

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-43994

(P2010-43994A)

(43) 公開日 平成22年2月25日(2010.2.25)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>GO 1 N 21/17 (2006.01)</b>	GO 1 N 21/17 6 2 0	2 G 0 5 9
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-209193 (P2008-209193)  
 (22) 出願日 平成20年8月15日 (2008.8.15)

(71) 出願人 306037311  
 富士フイルム株式会社  
 東京都港区西麻布2丁目26番30号  
 (71) 出願人 000005430  
 フジノン株式会社  
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地  
 (74) 代理人 100083116  
 弁理士 松浦 憲三  
 (72) 発明者 渡邊 大祐  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

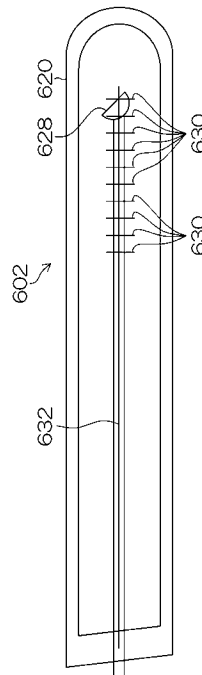
(54) 【発明の名称】 光プローブ及び3次元画像取得装置

(57) 【要約】

【課題】測定位置走査におけるメカ動作ムラがあっても正確な3次元ボリュームデータを得る。

【解決手段】プローブ外筒620の内側に、プローブ外筒620の円周方向の一部であって、長軸方向に等間隔に引かれた移動ムラ補正用マーカ630を設ける。プローブ外筒620の長軸方向に複数の光断層画像を取得し、複数の光断層画像から移動ムラ補正用マーカ630が現れた画像を抽出し、抽出した画像の間の光断層画像の枚数が一致するように光断層画像の枚数を調整する。

【選択図】 図6



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

内視鏡の鉗子口から測定対象である体内に挿入される光プローブであって、少なくとも先端部が信号光に対し光学的に透明なシースと、前記シース内に配設され、信号光を導く光ファイバと、前記光ファイバ先端に連結され、前記シースの先端部の側面から信号光を出射するとともに生体からの戻り光が入射するレンズと、前記シース内に配設され、前記光ファイバ及びレンズを回転させる回転力を伝達するとともに、前後方向に進退させる推進力を伝達するフレキシブルシャフトとを備えた光プローブにおいて、

前記シースの先端部に対してその長手方向に沿って所定の間隔の第 1 のマーカを付したことを特徴とする光プローブ。

10

**【請求項 2】**

前記シースの先端部の内壁面に前記第 1 のマーカを付したことを特徴とする請求項 1 に記載の光プローブ。

**【請求項 3】**

前記シースの先端部に対してその長手方向と平行な直線の第 2 のマーカを付したことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の光プローブ。

**【請求項 4】**

前記シースの先端部の内壁面に前記第 2 のマーカを付したことを特徴とする請求項 3 に記載の光プローブ。

20

**【請求項 5】**

前記第 1 のマーカと前記第 2 のマーカを直交するように付したことを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の光プローブ。

**【請求項 6】**

請求項 1 から 5 のいずれかに記載の光プローブと、

前記光プローブが連結され、前記フレキシブルシャフトに回転力及び推進力を伝達する駆動手段と、

前記光プローブから得られる生体からの戻り光に基づいて光断層像を生成する光断層像生成手段であって、前記フレキシブルシャフトの回転数に対応した枚数の光断層像を生成する光断層像生成手段と、

30

前記複数の光断層像から前記第 1 のマーカを抽出する第 1 のマーカ抽出手段と、

前記第 1 のマーカが抽出された光断層像間の光断層像の枚数が一致するように光断層像の枚数を調整する調整手段と、

を備えたことを特徴とする 3 次元画像取得装置。

**【請求項 7】**

請求項 3 から 5 のいずれかに記載の光プローブと、

前記光プローブが連結され、前記フレキシブルシャフトに回転力及び推進力を伝達する駆動手段と、

前記光プローブから得られる生体からの戻り光に基づいて光断層像を生成する光断層像生成手段であって、前記フレキシブルシャフトの回転数に対応した枚数の光断層像を生成する光断層像生成手段と、

40

前記複数の光断層像から前記第 1 のマーカを抽出する第 1 のマーカ抽出手段と、

前記第 1 のマーカが抽出された光断層像間の光断層像の枚数が一致するように光断層像の枚数を調整する調整手段と、

前記複数の光断層像から前記第 2 のマーカを抽出する第 2 のマーカ抽出手段と、

前記抽出された第 2 のマーカが同じ位置になるように前記複数の光断層像を回転する手段と、

を備えたことを特徴とする 3 次元画像取得装置。

**【請求項 8】**

前記複数の光断層像に基づいて 3 次元画像を生成する手段を備えたことを特徴とする請求項 6 又は 7 に記載の 3 次元画像取得装置。

50

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は光プローブ及び3次元画像取得装置に係り、特に、測定位置走査におけるメカ動作ムラがあっても正確な3次元ポリウムデータを得ることのできる光プローブ及び3次元画像取得装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来、生体の体腔内を観察する内視鏡装置として、生体の体腔内で照明光を照射し、反射された反射光による像を撮像し、モニタ等に表示する電子内視鏡装置が広く普及され、様々な分野で利用されている。また多くの内視鏡装置は、鉗子口を備え、この鉗子口を介して体腔内に導入されたプローブにより、体腔内の組織の生検や治療を行うことが可能となっている。

10

## 【0003】

一方、近年、生体組織等の測定対象を切断せずに生体などの断層画像を取得する断層画像取得装置の開発が進められており、例えば低コヒーレンス光による干渉を用いた光干渉断層(OCT:Optical Coherence Tomography)計測法を利用した光断層画像化装置が知られている。このOCT計測法を利用した光断層画像化装置は、SLD(Super Luminescent Diode)等から成る光源から出射された低コヒーレンス光を信号光と参照光に分割し、

20

20

ピエゾ素子等により参照光または信号光の周波数を僅かにシフトさせ、信号光を測定部に入射させて該測定部の所定の深度で反射した戻り光と参照光とを干渉させ、その干渉光の光強度をヘテロダイン検波により測定し、断層情報を取得するものである。この光断層画像化装置によれば、参照光の光路上に配置した可動ミラー等を微小移動させ、参照光の光路長を僅かに変化させることにより、参照光の光路長と信号光の光路長が一致した、測定部の深度での情報を得ることができる。また信号光の入射点を僅かにずらしながら、測定を繰り返すことにより、所定の走査領域の光断層画像を取得することができる。さらに、断層面に対して垂直方向に信号光の入射点をずらして複数の光断層画像を取得することにより、3次元画像のポリウムデータを得ることもできる。

20

## 【0004】

このようなOCT装置(光断層画像化装置)は、測定部位を精細(約10 $\mu$ mの分解能)に観察することが可能であり、内視鏡装置の鉗子口にOCTプローブ(光プローブ)を挿入して信号光および信号光の生体からの戻り光を導光し、体腔内の光断層画像を取得することにより、例えば初期癌の深達度診断なども可能となる。

