定光に対応する参照光との干渉によるAスキャン信号を検出するためのOCT光学系と、各走査位置でのAスキャン信号が二次元的に配列された3次元OCTデータを取得し、取得された3次元OCTデータを処理してOCT正面画像を生成するための画像処理手段と、を備える光コヒーレンストモグラフィ装置であって、前記画像処理手段は、各走査位置での前記Aスキャン信号のヒストグラムを取得し、取得された前記ヒストグラムに基づいて、OCT正面画像を形成させることを特徴とする。

10

(2) 被検体上を走査手段によって走査された測定光と、前記測定光に対応する参照光との干渉によるAスキャン信号を検出するためのOCT光学系と、各走査位置でのAスキャン信号が二次元的に配列された3次元OCTデータを取得し、取得された3次元OCTデータを処理してOCT正面画像を生成するための画像処理手段と、を備える光コヒーレンストモグラフィ装置において実行される眼底画像処理プログラムであって、前記光コヒーレンストモグラフィ装置のプロセッサによって実行されることで、前記画像処理手段によって、各走査位置での前記Aスキャン信号のヒストグラムを取得する取得ステップと、前記取得ステップにおいて取得された前記ヒストグラムに基づいて、OCT正面画像を形成させる画像形成ステップと、を前記光コヒーレンストモグラフィ装置に実行させることを特徴とする。

20

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本実施形態に係る光コヒーレンストモグラフィ装置の構成について説明するためのブロック図である。

【図2】OCT光学系について説明するための概略図である。

【図3】取得された正面画像と断層像を示す模式図である。

【図4】Aスキャン信号に基づいてヒストグラムを取得した場合の一例を示す図である。

30

【図5】正面画像を得るための設定画面、及び設定処理を経て取得された正面画像を示す図である。

【図6】ヒストグラムを用いた正面画像を得る際の一例を示すフローチャートである。

【図7】ヒストグラムを取得する深さ領域の設定について説明するための図である。

【図8】病変部を含む深さ領域を示す図である。

【図9】病変部を含む深さ領域のAスキャン信号から得られたヒストグラムを示す図である。

【図10】病変部を含む眼底の正面画像を示す図である。

【図11】ピン幅の設定方法の一例について説明するための図である。

【図12】正面画像の生成に用いる代表輝度値の選定方法の一例を示す図である。

40

【図13】正面画像の生成に用いる代表輝度値の選定方法の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、典型的な実施形態の1つについて、図面を参照して説明する。図1は本実施形態に係る光コヒーレンストモグラフィ装置(以下、本装置と呼ぶ場合もある)10の構成について説明するブロック図である。本装置10は、一例として、被検眼の眼底の断層像を取得する眼底撮影装置への適用例を示す。

【0011】

図1に示すOCTデバイス1は、OCT光学系100によって取得された検出信号を処理する。OCTデバイス1は、制御部70を有する。OCT光学系100は、例えば、被

50

検眼 E の眼底 E f の断層像を撮影する。OCT 光学系 100 は、例えば、制御部 70 と接続されている。

【0012】

次いで、OCT 光学系 100 を図 2 に基づいて説明する。OCT 光学系 100 は、眼底に測定光を照射する。OCT 光学系 100 は、眼底から反射された測定光と参照光との干渉状態を受光素子（検出器 120）によって検出する。OCT 光学系 100 は眼底 E f 上の撮像位置を変更するため、眼底 E f 上における測定光の照射位置を変更する照射位置変更ユニット（例えば、光スキャナ 108、固視標投影ユニット 300）を備える。制御部 70 は、設定された撮像位置情報に基づいて照射位置変更ユニットの動作を制御し、検出器 120 からの受光信号に基づいて断層像を取得する。

10

【0013】

<OCT 光学系>

OCT 光学系 100 は、いわゆる眼科用光断層干渉計（OCT: Optical coherence tomography）の装置構成を持ち、眼 E の断層画像を撮像する。OCT 光学系 100 は、測定光源 102 から出射された光をカップラー（光分割器）104 によって測定光（試料光）と参照光に分割する。OCT 光学系 100 は、測定光学系 106 によって測定光を眼 E の眼底 E f に導き、また、参照光を参照光学系 110 に導く。OCT 光学系 100 は、眼底 E f によって反射された測定光と、参照光との合成による干渉光を検出器（受光素子）120 に受光させる。

