

(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2010-125274

(P2010-125274A)

(43) 公開日 平成22年6月10日(2010.6.10)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B	1/00	4 C 0 6 1
(2006.01)	A 6 1 B 1/00	3 0 0 B
	A 6 1 B 1/00	3 2 0 C
	A 6 1 B 1/00	3 0 0 P

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2008-306555 (P2008-306555)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成20年12月1日 (2008. 12. 1)		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
		(74) 代理人	100083116
			弁理士 松浦 憲三
		(72) 発明者	野口 俊宏
			東京都港区西麻布2丁目26番30号 富
			士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 AA04 AA06 BB10 CC06 DD03
			FF07 FF35 FF36 FF40 FF43
			GG25 GG26 HH31 JJ01 LL02
			QQ01 QQ02 RR18

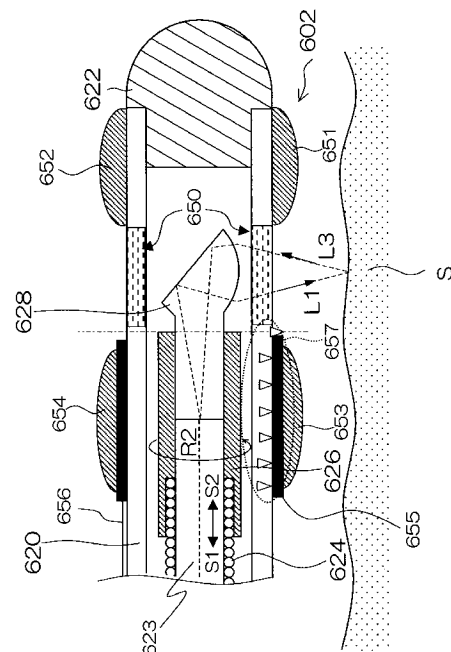
(54) 【発明の名称】 光プローブ装置及びそのバルーン制御方法

(57) 【要約】

【課題】光プローブと体腔組織表面とを安定した位置関係に保つと共に、最適に体腔組織内のピットパターン（粘膜微細構造）を観察する。

【解決手段】光開口部650よりも先端側のプローブ外筒620の側面には、1組の先端バルーン651、652が設けられている。光開口部650よりも基端側のプローブ外筒620の側面には、1組の基端バルーン653、654が設けられている。基端バルーン653、654は、プローブ外筒620を長手軸方向に進退可能な移動部材655に固定されている。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

細長の略円筒形状のプローブ挿入部の先端側面に設けられ、測定光を体腔内の管腔臓器の測定対象に照射し前記測定対象からの前記測定光の反射光を入射する光開口部を有する光プローブと、

前記光開口部より先端側の位置、及び前記光開口部より基端側の位置に、前記光開口部と前記管腔臓器の組織表面との間隙を保つと共に、前記組織表面のひだ構造を引き伸ばすひだ伸ばし手段と、

を備えたことを特徴とする光プローブ装置。

【請求項 2】

細長の略円筒形状のプローブ挿入部の先端側面に設けられ、測定光を体腔内の管腔臓器の測定対象に照射し、前記測定対象からの前記測定光の反射光を入射する光開口部を有する光プローブと、

前記光プローブを挿通させる処置具チャンネルを内視鏡挿入部の内部に有する体腔内を撮像する内視鏡と、

前記光開口部より先端側の前記プローブ挿入部、及び前記内視鏡挿入部の先端に、前記光開口部と前記管腔臓器の組織表面との間隙を保つと共に、前記組織表面のひだ構造を引き伸ばすひだ伸ばし手段と、