30

【特許文献1】特開2002-148185号公報

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

上記のように、ポリウムデータから3次元の画像を生成する際には、ポリウムデータの隣接する各断層画像が均一の間隔で取得されていることを前提としている。しかしながら、信号光の入射点の走査を行う機構に動作ムラが発生すると、断層画像の取得間隔が均一でなくなり、正確な3次元ポリウムデータを生成することができないという問題点があった。

40

## 【0006】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、測定位置走査におけるメカ動作ムラがあっても正確な3次元ポリウムデータを得ることのできる光プローブ及び3次元画像取得装置を提供することを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0007】

前記目的を達成するために請求項1に記載の光プローブは、内視鏡の鉗子口から測定対象である体内に挿入される光プローブであって、少なくとも先端部が信号光に対し光学的

50

に透明なシースと、前記シース内に配設され、信号光を導く光ファイバと、前記光ファイバ先端に連結され、前記シースの先端部の側面から信号光を出射するとともに生体からの戻り光が入射するレンズと、前記シース内に配設され、前記光ファイバ及びレンズを回転させる回転力を伝達するとともに、前後方向に進退させる推進力を伝達するフレキシブルシャフトとを備えた光プローブにおいて、前記シースの先端部に対してその長手方向に沿って所定の間隔の第1のマーカを付したことを特徴とする。

【0008】

本発明によれば、シースの先端部に対してその長手方向に沿って所定の間隔の第1のマーカを付したので、取得した複数の光断層像から第1のマーカを抽出し、第1のマーカが抽出された光断層像間の光断層像の枚数が一致するように光断層像の枚数を調整することで、測定位置走査におけるメカ動作ムラがあっても正確な3次元ボリュームデータを得ることができる。

10

【0009】

請求項2に示すように請求項1に記載の光プローブにおいて、前記シースの先端部の内壁面に前記第1のマーカを付したことを特徴とする。

【0010】

これにより、適切に取得した複数の光断層像から第1のマーカを抽出することができる。

【0011】

請求項3に示すように請求項1又は2に記載の光プローブにおいて、前記シースの先端部に対してその長手方向と平行な直線の第2のマーカを付したことを特徴とする。

20

【0012】

このように付された第2のマーカを抽出し、抽出された第2のマーカが同じ位置になるように複数の光断層像を回転することで、測定位置走査におけるメカ動作ムラがあっても正確な3次元ボリュームデータを得ることができる。

【0013】

請求項4に示すように請求項3に記載の光プローブにおいて、前記シースの先端部の内壁面に前記第2のマーカを付したことを特徴とする。

【0014】

これにより、適切に取得した複数の光断層像から第2のマーカを抽出することができる。

30

【0015】

請求項5に示すように請求項3又は4に記載の光プローブにおいて、前記第1のマーカと前記第2のマーカを直交するように付したことを特徴とする。

【0016】

これにより、光断層画像の取得の妨げにならないように第1のマーカと第2のマーカを付すことができる。

【0017】

前記目的を達成するために請求項6に記載の3次元画像取得装置は、請求項1から5のいずれかに記載の光プローブと、前記光プローブが連結され、前記フレキシブルシャフトに回転力及び推進力を伝達する駆動手段と、前記光プローブから得られる生体からの戻り光に基づいて光断層像を生成する光断層像生成手段と、前記フレキシブルシャフトの回転数に対応した枚数の光断層像を生成する光断層像生成手段と、前記複数の光断層像から前記第1のマーカを抽出する第1のマーカ抽出手段と、前記第1のマーカが抽出された光断層像間の光断層像の枚数が一致するように光断層像の枚数を調整する調整手段とを備えたことを特徴とする。

40

【0018】

これにより、測定位置走査におけるメカ動作ムラがあっても正確な3次元ボリュームデータを得ることができる。

【0019】

50

前記目的を達成するために請求項 7 に記載の 3 次元画像取得装置は、請求項 3 から 5 のいずれかに記載の光プローブと、前記光プローブが連結され、前記フレキシブルシャフトに回転力及び推進力を伝達する駆動手段と、前記光プローブから得られる生体からの戻り光に基づいて光断層像を生成する光断層像生成手段であって、前記フレキシブルシャフトの回転数に対応した枚数の光断層像を生成する光断層像生成手段と、前記複数の光断層像から前記第 1 のマーカを抽出する第 1 のマーカ抽出手段と、前記第 1 のマーカが抽出された光断層像間の光断層像の枚数が一致するように光断層像の枚数を調整する調整手段と、前記複数の光断層像から前記第 2 のマーカを抽出する第 2 のマーカ抽出手段と、前記抽出された第 2 のマーカが同じ位置になるように前記複数の光断層像を回転する手段とを備えたことを特徴とする。

10

**【0020】**

これにより、測定位置走査におけるメカ動作ムラがあっても正確な 3 次元ボリュームデータを得ることができる。

**【0021】**

請求項 8 に示すように請求項 6 又は 7 に記載の 3 次元画像取得装置において、前記複数の光断層像に基づいて 3 次元画像を生成する手段を備えたことを特徴とする。

**【0022】**

これにより、測定位置走査におけるメカ動作ムラがあっても正確な 3 次元画像を生成することができる。

**【発明の効果】**

20

**【0023】**

本発明によれば、シースの先端部に対してその長手方向に沿って所定の間隔の第 1 のマーカを付したので、取得した複数の光断層像から第 1 のマーカを抽出し、第 1 のマーカが抽出された光断層像間の光断層像の枚数が一致するように光断層像の枚数を調整することで、測定位置走査におけるメカ動作ムラがあっても正確な 3 次元ボリュームデータを得ることができる。

**【発明を実施するための最良の形態】****【0024】**

以下に、本発明を実施するための最良の形態について説明する。

**【0025】**

30

< 画像診断装置の外観 >

図 1 は本発明に係る画像診断装置 10 を示す外観図である。

**【0026】**

同図に示すように、この画像診断装置 10 は、主として内視鏡 100、内視鏡プロセッサ 200、光源装置 300、OCT プロセッサ 400、及びモニタ装置 500 とから構成されている。尚、内視鏡プロセッサ 200 は、光源装置 300 を内蔵するように構成されていてもよい。

**【0027】**

内視鏡 100 は、手元操作部 112 と、この手元操作部 112 に連設される挿入部 114 とを備える。術者は手元操作部 112 を把持して操作し、挿入部 114 を被検者の体内に挿入することによって観察を行う。

40

**【0028】**

手元操作部 112 には、鉗子挿入部 138 が設けられており、この鉗子挿入部 138 が先端部 144 の鉗子口 156 に連通されている。本発明に係る画像診断装置 10 では、OCT プロブ 600 を鉗子挿入部 138 から挿入することによって、OCT プロブ 600 を鉗子口 156 から導出する。OCT プロブ 600 は、鉗子挿入部 138 から挿入され、鉗子口 156 から導出される挿入部 602 と、術者が OCT プロブ 600 を操作するための操作部 604、及びコネクタ 410 を介して OCT プロセッサ 400 と接続されるケーブル 606 から構成されている。

**【0029】**

50

< 内視鏡、内視鏡プロセッサ、光源装置の構成 >

[ 内視鏡 ]