【0014】

20

検出器 120 は、測定光と参照光との干渉信号を検出する。フーリエドメイン OCT の場合では、干渉光のスペクトル強度（スペクトル干渉信号）が検出器 120 によって検出され、スペクトル強度データに対するフーリエ変換によって複素 OCT 信号が取得される。例えば、複素 OCT 信号における振幅の絶対値を算出することによって、A スキャン信号（深さプロファイル）が取得される。光スキャナ 108 によって走査された測定光の各走査位置における深さ方向の A スキャン信号を並べることによって、OCT データ（断層画像データ）が取得される。このように光スキャナ 108 は走査手段として機能する。

【0015】

なお、測定光を 2 次元的に走査することによって 3 次元 OCT データが取得され、3 次元 OCT データから、OCT 正面画像（En face 画像）が取得される。この場合、制御部 70 は、3 次元 OCT データから OCT 正面画像を生成するための画像処理手段として機能する。

30

【0016】

なお、OCT 光学系 100 には、スペクトラル・ドメイン型の OCT 光学系が用いられてもよいし、出射する光の波長を変化させる波長可変光源を用いて干渉光のスペクトルを検出するスウェプト・ソース型（SS-OCT）を用いられてもよい。もちろんタイム・ドメイン OCT であってもよい。

【0017】

SD-OCT の場合、光源 102 として低コヒーレント光源（広帯域光源）が用いられ、検出器 120 には、干渉光を各周波数成分（各波長成分）に分光する分光光学系（スペクトルメータ）が設けられる。スペクトロメータは、例えば、回折格子とラインセンサからなる。

40

【0018】

SS-OCT の場合、光源 102 として出射波長を時間的に高速で変化させる波長走査型光源（波長可変光源）が用いられ、検出器 120 として、例えば、単一の受光素子が設けられる。光源 102 は、例えば、光源、ファイバーリング共振器、及び波長選択フィルタによって構成される。そして、波長選択フィルタとして、例えば、回折格子とポリゴンミラーの組み合わせ、ファブリー・ペローエタロンを用いたものが挙げられる。

【0019】

光源 102 から出射された光は、カップラー 104 によって測定光束と参照光束に分割

50

される。そして、測定光束は、光ファイバーを通過した後、空气中へ出射される。その光束は、光スキャナ108、及び測定光学系106の他の光学部材を介して眼底Efに集光される。そして、眼底Efで反射された光は、同様の光路を経て光ファイバーに戻される。

#### 【0020】

光スキャナ108は、眼底上で二次元的に(XY方向(横断方向))に測定光を走査させる。光スキャナ108は、瞳孔と略共役な位置に配置される。光スキャナ108は、例えば、2つのガルバノミラーであり、その反射角度が駆動機構50によって任意に調整される。

#### 【0021】

これによって、光源102から出射された光束はその反射(進行)方向が変化され、眼底上で任意の方向に走査される。これにより、眼底Ef上における撮像位置が変更される。光スキャナ108としては、光を偏向させる構成であればよい。例えば、反射ミラー(ガルバノミラー、ポリゴンミラー、レゾナントスキャナ)の他、光の進行(偏向)方向を変化させる音響光学素子(AOM)等が用いられる。

#### 【0022】

参照光学系110は、眼底Efでの測定光の反射によって取得される反射光と合成される参照光を生成する。参照光学系110は、マイケルソンタイプであってもよいし、マツハツェンダタイプであっても良い。参照光学系110は、例えば、反射光学系(例えば、参照ミラー)によって形成され、カップラー104からの光を反射光学系により反射することにより再度カップラー104に戻し、検出器120に導く。他の例としては、参照光学系110は、透過光学系(例えば、光ファイバー)によって形成され、カップラー104からの光を戻さず透過させることにより検出器120へと導く。

#### 【0023】

参照光学系110は、参照光路中の光学部材を移動させることにより、測定光と参照光との光路長差を変更する構成を有する。例えば、参照ミラーが光軸方向に移動される。光路長差を変更するための構成は、測定光学系106の測定光路中に配置されてもよい。

