

(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2010-68865

(P2010-68865A)

(43) 公開日 平成22年4月2日 (2010. 4. 2)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 G 0 5 9
<b>G 0 1 N 21/17 (2006.01)</b>	G 0 1 N 21/17 6 3 0	4 C 0 6 1
<b>A 6 1 B 1/04 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/04 3 7 0	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2008-236979 (P2008-236979)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成20年9月16日 (2008. 9. 16)		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
		(72) 発明者	金城 直人
			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

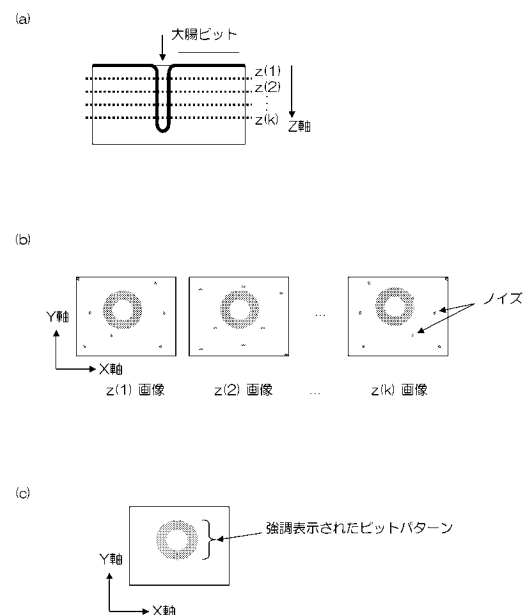
(54) 【発明の名称】 画像診断装置

## (57) 【要約】

【課題】大腸の病変部を、ピットを検出することにより高精度で診断できる診断装置を提供する。

【解決手段】内視鏡および光プローブを用いた装置構成により3次元光断層画像を取得し、3次元断層画像データを基に、生体組織の深さ方向に垂直な平面のX-Y面画像を複数の深さ位置について切出し、その平均画像からピットパターン形の強調表示画像を生成することで診断支援を行う。

【選択図】図13



**【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により得られる生体からの戻り光に基づいて 3 次元光断層像を生成し、

前記 3 次元光断層像データに基づいて、生体組織の深さ方向に略垂直な深さ方向軸として Z 軸を設定し、前記 Z 軸に垂直な平面に X 軸および Y 軸を設定し、

X Y 面上の画像を複数レベルの深さについて切出した切出し画像を生成し、

前記複数の切出し画像を用いて診断支援を行うことを特徴とする画像診断装置。

**【請求項 2】**

複数の深さについて切出した前記複数の切出し画像を用いて、前記 X Y 面上で同一座標の画素同士の平均計算により平均画像を作成し、

前記平均画像において大腸ピットに相当するピットパターンを観察できるように表示を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の画像診断装置。

**【請求項 3】**

前記平均画像に対し、所定の条件を持たず画素を強調表示することを特徴とする請求項 1 および請求項 2 に記載の画像診断装置。

**【請求項 4】**

複数の深さについて切出した前記切出し画像を、同一画面上で比較観察できるように配置し、大腸ピットに相当するピットパターンを観察できるように表示することを特徴とする請求項 1 に記載の画像診断装置。

**【請求項 5】**

前記切出し画像に対し、所定の条件を持たず画素を強調表示することを特徴とする請求項 1 および請求項 4 に記載の画像診断装置。

**【請求項 6】**

正常な大腸ピットパターンを基準パターンとして設定し、

前記切出し画像または前記平均画像からピットパターンを抽出し、

抽出したピットパターンと前記基準パターンとの類似度を導出し

観察視野内を複数エリアに分割するブロック毎に、前記類似度の集計により自動診断ポイントを導出し、

前記観察視野内における前記自動診断ポイントの分布を表示することを特徴とする請求項 1 ないし請求項 5 のいずれかに記載の画像診断装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は電子内視鏡装置及び OCT 装置に係り、3 次元ボリュームデータを得て、大腸における病変部の診断を行う画像診断装置に関する。

**【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。

**【0003】**

また、特許文献 1 のように、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。

**【0004】**

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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 5 】

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、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。

## 【 0 0 0 6 】

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少移動させ、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次元画像のボリウムデータを得ることもできる。

10

## 【 0 0 0 7 】

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。

## 【 0 0 0 8 】

また、近年、大腸癌が増加傾向にあり、大腸の病変部診断の精度向上が求められているが、大腸病変部の診断に、大腸ピットの形状を観察することが有効であることが明らかになっている(非特許文献1)。

20

【特許文献1】特開2002-148185号公報

【非特許文献1】「大腸pit pattern 診断」、工藤進英 編著

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

## 【 0 0 0 9 】

しかし、通常光による内視鏡の観察画像は、主に生体組織表面を観察することはできるが、組織内部までは観察することができず、組織内部、特に深部における大腸ピットの病変部検出は困難である。

30

## 【 0 0 1 0 】

また、生体検査において、粘膜組織を採取し、顕微鏡で断面を撮影することで検査する手法もあるが、組織の切断処理は5mmレベルの間隔までしか細かく行うことはできず、 $\mu$ mレベルでの精密な診断はできない。