内視鏡 100 の先端部 144 には、観察光学系 150、照明光学系 152、及び CCD 180 が配設されている。

【 0030 】

観察光学系 150 は、被検体を図示しない CCD の受光面に結像させ、CCD は受光面上に結像された被検体像を各受光素子によって電気信号に変換する。この実施の形態の CCD は、3 原色の赤 (R)、緑 (G)、青 (B) のカラーフィルタが所定の配列 (ベイヤー配列、ハニカム配列) で各画素ごとに配設されたカラー CCD である。

【 0031 】

[ 光源装置 ]

光源装置 300 は、可視光を図示しないライトガイドに入射させる。ライトガイドの一端は LG コネクタ 120 を介して光源装置 300 に接続され、ライトガイドの他端は照明光学系 152 に対面している。光源装置 300 から発せられた光は、ライトガイドを經由して照明光学系 152 から出射され、観察光学系 150 の視野範囲を照明する。

【 0032 】

[ 内視鏡プロセッサ ]

内視鏡プロセッサ 200 には、CCD から出力される画像信号が電気コネクタ 110 を介して入力される。このアナログの画像信号は、内視鏡プロセッサ 200 内においてデジタルの画像信号に変換され、モニタ装置 500 の画面に表示するための必要な処理が施される。

【 0033 】

また、内視鏡プロセッサ 200 には、OCT プロセッサ 400 から出力された断層画像の画像信号が入力される。内視鏡プロセッサ 200 は、複数の断層画像の画像信号に基づいて 3 次元ボリュームデータを生成する。生成された 3 次元画像についても必要な処理が施され、モニタ装置 500 に出力される。

【 0034 】

このように、内視鏡 100 で得られた観察画像のデータが内視鏡プロセッサ 200 に出力され、内視鏡プロセッサ 200 に接続されたモニタ装置 500 に画像が表示される。

【 0035 】

< OCT プロセッサ、OCT プロープの内部構成 >

図 2 は OCT プロセッサ 400、OCT プロープ 600 の内部構成を示すブロック図である。

【 0036 】

[ OCT プロセッサ ]

図 2 に示す OCT プロセッサ 400 及び OCT プロープ 600 は、光干渉断層 (OCT : Optical Coherence Tomography) 計測法による測定対象の光断層画像を取得するためのもので、測定のための光 La を射出する第 1 の光源 (第 1 の光源ユニット) 12 と、第 1 の光源 12 から射出された光 La を測定光 (第 1 の光束) L1 と参照光 L2 に分岐するとともに、被検体である測定対象 S からの戻り光 L3 と参照光 L2 を合波して干渉光 L4 を生成する光ファイバカプラ (分岐合波部) 14 と、光ファイバカプラ 14 で分岐された測定光 L1 を測定対象まで導波するとともに測定対象からの戻り光 L3 を導波する回転側光ファイバ FB1 を備える光プロープ 16 と、測定光 L1 を回転側光ファイバ FB1 まで導波するとともに回転側光ファイバ FB1 によって導波された戻り光 L3 を導波する固定側光ファイバ FB2 と、回転側光ファイバ FB1 を固定側光ファイバ FB2 に対して回転可能に接続し、測定光 L1 および戻り光 L3 を伝送する光コネクタ 18 と、光ファイバカプラ 14 で生成された干渉光 L4 を干渉信号として検出する干渉光検出部 20 と、この干渉光検出部 20 によって検出された干渉信号を処理して光断層画像 (以下、単に「断層画像」とも言う) を取得する処理部 22 を有する。また、処理部 22 で取得された光断層画像はモニタ装置 500 に表示される。

10

20

30

40

50

## 【0037】

また、OCTプロセッサ400は、測定の日印を示すためのエイミング光（第2の光束）Leを射出する第2の光源（第2の光源ユニット）13と、参照光L2の光路長を調整する光路長調整部26と、第1の光源12から射出された光Laを分光する光ファイバカブラ28と、光ファイバカブラ14で合波された戻り光L4およびL5を検出する検出部30aおよび30bと、処理部22への各種条件の入力、設定の変更等を行う操作制御部32とを有する。

## 【0038】

なお、図2に示すOCTプロセッサ400においては、上述した射出光La、エイミング光Le、測定光L1、参照光L2および戻り光L3などを含む種々の光を各光デバイスなどの構成要素間で導波し、伝送するための光の経路として、回転側光ファイバFB1および固定側光ファイバFB2を含め種々の光ファイバFB（FB3、FB4、FB5、FB6、FB7、FB8など）が用いられている。

10

## 【0039】

第1の光源12は、OCTの測定のための光（例えば、波長1.3μmのレーザ光あるいは低コヒーレンス光）を射出するものであり、レーザ光あるいは低コヒーレンス光Laを射出する光源12aと、光源12aから射出された光Laを集光するレンズ12bとを備えている。詳しくは後述するが、第1の光源12から射出された光Laは、光ファイバFB4、FB3を介して光ファイバカブラ14で測定光L1と参照光L2に分割され、測定光L1は光コネクタ18に入力される。

20

## 【0040】

また、第2の光源13は、エイミング光Leとして測定部位を確認しやすくするために可視光を射出するものである。例えば、波長0.66μmの赤半導体レーザ光、波長0.63μmのHe-Neレーザ光、波長0.405μmの青半導体レーザ光などを用いることができる。そこで、第2の光源13としては、例えば赤色あるいは青色あるいは緑色のレーザ光を射出する半導体レーザ13aと、半導体レーザ13aから射出されたエイミング光Leを集光するレンズ13bを備えている。第2の光源13から射出されたエイミング光Leは、光ファイバFB8を介して光コネクタ18に入力される。

## 【0041】

光コネクタ18では、測定光L1とエイミング光Leとが合波され、光プローブ16内の回転側光ファイバFB1に導波される。

30

## 【0042】

光ファイバカブラ（分岐合波部）14は、例えば2×2の光ファイバカブラで構成されており、固定側光ファイバFB2、光ファイバFB3、光ファイバFB5、光ファイバFB7とそれぞれ光学的に接続されている。

## 【0043】

光ファイバカブラ14は、第1の光源12から光ファイバFB4およびFB3を介して入射した光Laを測定光（第1の光束）L1と参照光L2とに分割し、測定光L1を固定側光ファイバFB2に入射させ、参照光L2を光ファイバFB5に入射させる。

## 【0044】

さらに、光ファイバカブラ14は、光ファイバFB5に入射され後述する光路長調整部26によって周波数シフトおよび光路長の変更が施されて光ファイバFB5を戻った光L2と、後述する光プローブ16で取得され固定側光ファイバFB2から導波された光L3とを合波し、光ファイバFB3（FB6）および光ファイバFB7に射出する。

40

## 【0045】

光プローブ16は、光コネクタ18を介して、固定側光ファイバFB2と接続されており、固定側光ファイバFB2から、光コネクタ18を介して、エイミング光Leと合波された測定光L1が回転側光ファイバFB1に入射される。入射されたこのエイミング光Leと合波された測定光L1を回転側光ファイバFB1によって伝送して測定対象Sに照射する。そして測定対象Sからの戻り光L3を取得し、取得した戻り光L3を回転側光ファ