#### 【0024】

##### <正面観察光学系>

正面観察光学系200は、眼底Efの正面画像を得るために設けられている。観察光学系200は、例えば、光源から発せられた測定光(例えば、赤外光)を眼底上で二次元的に走査させる光スキャナと、眼底と略共役位置に配置された共焦点開口を介して眼底反射光を受光する第2の受光素子と、を備え、いわゆる眼科用走査型レーザ検眼鏡(SLO)の装置構成を持つ。

#### 【0025】

なお、観察光学系200の構成としては、いわゆる眼底カメラタイプの構成であってもよい。また、OCT光学系100は、観察光学系200を兼用してもよい。

#### 【0026】

##### <固視標投影ユニット>

固視標投影ユニット300は、眼Eの視線方向を誘導するための光学系を有する。固視標投影ユニット300は、眼Eに呈示する固視標を有し、複数の方向に眼Eを誘導できる。

#### 【0027】

##### <制御部>

制御部70は、CPU(プロセッサ)、RAM、ROM等を備える。制御部70のCPUは、各構成の各部材など、装置全体(OCTデバイス1、OCT光学系100)の制御を司る。RAMは、各種情報を一時的に記憶する。制御部70のROMには、装置全体の動作を制御するための各種プログラム、初期値等が記憶されている。なお、制御部70は、複数の制御部(つまり、複数のプロセッサ)によって構成されてもよい。

#### 【0028】

10

20

30

40

50

制御部 70 には、不揮発性メモリ（記憶手段）72、操作部（コントロール部）76、および表示部（モニタ）75 等が電氣的に接続されている。不揮発性メモリ（メモリ）72 は、電源の供給が遮断されても記憶内容を保持できる非一過性の記憶媒体である。例えば、ハードディスクドライブ、フラッシュROM、OCT デバイス 1、及び、OCT 光学系 100 に着脱可能に装着される USB メモリ等を不揮発性メモリ 72 として使用することができる。メモリ 72 には、OCT 光学系 100 による正面画像および断層画像の撮影を制御するための撮影制御プログラムが記憶されている。また、メモリ 72 には、OCT デバイス 1 によって得られた OCT 信号を信号処理することを可能にする信号処理プログラムが記憶されている。また、メモリ 72 には、走査ラインにおける断層像（OCT データ）、3次元断層像（3次元 OCT データ）、眼底正面像、断層像の撮影位置の情報等、撮影に関する各種情報が記憶される。操作部 76 には、検者による各種操作指示が入力される。

10

**【0029】**

操作部 76 は、入力された操作指示に応じた信号を制御部 70 に出力する。操作部 74 には、例えば、マウス、ジョイスティック、キーボード、タッチパネル等の少なくともいづれかを用いればよい。

**【0030】**

モニタ 75 は、装置本体に搭載されたディスプレイであってもよいし、本体に接続されたディスプレイであってもよい。パーソナルコンピュータ（以下、「PC」という。）のディスプレイを用いてもよい。複数のディスプレイが併用されてもよい。また、モニタ 75 は、タッチパネルであってもよい。なお、モニタ 75 がタッチパネルである場合に、モニタ 75 が操作部として機能する。モニタ 75 には、OCT 光学系 100 によって撮影された断層画像および正面画像を含む各種画像が表示される。

20

**【0031】**

以上のような構成を備える装置において、その動作の概要について説明する。制御部 70 は、検出器 120 によって検出されたスペクトルデータを処理し、画像処理により眼底断層像及び正面像を形成させる。断層像と正面像は、同時に取得されてもよいし、交互に取得されてもよいし、順次取得されてもよい。すなわち、スペクトルデータは、断層像及び正面像の少なくともいづれかの取得に用いられてもよい。

**【0032】**

30

断層画像を得る場合、制御部 70 は、駆動機構 51 を用いて測定光を眼底 Ef 上で横断方向に走査させる。そして、制御部 70 は、検出器 120 から出力されるスペクトルデータを眼底上の各走査位置（X、Y）に関して検出し、検出されたスペクトルデータに含まれる干渉信号を A スキャン信号に変換処理し、各 A スキャン信号を走査方向に並べて眼底断層画像を形成させる（図 3（a）参照）。ここで、A スキャン信号とは、例えば、深さ方向に関する被検体の干渉強度分布を示す信号であり、深さ方向における輝度値の列を形成する。