## 【 0 0 1 1 】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、大腸の粘膜層(大腸表面から少なくとも粘膜筋板の深部まで)における大腸ピットの異常を、観察画像により診断できる診断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】

## 【 0 0 1 2 】

前記目的を達成するために、請求項1に記載の画像診断装置は、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により得られる生体からの戻り光に基づいて3次元光断層像を生成し、その3次元光断層像データに基づいて生体組織の深さ方向に略垂直な深さ方向軸としてZ軸を設定し、前記Z軸に垂直な平面にX軸およびY軸を設定し、XY面上の画像を複数レベルの深さについて切出した切出し画像を生成し、複数の切出し画像を用いて診断支援を行うことを特徴とする。

40

## 【 0 0 1 3 】

また、請求項2に示すように、複数の深さについて切出した複数の切出し画像を用いて、XY面上で同一座標の画素同士の平均計算により平均画像を作成し、平均画像において大腸ピットに相当するピットパターンを観察できるように表示を行うことを特徴とする。

50

## 【 0 0 1 4 】

また、請求項 3 に示すように、所定の条件を持たず画素を強調表示することを特徴とする。これにより効果を増加させることもできる。

## 【 0 0 1 5 】

また、請求項 4 に示すように、複数の深さについて切出した前記切出し画像を、同一画面上で比較観察できるように配置し、大腸ピットに相当するピットパターンを観察できるように表示することを特徴とする。

## 【 0 0 1 6 】

ここでも、請求項 5 に示すように、所定の条件を持たず画素を強調表示することで効果を増加させることもできる。画像間の相違を強調することが望ましい。

10

## 【 0 0 1 7 】

さらに次のように、断層画像の X Y 面画像および平均画像を強調表示するだけでなく、自動診断機能を設けることもできる。

## 【 0 0 1 8 】

すなわち、請求項 6 に示すように、正常な大腸ピットパターンを基準パターンとして設定し、前記切出し画像または前記平均画像からピットパターンを抽出し、抽出したピットパターンと前記基準パターンとの類似度を導出し、観察視野内を複数エリアに分割するブロック毎に、前記類似度の集計により自動診断ポイントを導出し、前記観察視野内における前記自動診断ポイントの分布を表示することを特徴とする。

## 【 0 0 1 9 】

これにより、大腸病変部の疑わしさを視覚的に判断しやすい様、診断支援を行うことができる。

20

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 2 0 】

本発明によれば、大腸粘膜層全体にわたる組織深部まで大腸ピットの形状を観察することができる。特に、大腸ピット構造に対応して、組織の深さ方向に複数画像を切り出し、その変化具合や平均画像により、ノイズや他の組織構造に比べ大腸ピット構造を強調表示することが可能となり、大腸病変部の診断を高精度で行うことが可能となる。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 2 1 】

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。

30

## 【 0 0 2 2 】

< 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。

## 【 0 0 2 3 】

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。

## 【 0 0 2 4 】

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

## 【 0 0 2 5 】

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

50

るケーブル 6 0 6 から構成されている。

【 0 0 2 6 】

< 内視鏡、内視鏡プロセッサ、光源装置の構成 >

[ 内視鏡 ]

内視鏡 1 0 0 の先端部 1 4 4 には、観察光学系 1 5 0、照明光学系 1 5 2、及び C C D 1 8 0 が配設されている。

【 0 0 2 7 】

観察光学系 1 5 0 は、被検体を図示しない C C D の受光面に結像させ、C C D 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 C C D 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 C C D である。

10

【 0 0 2 8 】

[ 光源装置 ]

光源装置 3 0 0 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 L G コネクタ 1 2 0 を介して光源装置 3 0 0 に接続され、ライトガイドの他端は照明光学系 1 5 2 に対面している。光源装置 3 0 0 から発せられた光は、ライトガイドを経由して照明光学系 1 5 2 から出射され、観察光学系 1 5 0 の視野範囲を照明する。

【 0 0 2 9 】

[ 内視鏡プロセッサ ]

内視鏡プロセッサ 2 0 0 には、C C D から出力される画像信号が電気コネクタ 1 1 0 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 2 0 0 内においてデジタルの画像信号に変換され、モニタ装置 5 0 0 の画面に表示するための必要な処理が施される。

20

【 0 0 3 0 】

また、内視鏡プロセッサ 2 0 0 には、O C T プロセッサ 4 0 0 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 2 0 0 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 5 0 0 に出力される。

【 0 0 3 1 】

このように、内視鏡 1 0 0 で得られた観察画像のデータが内視鏡プロセッサ 2 0 0 に出力され、内視鏡プロセッサ 2 0 0 に接続されたモニタ装置 5 0 0 に画像が表示される。

30

【 0 0 3 2 】

< O C T プロセッサ、O C T プローブの内部構成 >

図 2 は O C T プロセッサ 4 0 0、O C T プローブ 6 0 0 の内部構成を示すブロック図である。

【 0 0 3 3 】

[ O C T プロセッサ ]