50

イバ F B 1 によって伝送して、光コネクタ 1 8 を介して、固定側光ファイバ F B 2 に射出するようになっている。

【 0 0 4 6 】

光コネクタ 1 8 は、測定光（第 1 の光束）L 1 とエイミング光（第 2 の光束）L e とを合波するものである。

【 0 0 4 7 】

干渉光検出部 2 0 は、光ファイバ F B 6 および光ファイバ F B 7 と接続されており、光ファイバカプラ 1 4 で参照光 L 2 と戻り光 L 3 とを合波して生成された干渉光 L 4 および L 5 を干渉信号として検出するものである。

【 0 0 4 8 】

ここで、O C T プロセッサ 4 0 0 は、光ファイバカプラ 2 8 から分岐させた光ファイバ F B 6 上に設けられ、レーザ光 L 4 の光強度を検出する検出器 3 0 a と、光ファイバ F B 7 の光路上に干渉光 L 5 の光強度を検出する検出器 3 0 b とを有している。

【 0 0 4 9 】

干渉光検出部 2 0 は、検出器 3 0 a および検出器 3 0 b の検出結果に基づいて、光ファイバ F B 6 から検出する干渉光 L 4 と光ファイバ F B 7 から検出する干渉光 L 5 から干渉振幅成分のみを抽出する。

【 0 0 5 0 】

処理部 2 2 は、干渉光検出部 2 0 で抽出した干渉信号から、測定位置における光プローブ 1 6 と測定対象 S との接触している領域、より正確には光プローブ 1 6 のプローブ外筒（後述）の表面と測定対象 S の表面とが接触しているとみなせる領域を検出し、さらに、干渉光検出部 2 0 で検出した干渉信号から断層画像を取得し、取得した断層画像を内視鏡プロセッサ 2 0 0 へ出力する。

【 0 0 5 1 】

光路長調整部 2 6 は、光ファイバ F B 5 の参照光 L 2 の射出側（すなわち、光ファイバ F B 5 の光ファイバカプラ 1 4 とは反対側の端部）に配置されている。

【 0 0 5 2 】

光路長調整部 2 6 は、光ファイバ F B 5 から射出された光を平行光にする第 1 光学レンズ 8 0 と、第 1 光学レンズ 8 0 で平行光にされた光を集光する第 2 光学レンズ 8 2 と、第 2 光学レンズ 8 2 で集光された光を反射する反射ミラー 8 4 と、第 2 光学レンズ 8 2 および反射ミラー 8 4 を支持する基台 8 6 と、基台 8 6 を光軸方向に平行な方向に移動させるミラー移動機構 8 8 とを有し、第 1 光学レンズ 8 0 と第 2 光学レンズ 8 2 との距離を変化させることで参照光 L 2 の光路長を調整する。

【 0 0 5 3 】

第 1 光学レンズ 8 0 は、光ファイバ F B 5 のコアから射出された参照光 L 2 を平行光にするとともに、反射ミラー 8 4 で反射された参照光 L 2 を光ファイバ F B 5 のコアに集光する。

【 0 0 5 4 】

また、第 2 光学レンズ 8 2 は、第 1 光学レンズ 8 0 により平行光にされた参照光 L 2 を反射ミラー 8 4 上に集光するとともに、反射ミラー 8 4 により反射された参照光 L 2 を平行光にする。このように、第 1 光学レンズ 8 0 と第 2 光学レンズ 8 2 とにより共焦点光学系が形成されている。

【 0 0 5 5 】

さらに、反射ミラー 8 4 は、第 2 光学レンズ 8 2 で集光される光の焦点に配置されており、第 2 光学レンズ 8 2 で集光された参照光 L 2 を反射する。

【 0 0 5 6 】

これにより、光ファイバ F B 5 から射出した参照光 L 2 は、第 1 光学レンズ 8 0 により平行光になり、第 2 光学レンズ 8 2 により反射ミラー 8 4 上に集光される。その後、反射ミラー 8 4 により反射された参照光 L 2 は、第 2 光学レンズ 8 2 により平行光になり、第 1 光学レンズ 8 0 により光ファイバ F B 5 のコアに集光される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 7 】

また、基台 8 6 は、第 2 光学レンズ 8 2 と反射ミラー 8 4 とを固定し、ミラー移動機構 8 8 は、基台 8 6 を第 1 光学レンズ 8 0 の光軸方向（図 2 矢印 A 方向）に移動させる。

## 【 0 0 5 8 】

ミラー移動機構 8 8 で、基台 8 6 を矢印 A 方向に移動させることで、第 1 光学レンズ 8 0 と第 2 光学レンズ 8 2 との距離を変更することができ、参照光 L 2 の光路長を調整することができる。

## 【 0 0 5 9 】

操作制御部 3 2 は、キーボード、マウス等の入力手段と、入力された情報に基づいて各種条件を管理する制御手段とを有し、処理部 2 2 に接続されている。操作制御部 3 2 は、  
10 入力手段から入力されたオペレータの指示に基づいて、処理部 2 2 における各種処理条件等の入力、設定、変更等を行う。

## 【 0 0 6 0 】

なお、操作制御部 3 2 は、操作画面をモニタ装置 5 0 0 に表示させてもよいし、別途表示部を設けて操作画面を表示させてもよい。また、操作制御部 3 2 で、第 1 の光源 1 2、第 2 の光源 1 3、光コネクタ 1 8、干渉光検出部 2 0、光路長ならびに検出部 3 0 a および 3 0 b の動作制御や各種条件の設定を行うようにしてもよい。

## 【 0 0 6 1 】

## 〔 O C T プローブ 〕

図 3 は、OCT プローブ 6 0 0 の断面図である。  
20

## 【 0 0 6 2 】

図 3 に示すように、挿入部 6 0 2 の先端部は、プローブ外筒 6 2 0 と、キャップ 6 2 2 と、回転側光ファイバ F B 1 と、パネ 6 2 4 と、固定部材 6 2 6 と、光学レンズ 6 2 8 とを有している。

## 【 0 0 6 3 】

プローブ外筒（シース）6 2 0 は、可撓性を有する筒状の部材であり、光コネクタ 1 8 においてエイミング光 L e が合波された測定光 L 1 および戻り光 L 3 が透過する材料からなっている。なお、プローブ外筒 6 2 0 は、測定光 L 1（エイミング光 L e）および戻り光 L 3 が通過する先端（光コネクタ 1 8 と反対側の回転側光ファイバ F B 1 の先端、以下プローブ外筒 6 2 0 の先端と言う）側の一部分が全周に渡って光を透過する材料（透明な材料）で形成されていけばよく、先端以外の部分については光を透過しない材料で形成されていてもよい。  
30