**【0033】**

スペクトルデータは、ノイズ除去処理によって干渉信号が抽出され、干渉信号の周波数（波数）毎の振幅レベルが解析されることによって A スキャン信号に変換される。周波数解析には、フーリエ変換が代表的である。なお、測定光の走査パターンには、例えば、ライン、クロスライン、ラスタ、サークル、ラジアル、などが考えられる。また、測定光が 2 次元的に走査されることにより、3次元 OCT データが取得される。

40

**【0034】**

正面画像を得る場合、制御部 70 は、駆動機構 51 を用いて測定光を眼底 Ef 上で XY 方向に二次元走査させる。これによって、各走査位置での A スキャン信号が二次元的に配列された 3次元 OCT データを取得される。制御部 70 は、各走査位置（X、Y）での A スキャン信号のヒストグラムを作成し、そのヒストグラムに基づいて被検体の X - Y 方向に関する正面画像（図 3（b）参照）を得る。例えば、制御部 70 は、ヒストグラムの分布、またはヒストグラムの変化に基づいて、各走査位置（X、Y）での輝度値を取得して

50

もよい。本実施形態によって得られるヒストグラムは、Aスキャン信号を形成する輝度値の度数（出現頻度）に関するヒストグラムである。

【0035】

図4は、Aスキャン信号に基づいてヒストグラムを取得した場合の一例を示す図である。上図は、Z方向に関するAスキャンの信号強度分布の一例を示すグラフである（横軸：Z方向、縦軸：信号強度）。下図は、上図の信号強度分布のヒストグラムを求めた場合のグラフである（横軸：輝度範囲、縦軸：度数（頻度））。

【0036】

以下、Aスキャン信号のヒストグラムに基づいて正面画像を取得する方法について詳細に説明する。図5は、正面画像を得るための設定画面、及び設定処理を経て取得された正面画像を示す図である。設定画面では、正面画像を得る際の基準層、正面画像を得るために設定される深さ領域の厚み、正面画像を得るために設定される深さ領域の基準層に対する距離、セグメンテーションによるOCT分断線の有無等が、検者によって任意に設定可能である。つまり、本実施形態では、特定の層に基づく正面画像の取得が可能である。

【0037】

なお、図5では、複数の正面画像（例えば、4つ）が表示されているが、各正面画像に関して設定画面上で検者による設定が可能であり、各正面画像に関する深さ領域の変更が可能である。なお、予め設定された複数の深さ領域に関する正面画像がそれぞれ表示可能であってもよく、さらに、予め設定された深さ領域が、設定画面によって変更されてもよい。

【0038】

なお、正面画像を取得する深さ領域として、3次元OCTデータを形成する深さ領域全体（Aスキャン信号全体）が設定されてもよいし、3次元OCTデータを形成する深さ領域の一部（Aスキャン信号の一部）が設定されてもよい。

【0039】

図5の設定画面では、基準層として、網膜色素上皮層（RPE層）とブルッフ膜（BM膜）との層境界が設定され、深さ領域の厚みとして10ピクセルが設定され、基準層に対する距離として-10ピクセルが設定されている。もちろん、あくまでも一例に過ぎない。

【0040】

図6は、ヒストグラムを用いた正面画像を得る際の一例を示すフローチャートである。制御部70は、前述のように設定された設定条件に基づいて、Aスキャン信号においてヒストグラムを取得する深さ領域を設定する。図6は、図5の設定条件に基づいてヒストグラムを求める場合の例を示している。

【0041】

以下の説明では、Aスキャン信号における特定の深さ領域でのヒストグラムを求めることによって、特定の深さ領域に関する正面画像を生成する場合について説明する。例えば、制御部70は、Aスキャン信号に対してセグメンテーション処理を行うことによって、眼底の層境界を検出する。この場合、制御部70は、特定の層（例えば、神経線維層（nerve fiber layer: NFL）、神経節細胞層（ganglion cell layer: GCL）、網膜色素上皮（retinal pigment epithelium: RPE）等）に対応する層境界をセグメンテーション処理によって検出してもよい。なお、特定の層に対応する層境界を検出する場合、解剖学見地に基づく特定の層の位置、層の順序、Aスキャン信号内における輝度レベル等に基づいて、検出手法が設定される。なお、セグメンテーションには、例えば、エッジ検出等が利用される。