図 2 に示す O C T プロセッサ 4 0 0 及び O C T プローブ 6 0 0 は、光干渉断層 ( O C T : 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 L a を射出する第 1 の光源 ( 第 1 の光源ユニット ) 1 2 と、第 1 の光源 1 2 から射出された光 L a を測定光 ( 第 1 の光束 ) L 1 と参照光 L 2 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 L 3 と参照光 L 2 を合波して干渉光 L 4 を生成する光ファイバカプラ ( 分岐合波部 ) 1 4 と、光ファイバカプラ 1 4 で分岐された測定光 L 1 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 L 3 を導波する回転側光ファイバ F B 1 を備える光プローブ 1 6 と、測定光 L 1 を回転側光ファイバ F B 1 まで導波するとともに回転側光ファイバ F B 1 によって導波された戻り光 L 3 を導波する固定側光ファイバ F B 2 と、回転側光ファイバ F B 1 を固定側光ファイバ F B 2 に対して回転可能に接続し、測定光 L 1 および戻り光 L 3 を伝送する光コネクタ 1 8 と、光ファイバカプラ 1 4 で生成された干渉光 L 4 を干渉信号として検出する干渉光検出部 2 0 と、この干渉光検出部 2 0 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

40

50

」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。

【0034】

また、OCTプロセッサ400は、測定を目印を示すためのエイミング光(第2の光束)L<sub>e</sub>を射出する第2の光源(第2の光源ユニット)13と、参照光L<sub>2</sub>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L<sub>a</sub>を分光する光ファイバカプラ28と、光ファイバカプラ14で合波された戻り光L<sub>4</sub>およびL<sub>5</sub>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。

【0035】

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L<sub>a</sub>、エイミング光L<sub>e</sub>、測定光L<sub>1</sub>、参照光L<sub>2</sub>および戻り光L<sub>3</sub>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。

【0036】

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L<sub>a</sub>を射出する光源12aと、光源12aから射出された光L<sub>a</sub>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L<sub>a</sub>は、光ファイバFB4、FB3を介して光ファイバカプラ14で測定光L<sub>1</sub>と参照光L<sub>2</sub>に分割され、測定光L<sub>1</sub>は光コネクタ18に入力される。

【0037】

また、第2の光源13は、エイミング光L<sub>e</sub>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L<sub>e</sub>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L<sub>e</sub>は、光ファイバFB8を介して光コネクタ18に入力される。

【0038】

光コネクタ18では、測定光L<sub>1</sub>とエイミング光L<sub>e</sub>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。

【0039】

光ファイバカプラ(分岐合波部)14は、例えば2×2の光ファイバカプ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。

【0040】

光ファイバカプラ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L<sub>a</sub>を測定光(第1の光束)L<sub>1</sub>と参照光L<sub>2</sub>とに分割し、測定光L<sub>1</sub>を固定側光ファイバFB2に入射させ、参照光L<sub>2</sub>を光ファイバFB5に入射させる。

【0041】

さらに、光ファイバカプラ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L<sub>2</sub>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L<sub>3</sub>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。

【0042】

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L<sub>e</sub>と合波された測定光L<sub>1</sub>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L

10

20

30

40

50

e と合波された測定光 L 1 を回転側光ファイバ F B 1 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 L 3 を取得し、取得した戻り光 L 3 を回転側光ファイバ 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 3 】

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 4 】

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。

10

【 0 0 4 5 】

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 6 】

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 4 7 】

20

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 4 8 】

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 4 9 】

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。

30

【 0 0 5 0 】

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 1 】

40

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 2 】

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 3 】

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

50

ミラー 84 により反射された参照光 L2 は、第 2 光学レンズ 82 により平行光になり、第 1 光学レンズ 80 により光ファイバ FB5 のコアに集光される。

【0054】

また、基台 86 は、第 2 光学レンズ 82 と反射ミラー 84 とを固定し、ミラー移動機構 88 は、基台 86 を第 1 光学レンズ 80 の光軸方向（図 2 矢印 A 方向）に移動させる。

【0055】

ミラー移動機構 88 で、基台 86 を矢印 A 方向に移動させることで、第 1 光学レンズ 80 と第 2 光学レンズ 82 との距離を変更することができ、参照光 L2 の光路長を調整することができる。

【0056】

操作制御部 32 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 22 に接続されている。操作制御部 32 は、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 22 における各種処理条件等の入力、設定、変更等を行う。

【0057】

なお、操作制御部 32 は、操作画面をモニタ装置 500 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 32 で、第 1 の光源 12、第 2 の光源 13、光コネクタ 18、干渉光検出部 20、光路長ならびに検出部 30a および 30b の動作制御や各種条件の設定を行うようにしてもよい。

【0058】

[OCTプローブ]

図 3 は、OCTプローブ 600 の断面図である。

【0059】

図 3 に示すように、挿入部 602 の先端部は、プローブ外筒 620 と、キャップ 622 と、回転側光ファイバ FB1 と、パネ 624 と、固定部材 626 と、光学レンズ 628 とを有している。

【0060】

プローブ外筒（シース）620 は、可撓性を有する筒状の部材であり、光コネクタ 18 においてエイミング光 Le が合波された測定光 L1 および戻り光 L3 が透過する材料からなっている。なお、プローブ外筒 620 は、測定光 L1（エイミング光 Le）および戻り光 L3 が通過する先端（光コネクタ 18 と反対側の回転側光ファイバ FB1 の先端、以下プローブ外筒 620 の先端と言う）側の一部が全周に渡って光を透過する材料（透明な材料）で形成されていればよく、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。