## 【 0 0 6 4 】

キャップ 6 2 2 は、プローブ外筒 6 2 0 の先端に設けられ、プローブ外筒 6 2 0 の先端を閉塞している。

## 【 0 0 6 5 】

回転側光ファイバ F B 1 は、線状部材であり、プローブ外筒 6 2 0 内にプローブ外筒 6 2 0 に沿って収容されており、固定側光ファイバ F B 2 から射出され、光コネクタ 1 8 で光ファイバ F B 8 から射出されたエイミング光 L e と合波された測定光 L 1 を光学レンズ 6 2 8 まで導波するとともに、測定光 L 1（エイミング光 L e）を測定対象 S に照射して  
40 光学レンズ 6 2 8 で取得した測定対象 S からの戻り光 L 3 を光コネクタ 1 8 まで導波し、固定側光ファイバ F B 2 に入射する。

## 【 0 0 6 6 】

ここで、回転側光ファイバ F B 1 と固定側光ファイバ F B 2 とは、光コネクタ 1 8 によって接続されており、回転側光ファイバ F B 1 の回転が固定側光ファイバ F B 2 に伝達しない状態で、光学的に接続されている。また、回転側光ファイバ F B 1 は、プローブ外筒 6 2 0 に対して回転自在、及びプローブ外筒 6 2 0 の軸方向に移動自在な状態で配置されている。

## 【 0 0 6 7 】

パネ 6 2 4 は、回転側光ファイバ F B 1 の外周に固定されている。また、回転側光ファ  
50

イバ F B 1 およびパネ 6 2 4 は、光コネクタ 1 8 に接続されている。

【 0 0 6 8 】

光学レンズ 6 2 8 は、回転側光ファイバ F B 1 の測定側先端（光コネクタ 1 8 と反対側の回転側光ファイバ F B 1 の先端）に配置されており、先端部が、回転側光ファイバ F B 1 から射出された測定光 L 1（エイミング光 L e）を測定対象 S に対し集光するために略球状の形状で形成されている。

【 0 0 6 9 】

光学レンズ 6 2 8 は、回転側光ファイバ F B 1 から射出した測定光 L 1（エイミング光 L e）を測定対象 S に対し照射し、測定対象 S からの戻り光 L 3 を集光し回転側光ファイバ F B 1 に入射する。

【 0 0 7 0 】

固定部材 6 2 6 は、回転側光ファイバ F B 1 と光学レンズ 6 2 8 との接続部の外周に配置されており、光学レンズ 6 2 8 を回転側光ファイバ F B 1 の端部に固定する。ここで、固定部材 6 2 6 による回転側光ファイバ F B 1 と光学レンズ 6 2 8 の固定方法は、特に限定されず、接着剤により、固定部材 6 2 6 と回転側光ファイバ F B 1 および光学レンズ 6 2 8 を接着させて固定されても、ボルト等を用い機械的構造で固定してもよい。なお、固定部材 6 2 6 は、ジルコニアフェルールやメタルフェルールなど光ファイバの固定や保持あるいは保護のために用いられるものであれば、如何なるものを用いても良い。

【 0 0 7 1 】

また、回転側光ファイバ F B 1 およびパネ 6 2 4 は、後述する回転筒 6 5 6 に接続されており、回転筒 6 5 6 によって回転側光ファイバ F B 1 およびパネ 6 2 4 を回転させることで、光学レンズ 6 2 8 をプローブ外筒 6 2 0 に対し、矢印 R 2 方向に回転させる。また、光コネクタ 1 8 は、回転エンコーダを備え、回転エンコーダからの信号に基づいて光学レンズ 6 2 8 の位置情報（角度情報）から測定光 L 1 の照射位置を検出する。つまり、回転している光学レンズ 6 2 8 の回転方向における基準位置に対する角度を検出して、測定位置を検出する。

【 0 0 7 2 】

さらに、回転側光ファイバ F B 1、パネ 6 2 4、固定部材 6 2 6、及び光学レンズ 6 2 8 は、後述する駆動部により、プローブ外筒 6 2 0 内部を矢印 S 1 方向（鉗子口方向）、及び S 2 方向（プローブ外筒 6 2 0 の先端方向）に移動可能に構成されている。

【 0 0 7 3 】

また、図 3 左側は、OCT プローブ 6 0 0 の操作部 6 0 4 における回転側光ファイバ F B 1 等の駆動部の概略を示す図である。

【 0 0 7 4 】

プローブ外筒 6 2 0 は、固定部材 6 7 0 に固定されている。これに対し、回転側光ファイバ F B 1 およびパネ 6 2 4 は、回転筒 6 5 6 に接続されており、回転筒 6 5 6 は、モータ 6 5 2 の回転に応じてギア 6 5 4 を介して回転するように構成されている。回転筒 6 5 6 は、光コネクタ 1 8 に接続されており、測定光 L 1 及び戻り光 L 3 は、光コネクタ 1 8 を介して回転側光ファイバ F B 1 と固定側光ファイバ F B 2 間を伝送される。

【 0 0 7 5 】

また、これらを一内蔵するフレーム 6 5 0 は支持部材 6 6 2 を備えており、支持部材 6 6 2 は、図示しないネジ孔を有している。ネジ孔には進退移動用ボールネジ 6 6 4 が咬合しており、進退移動用ボールネジ 6 6 4 には、モータ 6 6 0 が接続されている。したがって、モータ 6 6 0 を回転駆動することによりフレーム 6 5 0 を進退移動させ、これにより回転側光ファイバ F B 1、パネ 6 2 4、固定部材 6 2 6、及び光学レンズ 6 2 8 を図 3 の S 1 及び S 2 方向に移動させることが可能となっている。

【 0 0 7 6 】

OCT プローブ 6 0 0 は、以上のような構成であり、光コネクタ 1 8 により回転側光ファイバ F B 1 およびパネ 6 2 4 が、図 3 中矢印 R 2 方向に回転されることで、光学レンズ 6 2 8 から射出される測定光 L 1（エイミング光 L e）を測定対象 S に対し、矢印 R 2 方

10

20

30

40

50

向（プローブ外筒 620 の円周方向）に対し走査しながら照射し、戻り光 L3 を取得する。エイミング光 Le は、測定対象 S に、例えば青色、赤色あるいは緑色のスポット光として照射され、このエイミング光 Le の反射光は、モニタ装置 500 に表示された観察画像に輝点としても表示される。

【0077】

これにより、プローブ外筒 620 の円周方向の全周において、測定対象 S の所望の部位を正確にとらえることができ、測定対象 S を反射した戻り光 L3 を取得することができる。

【0078】

さらに、3次元ボリュームデータを生成するための複数の断層画像を取得する場合は、駆動部により光学レンズ 628 が矢印 S1 方向の移動可能範囲の終端まで移動され、断層画像を取得しながら所定量ずつ S2 方向に移動し、又は断層画像取得と S2 方向への所定量移動を交互に繰り返しながら、移動可能範囲の終端まで移動する。

10

【0079】

このように測定対象 S に対して所望の範囲の複数の断層画像を得て、取得した複数の断層画像に基づいて3次元ボリュームデータを取得することができる。

【0080】

図4は、内視鏡 100 の鉗子口 156 から導出された OCT プローブ 600 を用いて断層画像を得る様子を示す図である。同図に示すように、OCT プローブの挿入部 602 の先端部を、測定対象 S の所望の部位に近づけて、断層画像を得る。所望の範囲の複数の断層画像を取得する場合は、OCT プローブ 600 本体を移動させる必要はなく、前述の駆動部によりプローブ外筒 620 内で光学レンズ 628 を移動させればよい。