【0042】

特定の層に対応する層境界が検出された後、図7に示すように、制御部70は、検出された層境界BからP1離れた位置を始点S、始点Sから厚みTHを加えた位置を終点Eとする、深さ領域ERを設定する。なお、層境界から離れた深さ領域に関するAスキャン信号を用いることによって、層境界検出においてバラツキが生じた場合であっても、良好な

10

20

30

40

50

正面画像を取得できる。もちろん、深さ領域 E R として、第 1 の層境界から第 2 の層境界までの深さ領域が設定されてもよい。

【 0 0 4 3 】

制御部 7 0 は、A スキャン上に設定された深さ領域 E R に関してヒストグラムを求める。例えば、制御部 7 0 は、深さ領域 E R における A スキャン信号の輝度分布に関して、輝度範囲を一定数の区間（以下、ビン）に分割し、各ビンに対応する輝度値の度数（出現頻度）を計測する。制御部 7 0 は、その計測結果に基づいて、輝度値に関するヒストグラムを生成する（図 4 参照）。

【 0 0 4 4 】

なお、ビンの幅を大きくするほど、ノイズの影響を軽減できる一方、ビンの幅が大きいと、細かい情報が失われ、生成される画像の階調が小さくなる。ピン幅は、これらの事情及び実験結果等を踏まえ、適当な大きさに設定される。なお、図 4 では、ピン幅として 3 2 が設定されているが、これに限定されない。

【 0 0 4 5 】

次に、制御部 7 0 は、生成されたヒストグラムに基づいて、A スキャン信号の代表輝度値を求める。例えば、制御部 7 0 は、生成したヒストグラムから、最も出現頻度の多いビンの中央値を、その A スキャンの代表輝度値として、正面画像の輝度値とする。制御部 7 0 は、上記のような手法によって、各走査位置（X, Y）に関して代表輝度値をそれぞれ求める。制御部 7 0 は、求められた各代表輝度値を、正面画像の各画素の輝度値として用いることによって、図 3（b）のような正面画像を生成する。より詳細には、制御部 7 0 は、各走査位置（X, Y）に関して求めた代表輝度値に基づいて、正面画像における X 及び Y 位置での各輝度値を変化させる。

【 0 0 4 6 】

以上に示したように、ヒストグラムの頻度において上位を占める輝度値の変化に基づいて、OCT 正面画像を形成する各画素の輝度値を変化させることによって、A スキャン信号において支配的な輝度情報に基づいて正面画像が形成される。これによって、ノイズの影響が軽減された良好な正面画像を取得できる。

なお、OCT によって取得された輝度値列は多数のノイズを含む。このノイズは、輝度値列においてランダムな輝度値として現れるため、ノイズによって特定の輝度値の出現頻度が多くなる可能性は低い。

【 0 0 4 7 】

上記のように取得されるヒストグラムは、正面画像を取得するために設定された深さ領域 E R に対応する眼底領域を形成する物体に応じて変化する。

【 0 0 4 8 】

例えば、図 8 に示すように、網膜に浮腫等の病変部 L P を含む深さ領域 E R において、正面画像を生成する場合を考える。この場合、病変部にあたる A スキャン信号のヒストグラムは、図 9 のようになる。したがって、最も出現頻度の多いピンは、病変部の輝度を示すピン T 1 であるが、2 番目に出現頻度の多いピンは、病変部周辺の網膜の輝度を示すピン T 2 であったとする。上記のような手法の場合、正面画像の輝度として用いられるのは、最も出現頻度の多いピン T 1 の中央値であり、2 番目に出現頻度の多いピン T 2 には影響を受けない。つまり、正面画像には、病変部の輝度が用いられ、病変部周辺の網膜の輝度は加味されない。これによって、深さ領域 E R における正面画像は、病変部が鮮明に観察できる画像となる。仮に、深さ領域 E R において A スキャン信号の輝度値を積算した場合、病変部周辺の網膜の輝度値も積算されるため、病変部の輝度値が埋没してしまう可能性がある。これに対し、上記のヒストグラムを用いる手法によれば、深さ領域 E R を占める病変部の輝度値が正面画像の各代表輝度値に用いられるため、病変部の輝度値が埋没することが抑制される。したがって、このようなヒストグラムに基づいて正面画像の輝度値を変化させることによって、被検眼 E に発生した病変部（網膜の欠損、剥離、浮腫、老廃物、新生血管など）L P 等の画像化が良好に行える（図 1 0 参照）。