【0061】

キャップ 622 は、プローブ外筒 620 の先端に設けられ、プローブ外筒 620 の先端を閉塞している。

【0062】

回転側光ファイバ FB1 は、線状部材であり、プローブ外筒 620 内にプローブ外筒 620 に沿って収容されており、固定側光ファイバ FB2 から射出され、光コネクタ 18 で光ファイバ FB8 から射出されたエイミング光 Le と合波された測定光 L1 を光学レンズ 628 まで導波するとともに、測定光 L1（エイミング光 Le）を測定対象 S に照射して光学レンズ 628 で取得した測定対象 S からの戻り光 L3 を光コネクタ 18 まで導波し、固定側光ファイバ FB2 に入射する。

【0063】

ここで、回転側光ファイバ FB1 と固定側光ファイバ FB2 とは、光コネクタ 18 によって接続されており、回転側光ファイバ FB1 の回転が固定側光ファイバ FB2 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 FB1 は、プローブ外筒 620 に対して回転自在、及びプローブ外筒 620 の軸方向に移動自在な状態で配置されている。

10

20

30

40

50



## 【 0 0 6 4 】

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 5 】

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 6 】

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 6 7 】

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 6 8 】

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 6 9 】

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 0 】

また、図 3 左側は、O C T 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 1 】

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 2 】

また、これらを内蔵するフレーム 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 3 】

O C T 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

10

20

30

40

50

アイバ 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 方向 (プローブ外筒 6 2 0 の円周方向) に対し走査しながら照射し、戻り光 L 3 を取得する。エイミング光 L e 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 L e の反射光は、モニタ装置 5 0 0 に表示された観察画像に輝点としても表示される。

【 0 0 7 4 】

これにより、プローブ外筒 6 2 0 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 L 3 を取得することができる。

10

【 0 0 7 5 】

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 6 2 8 が矢印 S 1 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 S 2 方向に移動し、又は断層画像取得と S 2 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。

【 0 0 7 6 】

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得ることができる。

【 0 0 7 7 】

図 4 は、内視鏡 1 0 0 の鉗子口 1 5 6 から導出された OCT プローブ 6 0 0 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 6 0 2 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 6 0 0 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 6 2 0 内で光学レンズ 6 2 8 を移動させればよい。

20

【 0 0 7 8 】

図 5 ( a ) は、OCT プローブ 6 0 0 の光学レンズ 6 2 8 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 6 2 8 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。

30

【 0 0 7 9 】

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 6 6 0 を回転駆動することによりフレーム 6 5 0 を進退移動させる機構においては、モータ 6 6 0 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。

【 0 0 8 0 】

< 画像診断装置の動作 >

40

本発明に係る画像診断装置 1 0 は、マーカが設けられたプローブ外筒 6 2 0 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。

【 0 0 8 1 】

図 6 は、本実施の形態におけるプローブ外筒 6 2 0 の外觀図である。同図に示すように、プローブ外筒 6 2 0 には、プローブ外筒 6 2 0 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 6 3 2 と、回転ムラ補正用マーカ 6 3 2 と直交するプローブ外筒 6 2 0 の円周方向の一部であって、プローブ外筒 6 2 0 の長軸方向に等間隔に引かれた移動ムラ補正用マーカ 6 3 0 が設けられている。なお、移動ムラ補正用マーカ 6 3 0 及び回転ムラ補正用マーカ 6 3 2 は、プローブ外筒 6 2 0 の内壁面に施されている。

50

## 【0082】

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次元ボリュームデータの取得処理について説明する。

## 【0083】

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。

10

## 【0084】

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。

## 【0085】

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。

20

## 【0086】

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。

## 【0087】

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）。

30

## 【0088】

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。

## 【0089】

40

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。

## 【0090】

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

50

る（ステップ S 5）。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。

【0091】

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わせればよい。

【0092】

< 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。

10

【0093】

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。

20

【0094】

次に、診断処理の流れについて説明する。

【0095】

以上の観測および画像処理により作成した 3 次元画像データを基に、大腸ピットの画像診断処理を行う。

【0096】

図 12 は、OCT による大腸粘膜の 3 次元断層画像の一例を示すもので、各画素値を透過させて鳥瞰図的に表示した場合を示したものである。図では戻り光の強さに応じて濃度を高く表示したものである。

30

【0097】

図 12 (a) において、大腸粘膜の深さ方向を Z 軸とし、その Z 軸と垂直な面において X 軸と Y 軸を設定する。

【0098】

ここで、図 12 (b) に、正常な大腸ピット 1 個についての断面を模式的に示す。

【0099】

正常な大腸ピットは、生体組織の深さ方向 (Z 軸) に、円筒状に伸びている。

【0100】

OCT の性質上、粘膜と空間の境界面で戻り光が強くなるので、3 次元断層画像データでは、図 12 (a) の大腸ピット部分のように、大腸ピットと空間の境界部分が戻り光の強い部分として、Z 軸方向に円筒状に伸びている状況が取得される。