20

【0081】

図5(a)は、OCT プローブ 600 の光学レンズ 628 の所定量の移動と光断層画像の取得を交互に行なうことによって取得した複数の断層画像を並べた、3次元ボリュームデータを示している。また、図5(b)は、図5(a)に示す3次元ボリュームデータに基づいて生成した3次元画像を示している。このように、光学レンズ 628 を移動させて複数の断層画像を取得し、画像処理を行うことにより、3次元ボリュームデータを生成することが可能となる。

【0082】

ここで、3次元ボリュームデータから3次元画像を生成する際には、ボリュームデータの隣接する各断層画像が均一の間隔で取得されていることを前提としている。しかしながら、図4に示すような、モータ 660 を回転駆動することによりフレーム 650 を進退移動させる機構においては、モータ 660 の回転ムラ、機械精度等の原因による移動ムラや、温度による各部の熱膨張による移動ムラ等の動作ムラが発生し、断層画像の取得間隔が均一にならない場合がある。

30

【0083】

< 画像診断装置の動作 >

本発明に係る画像診断装置 10 は、マーカが設けられたプローブ外筒 620 を用いて光断層画像を取得し、光断層画像中に現れたマーカを用いて画像処理を行うことにより、駆動部の動作ムラの影響のない3次元ボリュームデータを生成する。

40

【0084】

図6は、本実施の形態におけるプローブ外筒 620 の外観図である。同図に示すように、プローブ外筒 620 には、プローブ外筒 620 の長軸方向に平行に1本線に引かれた回転ムラ補正用マーカ 632 と、回転ムラ補正用マーカ 632 と直交するプローブ外筒 620 の円周方向の一部であって、プローブ外筒 620 の長軸方向に等間隔に引かれた移動ムラ補正用マーカ 630 が設けられている。なお、移動ムラ補正用マーカ 630 及び回転ムラ補正用マーカ 632 は、プローブ外筒 620 の内壁面に施されている。

【0085】

図7を用いて、図6に示すマーカ付きのプローブ外筒 620 を用いた3次元ボリューム

50

データの取得処理について説明する。

【0086】

まず、3次元ボリュームデータの生成に用いる複数の光断層画像を取得する(ステップS1)。術者は、回転ムラ補正用マーカ632と、断層画像を取得したい被検体の患部とが、プローブ外筒620の円周の180度反対側になるようにプローブ外筒620をセットする。複数の光断層画像を取得するには、前述のように、駆動部により光学レンズ628が図3の矢印S1方向の移動可能範囲の終端まで移動され、光断層画像取得とS2方向への所定量移動を交互に繰り返しながら、移動可能範囲の終端まで移動する。

【0087】

したがって、複数の光断層画像には、移動ムラ補正用マーカ630の存在する位置で取得した光断層画像と、移動ムラ補正用マーカ630の存在しない位置(回転ムラ補正用マーカ632だけが存在する位置)で取得した光断層画像の2種類が存在する。

【0088】

図8は、図6に示すマーカ付きのプローブ外筒620を用いて取得した光断層画像を示す図である。図8(a)は、移動ムラ補正用マーカ630の位置で取得した光断層画像640を示す図である。光断層画像640には、被検体644の断層の他、プローブ外筒620の断層646が写っている。また、プローブ外筒620の断層646は、移動ムラ補正用マーカ630により信号光が寸断され、画像が抽出されない部分、即ち移動ムラ補正用マーカ630の現れた部分648が存在する。

【0089】

また、図8(b)は、移動ムラ補正用マーカ630の存在しない位置で取得した光断層画像642を示す図である。光断層画像642にも、被検体644の断層の他、プローブ外筒620の断層646が写っている。また、プローブ外筒620の断層646は、回転ムラ補正用マーカ632により信号光が寸断され、画像が抽出されない部分、即ち回転ムラ補正用マーカ632の現れた部分649が存在する。このマーカ部分649は、移動ムラ補正用マーカ630によるマーカ部分648とは長さが異なっている。

【0090】

このように取得された複数の光断層画像は、前述のように、モータ652の回転ムラ等により、各光断層画像の回転方向の位相が一致していない可能性がある。OCTプロセッサ400の処理部22は、各光断層画像のマーカ部分648、649の中心が同じ位相になるように、それぞれの画像を回転させる(ステップS2)。

【0091】

図9は、各光断層画像を回転させてマーカ部分648の位相を合わせたことを示す図であり、横軸にプローブ外筒620の長軸スキャン方向、縦軸に各マーカ部分648、649の位相を示している。同図に示すように、各画像の回転方向の位相が一定でない場合であっても、各画像を回転させ、各マーカ部分648、649の中心部を揃えることにより、位相を一致させることができる。

【0092】

このように位相が統一された複数の光断層画像は、モータ660の回転ムラ等により、各光断層画像間の間隔が一致していない可能性がある。これを補正するために、複数の光断層画像から、移動ムラ補正用マーカ630によるマーカ部分648の存在する画像640を抽出する(ステップS3)。図10は、画像640を抽出した様子を示す図である。さらに、抽出した画像640の間の、移動ムラ補正用マーカ630の存在しない位置で取得した光断層画像642の枚数が一定になるように増減させる(ステップS4)。例えば、画像640の間に画像642が4枚の箇所と5枚の箇所がある場合、5枚中の1枚を間引いたり、2枚を1枚に平均化したりするなどして、光断層画像の枚数を一定にする。

【0093】

以上の処理を行った複数の光断層画像をボリュームデータとして、3次元画像を生成する(ステップS5)。これにより、ボリュームデータの位相精度及び位置精度を高めることが可能となる。

10

20

30

40

50

## 【0094】

プローブ外筒620には、回転ムラ補正用マーカ632が無くてもよい。この場合は、マーカ部分648の中心部が同じ位相になるように各画像640を回転し、その間の画像642については、それぞれの画像640の回転量から予測した回転量を用いて位相を合せればよい。

## 【0095】

<移動ムラ補正用マーカの太さ>

図11は、移動ムラ補正用マーカ630と、画像640及び画像642の取得位置の一例について示した図である。640'は画像640の取得位置を、642'は画像642の取得位置を示している。図11(a)に示すように、移動ムラ補正用マーカ630の太さ $a$ は、駆動部の動作ムラを考慮した各光断層画像の取得位置間の距離の最大値 $b_{max}$ よりも太いことが望ましい。このような太さにすることで、移動ムラ補正用マーカ630をまたいで光断層画像が取得されることを防止できる。即ち、全ての移動ムラ補正用マーカ630について、画像640を取得することが可能になる。

## 【0096】

また、移動ムラ補正用マーカ630の太さ $a$ を $b_{max}$ よりも太くすると、図11(b)に示すように、2枚連続で移動ムラ補正用マーカ630の位置で光断層画像が取得されることがある。このように2枚連続で画像640が取得された場合は、これらが同じマーカ630であり、その間に画像642が存在しないことを認識してボリュームデータを生成すればよい。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0097】