【 0 0 4 9 】



また、屈折率の変化する部分に関して局所的な異常反射が存在する場合であっても、ヒストグラムを用いることによって、出現頻度の低い輝度による影響を軽減できるので、異常反射によって正面画像の一部が異常に明るくなることを低減できる。

【0050】

<ピン幅の設定>

なお、ヒストグラムの取得において、ピン幅は、Aスキャン信号の輝度レベルに応じて任意に変更されてもよい。例えば、Aスキャン信号の輝度レベルに応じて自動的に適したピン幅に調整されてもよい。例えば、制御部70は、深さ領域ERにおけるAスキャン信号の最大輝度と最小輝度の差を用いて、Aスキャン毎にピンの幅を計算してもよい。例えば、最大輝度と最小輝度の差が大きい場合は、輝度値のブレが大きいと考えられるため、ピン幅を大きくしてピンの優劣を付けやすくしてもよい。一方、最大輝度値と最小輝度値の差が小さい場合、出現頻度のブレが少なく、ピンの優劣を付けやすいと考えられるため、ピン幅を小さくすることで、生成する画像の階調を上げててもよい。

10

【0051】

また、制御部70は、深さ領域ERにおけるAスキャン信号の平均輝度値と標準偏差（または分散）を用いて、Aスキャン毎にピンの幅を計算してもよい。例えば、図11に示すように、制御部70は、深さ領域ERにおけるAスキャン信号の輝度平均値 $\mu$ および標準偏差 $\sigma$ を算出し、平均値を基準に標準偏差 $\sigma$ の2倍の幅をピン幅に設定してもよい。

【0052】

以上のように、制御部70は、各Aスキャン信号に応じたピン幅を設定することで、より良好な正面画像を取得することができる。

20

【0053】

なお、前述の手法によって取得される代表輝度値は、ピン内の中央値を代表値としている。したがって、生成される正面画像の階調がピン幅に依存してしまう。そこで、制御部70は、ヒストグラムを用いて代表値の調整を行い、生成される画像の階調を上げるようにしてもよい。

【0054】

より詳細には、図12のように、制御部70は、代表値よりも小さい輝度値の出現回数 $a$ 、代表値よりも大きい輝度値の出現回数 $b$ を計算する。そして、制御部70は、例えば $a$ と $b$ の比からピン幅の範囲内で代表値を変化させる。ここで、代表値を含むピンの最小値を $n$ 、ピン幅を $k$ としたとき、調整後の輝度値 $x$ は、下記の式(1)により求められる。

30

【0055】

【数1】

$$x = n + k \times \frac{b}{(a+b)} \quad (1)$$

【0056】

なお、前述の手法によって取得される代表輝度値は、輝度値の最頻値に基づく。よって、2番目以降に出現回数が多い輝度値は考慮されない。制御部70は、出現頻度が2番目以降の輝度値を考慮してもよい。これにより、潜在的に、ヒストグラムの微妙な変化が適切に検出され、より良好な正面画像を取得できる。

40

【0057】

より詳細には、制御部70は、図4で作成したヒストグラムから、例えば、出現頻度の多い上位ピンを数ピン選択し、その代表値の平均をとる。これによって、2番目以降に出現回数が多い輝度値の情報が加味され、より良好な正面画像を取得することができる。なお、上位ピンをいくつ選択するかは、任意に選択できるものとする。例えば、最頻値のピンの出現頻度の50%以上のピンを選択してもよい。

【0058】

50

さらに、制御部 70 は、代表値に出現頻度による重みを付けて平均を取ることで、より鮮明な正面画像を取得できる。例えば、図 13 に例示するように、ヒストグラムの出現頻度の上位 3 ビンを選択したとする。この場合、 $n_i$  を  $i$  番目に出現頻度の高いビンの代表値、 $f_i$  を  $i$  番目に出現頻度の高いビンの出現頻度とすると、出現頻度上位 3 ビンによる重み付き平均値  $x$  は下記の式 (2) で計算される。