40

【0101】

なお、OCT の能力として、例えば深さ約 2mm レベルまで観察可能であり、粘膜筋板より深い位置まで観察できるため、大腸ピット構造の全体を把握することが可能である。

【0102】

大腸ピットの診断処理の流れを図 13 を用いて説明する。

【0103】

ここで、図 13 は、正常な大腸における事例であり、説明を簡略化するため、ピット 1 個およびその周辺領域に限定して示している (非特許文献 1 の P. 6 の図 II-1 正常粘膜の

50

構造より)。

【0104】

第1ステップとして、3次元断層画像データに対し、図13(a)の様に、深さ方向であるZ軸方向の所定位置( $z(1) \sim z(k)$ )において、Z軸に垂直なXY平面の画像を切り出す。ここで、 $z(1)$ から $z(k)$ の順に生体組織における深さが大となるものとする。

【0105】

第2ステップとして、切り出した各XY面画像の各画像の平均画像を作成する。

【0106】

図13(b)において、ピットパターンと空間の境界部分の戻り光信号値が大であり、図の例では、ドーナツ状に表示されている。

10

【0107】

各 $z$ 値におけるXY面画像上では、正常なピット形状が円筒状であることから、ほぼ同一の位置、および、ほぼ同一の形状のドーナツ状の円形を示している。

【0108】

なお、ここで、閾値処理を行うことが望ましい。所定の閾値以下なる画素については0(図における白部分)とすることで、ノイズを消去または低減することができる。

【0109】

例えば、図13(b)における各画像では、ピット部分の円形部分以外にドット状のノイズが存在しているが、本来の生体組織に該当しない観測上のノイズであるため、発生位置がランダムである。したがって、ステップ1およびステップ2のように、複数枚の画像を平均化することで、ノイズを除去する効果が出てくる。

20

【0110】

また、ピット以外の生体組織構造に依存する信号値の場合、特定の位置において深さ方向にピット構造のように長い距離にわたり存在することはないため、平均化した場合には、ピット構造による信号値よりは低い値となる。

【0111】

一方、各切り出し $z$ 位置におけるピットパターンは、その深さでの組織と空間との境界面に相当する位置で高い値を示す。正常なピット形状はZ軸方向に延びる略円筒状であることから、各XY面画像上でも、ほぼ同一の位置で、および、ほぼ同一のサイズのドーナツ状の円形となる。その結果、平均画像上ではピットパターンに相当する画素が高い値を示すことになる。

30

【0112】

次に、図14を用いて、病変部のケースについて説明する。

【0113】

図14(a)に示す様に、病変部ではピット形状が本来の円筒状からくずれている。

【0114】

この場合、図14(b)に示す様に、ステップ1での各 $z$ 値でのXY面画像では、正常部ではドーナツ状となるはずのピット形状が円形ではなく、いびつにくずれた形状となる。したがって、図14(c)に示す様に、ステップ2での平均画像は、ピット部の画素値が同一画素上での累積されずに値が分散するので、明確な円形を示さなくなり、また平均値も正常部より低めとなる。

40

【0115】

診断時には、モニタ上で平均画像を表示することで診断を行う。

【0116】

図15に、診断用画面の表示例を示す。

【0117】

断層画像については、平均画像の表示の他、深さ方向の $z$ 値毎の変化を観察できるように連続的に並べて表示することもできる。

【0118】

なお、図13および図14ではピット1個分のみ例示したが、診断時にはXY面上の表

50

示エリア（位置およびサイズ）を任意に設定できることはいうまでもない。

【0119】

ここで、平均画像作成時のパラメータを任意に設定することができる。

【0120】

例えば、深さ方向の距離  $z$  値の範囲（図13、および図14における  $z(1)$  から  $z(k)$  の範囲）は、任意に設定できる。また、 $z$  値は連続画素としてもよいし、所定間隔おきの画素としてもよい。

【0121】

また、第1の閾値  $Th1$  以下を0とすることでノイズ除去を行う場合、この閾値  $Th1$  を任意に設定することでノイズ除去の強度を設定できるようにしてもよい。

10

【0122】

また、第2の閾値  $Th2$  以上を所定の値以上の輝度または色味に表示するようにし、この閾値  $Th2$  を任意に設定できるようにしてもよい。

【0123】

その他、平均画像の信号値の分布を視認しやすい様に、等高線図を合成表示すること、あるいは、色別表示することも可能である。

【0124】

次に、第2の実施形態を説明する。

【0125】

第2の実施形態は、3次元断層画像の  $X$   $Y$  面切出し画像、またはその平均  $X$   $Y$  面画像に対し、自動で病変部としての疑わしさを示す自動診断ポイントを導出し、観察画像に合成表示することで、診断支援を行うものである。

20

【0126】

ここで、観察画像として、断層画像（切出し画像  $X$   $Y$  面画像または平均  $X$   $Y$  面画像）でも内視鏡画像でもよい。

【0127】

観察視野内における平均  $X$   $Y$  面画像の作成手順は、第1の実施形態の同様である（図17の  $s101$  から  $s104$ ）。

【0128】

まず、正常な個々のピットパターンは円環状の信号値を示すので、正常なピットのモデルパターンを設定する。

30

【0129】

次に、観察視野内を所定サイズのブロックに分割し、各ブロック毎に、公知のパターンマッチング手法により、モデルパターンと所定以上の類似度を示す正常ピットパターンを検出する（ $s105$ ）。