【図1】図1は本発明に係る画像診断装置10を示す外観図である。

【図2】図2はOCTプロセッサ400、OCTプローブ600の内部構成を示すブロック図である。

【図3】図3は、OCTプローブ600の断面図である。

【図4】図4は、内視鏡100の鉗子口156から導出されたOCTプローブ600を用いて断層画像を得る様子を示す図である。

【図5】図5は、ボリュームデータと、ボリュームデータに基づいて生成した3次元画像を示す図である。

【図6】図6は、本実施の形態におけるプローブ外筒620の外観図である。

【図7】図7は、マーカ付きのプローブ外筒620を用いた3次元ボリュームデータの生成について示したフローチャートである。

【図8】図8は、マーカ付きのプローブ外筒620を用いて取得した光断層画像を示す図である。

【図9】図9は、各光断層画像を回転させてマーカ部分648の位相を合わせたことを示す図である。

【図10】図10は、画像640を抽出した様子を示す図である。

【図11】図11は、移動ムラ補正用マーカ630と、画像640及び画像642の取得位置の一例について示した図である。

## 【符号の説明】

## 【0098】

10...画像診断装置、18...光コネクタ、620...プローブ外筒、622...キャップ、624...バネ、626...固定部材、628...光学レンズ、630...移動ムラ補正用マーカ、632...回転ムラ補正用マーカ、640...移動ムラ補正用マーカ630の位置で取得した光断層画像、642...移動ムラ補正用マーカ630の存在しない位置で取得した光断層画像、648...移動ムラ補正用マーカ630の現れた部分、649...回転ムラ補正用マーカ632の現れた部分、652...モータ、654...ギア、656...回転筒、660...モータ、662...支持部材、664...進退移動用ボールネジ