【0059】

【数 2】

$$x = \frac{n_1 f_1 + n_2 f_2 + n_3 f_3}{(f_1 + f_2 + f_3)} \quad (2)$$

10

【0060】

なお、光コヒーレンストモグラフィー装置 1 は、被検眼 E の眼底における 3 次元 OCT データだけでなく、前眼部における 3 次元 OCT データから上記のヒストグラムを取得し、正面画像を生成してもよい。もちろん、眼以外の部位における 3 次元 OCT データから上記のヒストグラムを取得し、正面画像を生成してもよい。

【符号の説明】

【0061】

1 OCT デバイス

10 光コヒーレンストモグラフィー装置

70 制御部

100 OCT 光学系

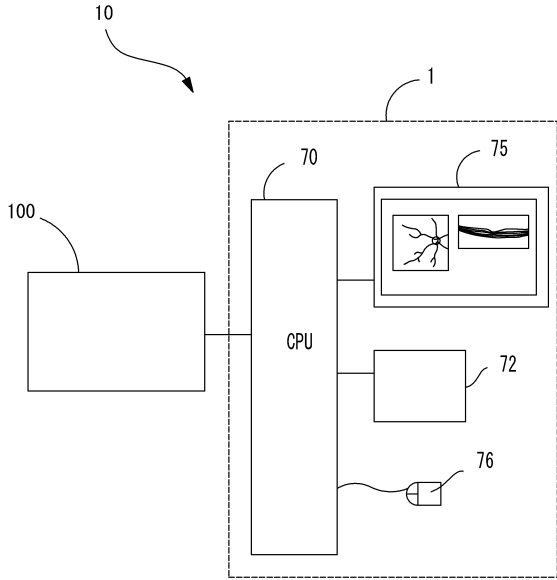
108 光スキャナ

120 検出器

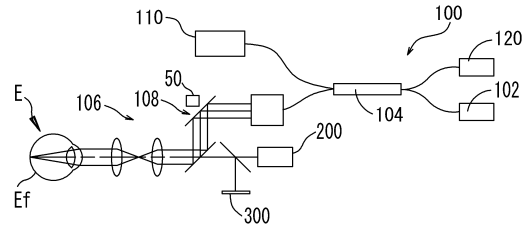
300 固視標投影ユニット

20

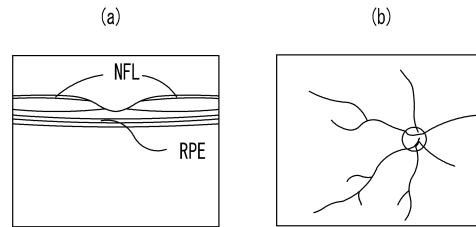
【図1】



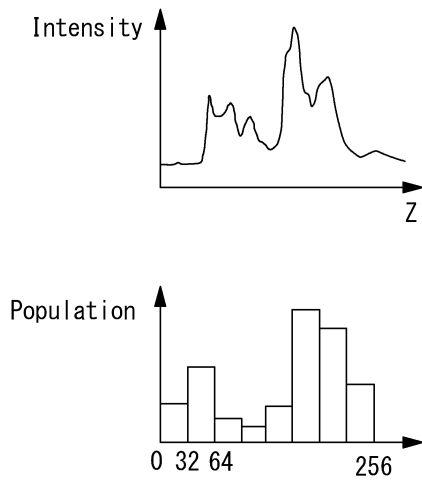
【図2】



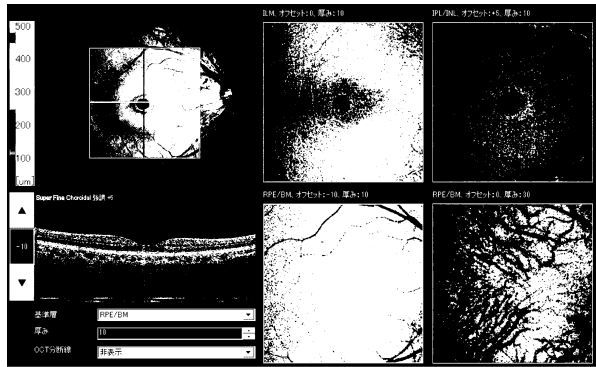
【図3】