そして、各ブロック毎に類似度の積算値を自動診断ポイントとして導出し、観察視野内の分布を導出する（ $s106$ ）。

【0130】

最後に、各ブロック毎の積算値を基に等高線図を平均  $X$   $Y$  面画像に合成表示することで、病変部エリアの診断を支援することができる（ $s107$ ）。

40

【0131】

図16は、モデルパターンとの類似度合いが高い程、類似度値が高くなるとした場合、自動診断ポイントは上エリアおよび右エリアが高く、左下エリアに移行するにつれて自動診断ポイントが低下する事例を示している。

【0132】

なお、上記例ではターンマッチング手法の例であるが、その他にも、2値化処理またはエッジ検出によりピットパターンの境界線を求め、その境界線の円形度により類似度を導出してもよい。

【0133】

円形度の例としては、境界線内部の面積と境界線の長さの比、また  $x$  方向幅と  $y$  方向幅

50

の比等、公知手法を用いればよい。

【0134】

または、別の診断支援として、深さ別XY面画像間の相違度を点数化し表示することでもよい。この手法では場合、平均画像では発見しにくいピット内の局所的な形状歪みでも検知できる可能性が高くなる。

【0135】

さらに、相違度の高い箇所をXY面画像上で強調表示するようにしてもよい。

【0136】

なお、深さ別XY面画像として、特定のz値の画素を切り出していたが、特定のz値から所定の幅zの範囲まで、即ちzから(z(i) + 幅z)の深さの平均画像としてもよい(ここで、iは任意の位置を示す。)

10

【0137】

その他、上記実施例では、OCT装置の構成として、光プローブが回転式のケースを説明したが、ガルバノミラー方式でも同様に3次元断層画像データを得ることができるので、本発明の処理を行うことが可能である。

【0138】

また、一般に、OCT装置の構成によって取得される信号に独自の幾何学的な歪みが存在する場合があったとしても、公知の幾何学歪み補正手法を適用することにより、正確な3次元断層画像を得ることができる。

【0139】

また、上記実施例では、観察視野内においては、共通の3次元座標を適用したが、観察視野内を小ブロックに分割し、各ブロックにおける3次元断層画像における粘膜表面の傾きに応じて、表面に垂直に近づく様にZ軸の方向を微調整しながら、XY面画像を切り出すことでもよい。

20

【0140】

以上、本発明の内視鏡装置について詳細に説明したが、本発明は、以上の例には限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変形を行ってもよいのはもちろんである。