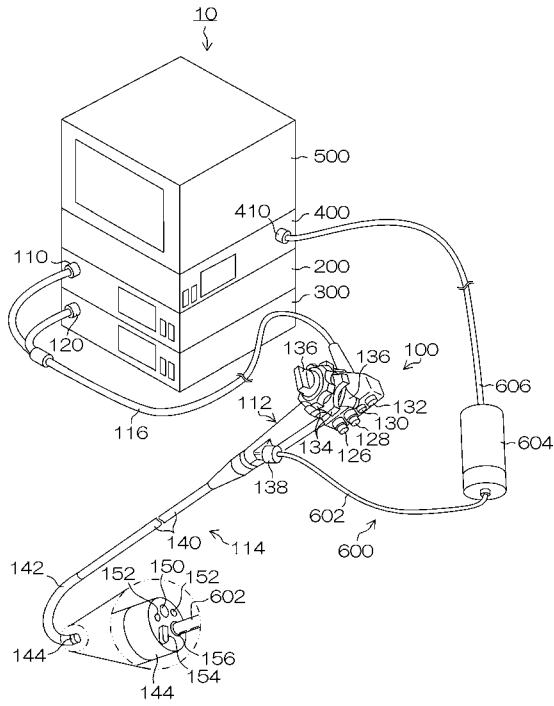
10

20

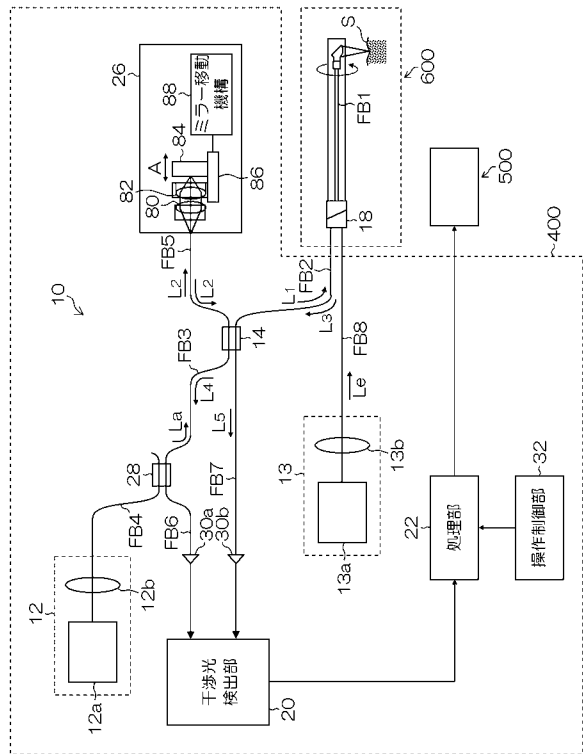
30

40

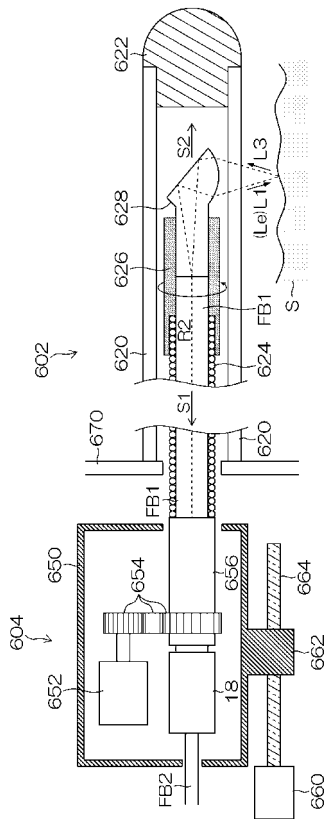
【 図 1 】



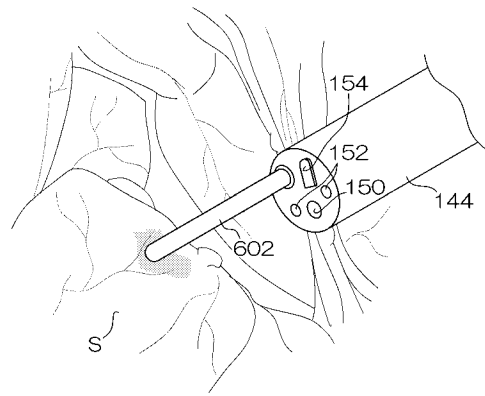
【 図 2 】



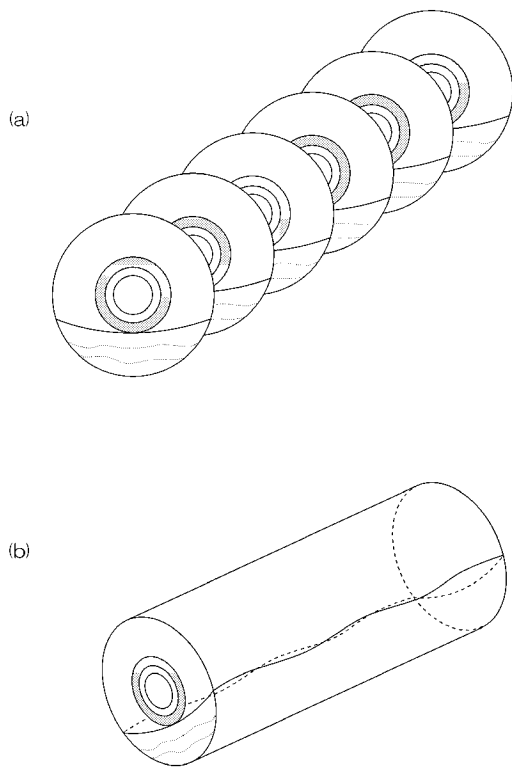
【 図 3 】



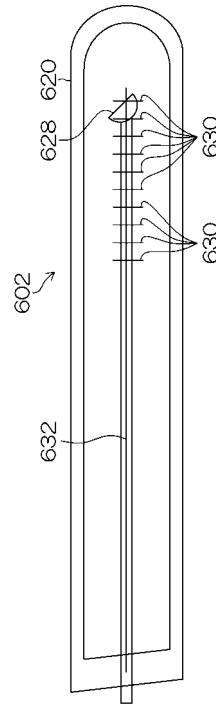
【 図 4 】



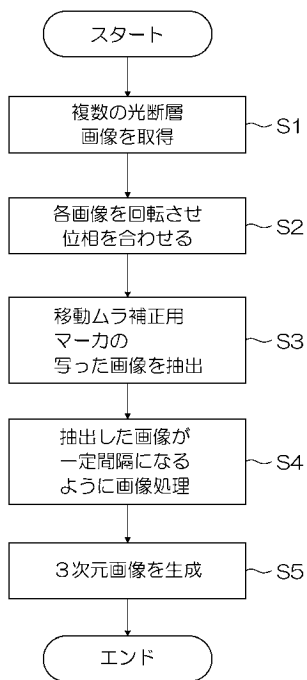
【 図 5 】



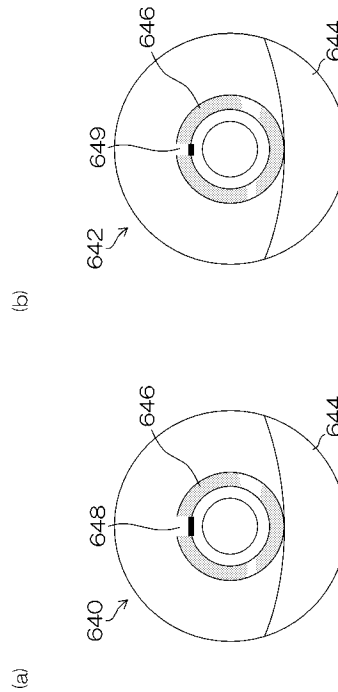
【 図 6 】



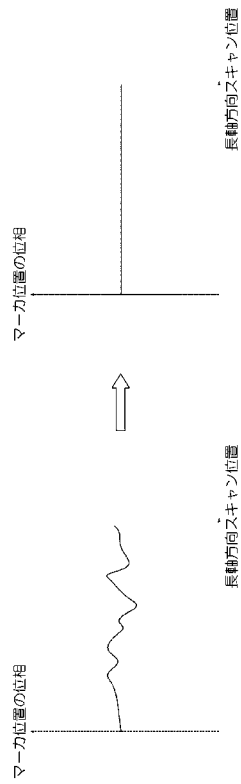
【 図 7 】



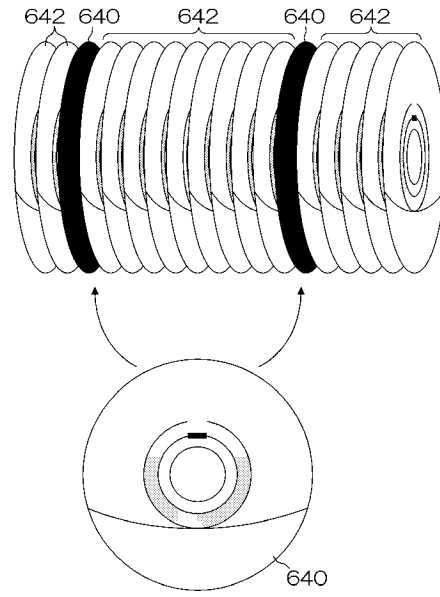
【 図 8 】



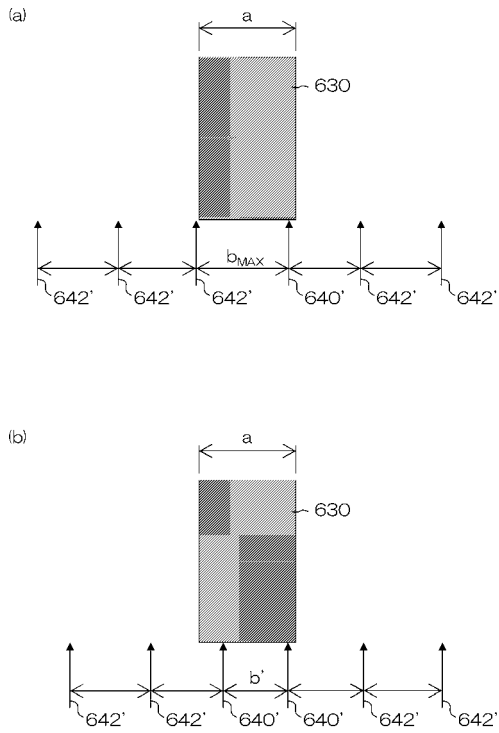
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



---

フロントページの続き

Fターム(参考) 2G059 AA06 BB12 CC16 EE02 EE09 FF02 GG01 GG03 HH01 HH02  
JJ11 JJ13 JJ17 LL10 MM20 NN03  
4C061 AA00 BB00 CC10 DD00 FF46 HH51 LL10 NN01 QQ08

专利名称(译)	光学探头和三维图像采集装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2010043994A</a>	公开(公告)日	2010-02-25
申请号	JP2008209193	申请日	2008-08-15
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 富士公司		
[标]发明人	渡邊大祐		
发明人	渡邊 大祐		
IPC分类号	G01N21/17 A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/6852 A61B1/00096 A61B1/00133 A61B1/00172 A61B5/0066 A61B5/0084 A61B5/064		
FI分类号	G01N21/17.620 A61B1/00.300.D A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/00.630 A61B1/00.735 A61B1/018.515 A61B1/045.610 A61B1/045.619		
F-TERM分类号	2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/CC16 2G059/EE02 2G059/EE09 2G059/FF02 2G059/GG01 2G059/GG03 2G059/HH01 2G059/HH02 2G059/JJ11 2G059/JJ13 2G059/JJ17 2G059/LL10 2G059/MM20 2G059/NN03 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC10 4C061/DD00 4C061/FF46 4C061/HH51 4C061/LL10 4C061/NN01 4C061/QQ08 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC10 4C161/DD00 4C161/FF46 4C161/HH51 4C161/LL10 4C161/NN01 4C161/QQ08		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：即使在测量位置扫描中存在机械操作不均匀的情况下，也要获取准确的三维体数据。 解决方案：移动不均匀性校正标记630设置在探针外筒620的内部，它是探针外筒620圆周的一部分，并在长轴方向上以相等的间隔绘制。 在探头外筒620的长轴方向上获取多个光学断层图像，从多个光学断层图像中提取出现运动不均校正标记630的图像，并确定所提取的图像之间的光学断层图像的数量。 调整光学断层图像的数量，使其匹配。 [选择图]图6