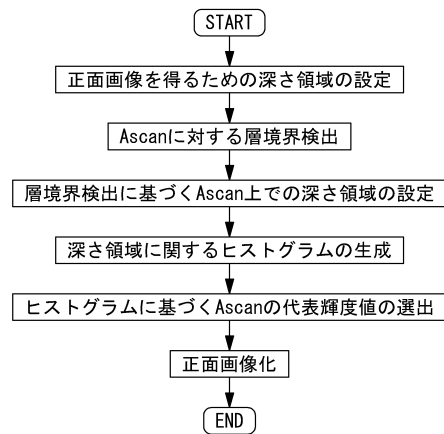
【図4】



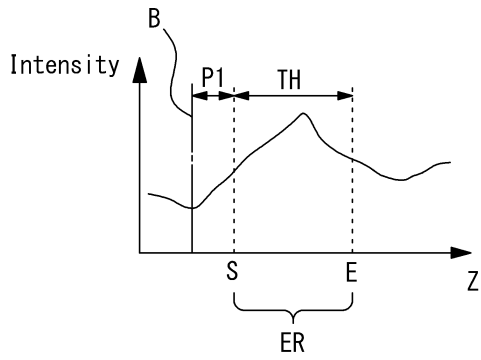
【図5】



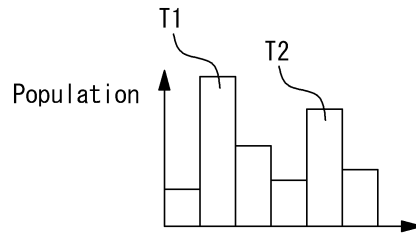
【図6】



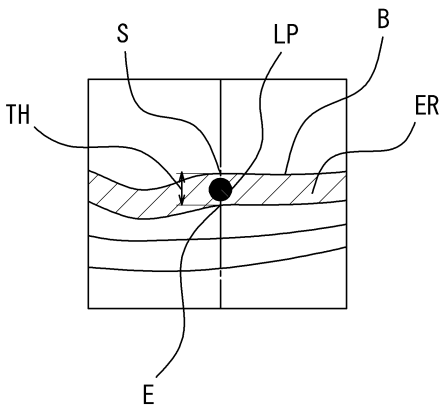
【 図 7 】



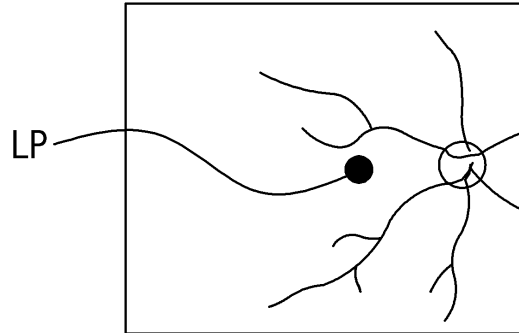
【 図 9 】



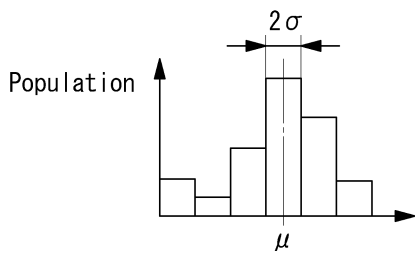
【 図 8 】



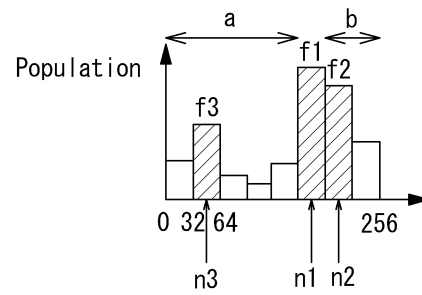
【 図 10 】



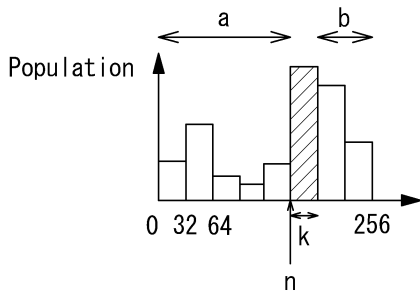
【 図 11 】



【 図 13 】



【 図 12 】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2014/084231(WO, A1)  
欧州特許出願公開第02926722(EP, A1)  
特表2014-505552(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 3/00-3/18