【図面の簡単な説明】

【0141】

【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。

30

【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。

40

【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。

【図12】図12は、大腸粘膜の3次元断層画像の一例を示す図である。

【図13】図13は、正常部のピットにおける3次元断層画像からXY面画像を切り出し

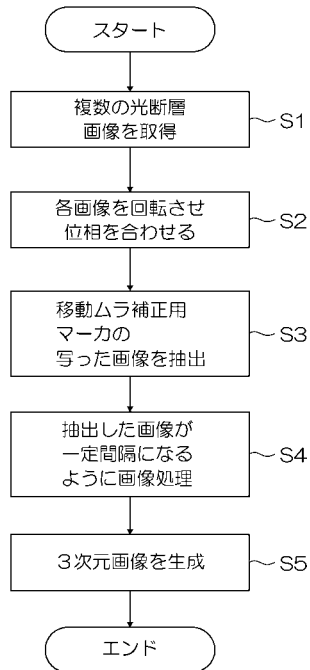
50



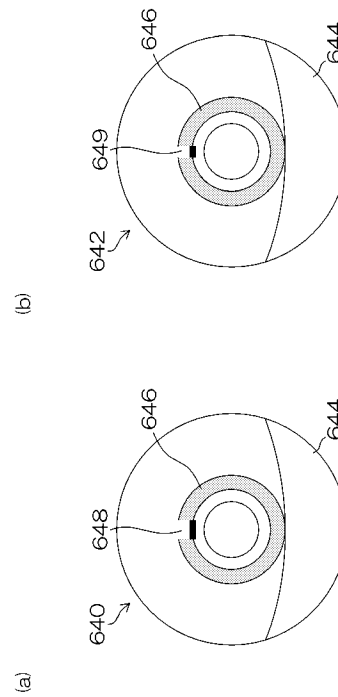




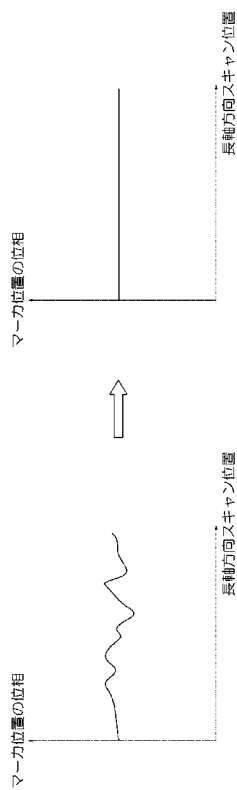
【 図 7 】



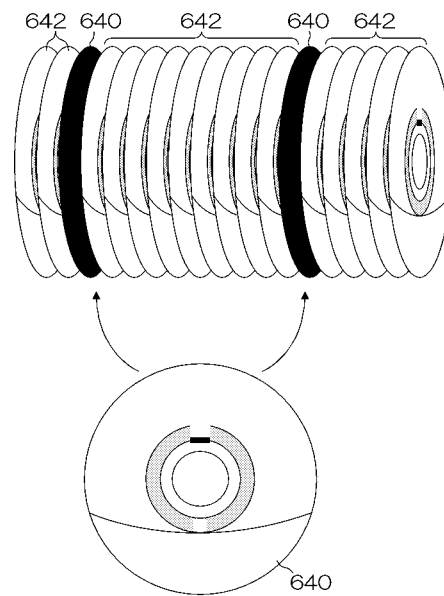
【 図 8 】



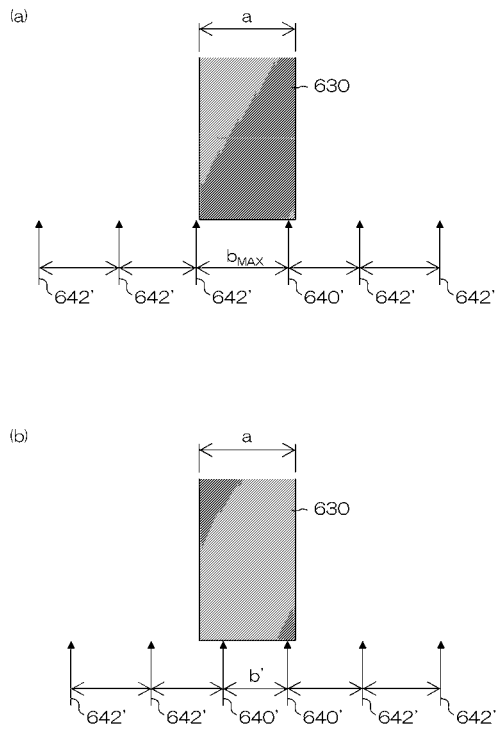
【 図 9 】



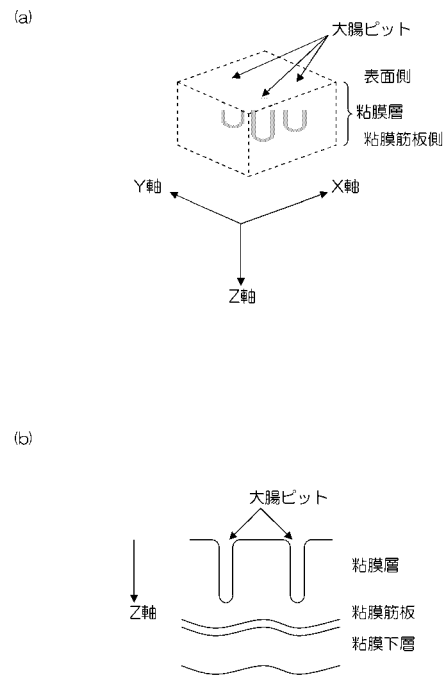
【 図 10 】



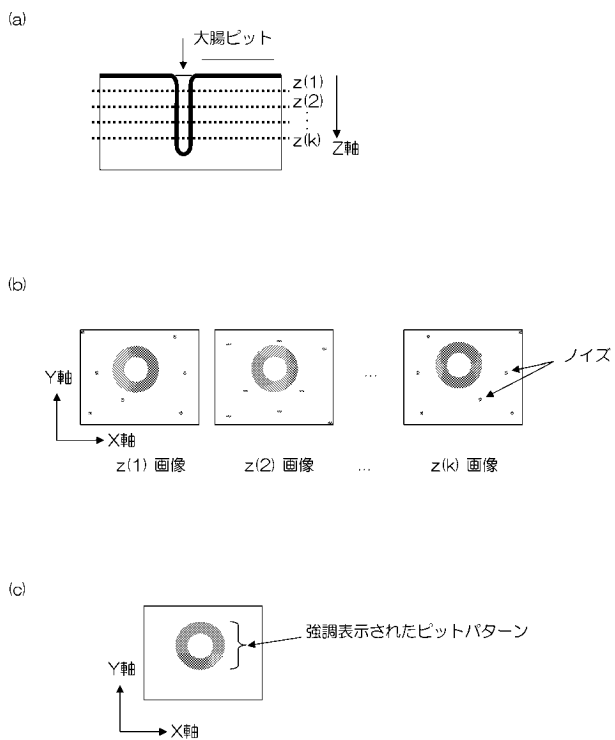
【図 1 1】



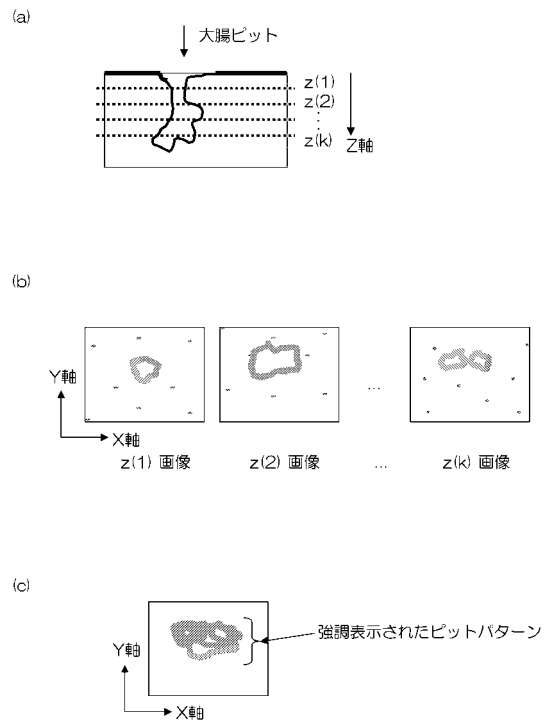
【図 1 2】



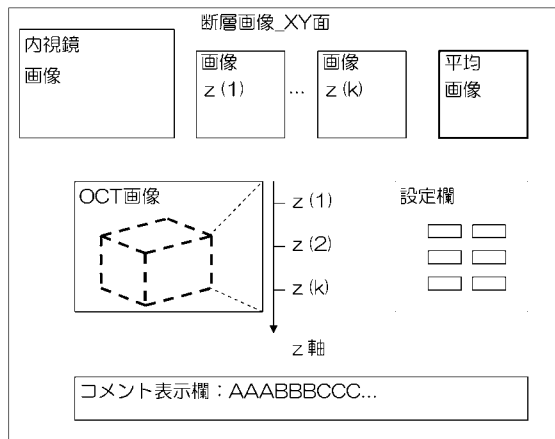
【図 1 3】



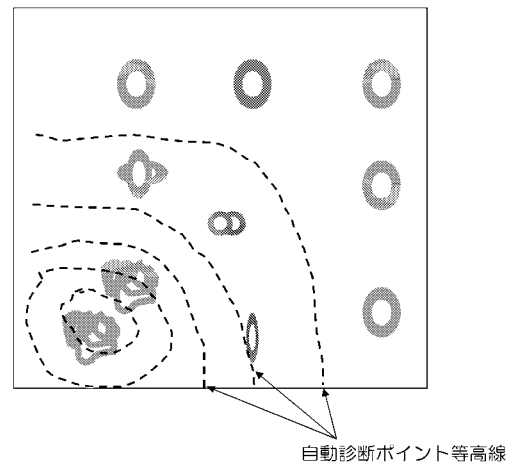
【図 1 4】



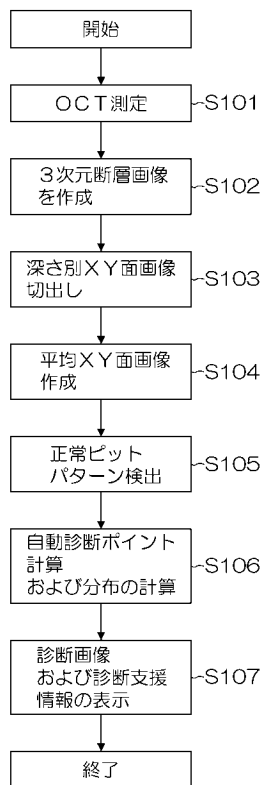
【図 15】



【図 16】



【図 17】



---

フロントページの続き

F ターム(参考) 2G059 AA06 BB12 EE01 EE02 EE09 FF02 FF08 FF09 GG01 HH01  
HH02 HH06 JJ11 JJ13 JJ17 KK04 LL01 MM01 PP04  
4C061 AA04 BB08 HH53 WW08 WW10

专利名称(译)	图像诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2010068865A</a>	公开(公告)日	2010-04-02
申请号	JP2008236979	申请日	2008-09-16
[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 金城直人		
发明人	渡邊 大祐 金城 直人		
IPC分类号	A61B1/00 G01N21/17 A61B1/04		
CPC分类号	A61B5/4255 A61B5/0066 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/00.300.D G01N21/17.630 A61B1/04.370 A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.615 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/EE01 2G059/EE02 2G059/EE09 2G059/FF02 2G059/FF08 2G059/FF09 2G059/GG01 2G059/HH01 2G059/HH02 2G059/HH06 2G059/JJ11 2G059/JJ13 2G059/JJ17 2G059/KK04 2G059/LL01 2G059/MM01 2G059/PP04 4C061/AA04 4C061/BB08 4C061/HH53 4C061/WW08 4C061/WW10 4C161/AA04 4C161/BB08 4C161/HH53 4C161/WW08 4C161/WW10		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种诊断成像设备，通过检测凹坑高度精确地诊断大肠中的病变。  
 ŽSOLUTION：通过使用内窥镜和光学探针的装置的配置获得三维光学断层图像，在垂直于活体组织的深度方向的XY平面中的图像在多个深度位置被切出，基于在三维断层图像数据上，从其平均图像生成凹坑图案形状高亮图像以执行诊断支持。Ž