を備えたことを特徴とする光プローブ装置。

【請求項 3】

前記ひだ伸ばし手段は、

前記光開口部より先端側に位置した、前記先端側面の第 1 側面先端位置に設けられた第 1 先端バルーンと、

前記第 1 側面先端位置と前記プローブ挿入部の径方向に対向した前記先端側面の第 2 側面先端位置に設けられた第 2 先端バルーンと、

前記第 1 先端バルーン及び前記第 2 先端バルーンを膨張させる先端バルーン膨張手段と

、
前記光開口部より基端側に位置し前記第 1 側面先端位置側であって、前記プローブ挿入部側面の第 1 側面基端位置に設けられた第 1 基端バルーンと、

前記第 1 側面基端位置と前記プローブ挿入部の径方向の対向した前記プローブ挿入部側面の第 2 側面基端位置に設けられた第 2 基端バルーンと、

前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンを膨張させる基端バルーン膨張手段と

、
前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンを前記プローブ挿入部の長手軸方向に移動するバルーン移動手段と、

からなることを特徴とする請求項 1 に記載の光プローブ装置。

【請求項 4】

前記ひだ伸ばし手段は、

前記光開口部より先端側に位置した、前記先端側面の第 1 側面先端位置に設けられた第 1 先端バルーンと、

前記第 1 側面先端位置と前記プローブ挿入部の径方向に対向した前記先端側面の第 2 側面先端位置に設けられた第 2 先端バルーンと、

前記第 1 先端バルーン及び前記第 2 先端バルーンを膨張させる先端バルーン膨張手段と

、
前記第 1 側面先端位置側であって前記内視鏡挿入部の先端側面の第 1 側面基端位置に設けられた第 1 基端バルーンと、

前記第 1 側面基端位置と前記内視鏡挿入部の径方向の対向した前記内視鏡挿入部側面の第 2 側面基端位置に設けられた第 2 基端バルーンと、

前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンを膨張させる基端バルーン膨張手段と

、

10

20

30

40

50

前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンを前記処置具チャンネルへの挿通時の前記プローブ挿入部の長手軸方向に移動するバルーン移動手段と、
からなることを特徴とする請求項 2 に記載の光プローブ装置。

【請求項 5】

前記バルーン移動手段による前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンの移動を規制する移動規制手段を備えたことを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の光プローブ装置。

【請求項 6】

前記第 1 先端バルーン、前記第 2 先端バルーン、前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンの各バルーンは天然ゴムからなることを特徴とする請求項 3 ないし 5 のいずれか 1 つに記載の光プローブ装置。

10

【請求項 7】

前記先端バルーン膨張手段による前記第 1 先端バルーン及び前記第 2 先端バルーンの膨張を制御する先端側膨張制御手段と、前記基端バルーン膨張手段による前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンの膨張を制御する基端側膨張制御手段と、前記バルーン移動手段による前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンの移動を制御する移動制御手段と、をさらに備えたことを特徴とする請求項 3 ないし 6 のいずれか 1 つに記載の光プローブ装置。

【請求項 8】

前記先端側膨張制御手段及び前記基端側膨張制御手段は、前記先端バルーン膨張手段及び前記基端バルーン膨張手段を制御し、前記第 1 先端バルーン、前記第 2 先端バルーン、前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンのそれぞれを膨張させ前記管腔臓器の内壁に当接させることを特徴とする請求項 7 に記載の光プローブ装置。

20

【請求項 9】

前記先端側膨張制御手段は、前記先端バルーン膨張手段を制御し、前記第 1 先端バルーンと前記第 2 先端バルーンとのうち一方を他方より大きく膨張させ前記管腔臓器の内壁に当接させ、前記基端側膨張制御手段は、前記基端バルーン膨張手段を制御し、前記先端側膨張制御手段がより大きく膨張させた前記第 1 先端バルーンあるいは前記第 2 先端バルーンが配置された側の前記第 1 基端バルーンと前記第 2 基端バルーンとのうち一方を他方より大きく膨張させ前記管腔臓器の内壁に当接させることを特徴とする請求項 8 に記載の光

30

【請求項 10】

前記移動制御手段は前記先端側膨張制御手段による前記第 1 先端バルーン及び前記第 2 先端バルーンの膨張制御後に前記バルーン移動手段を制御して前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンを前記プローブ挿入部の長手軸方向に移動し、この移動制御後に前記基端側膨張制御手段は前記基端バルーン膨張手段を制御して前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンを膨張させることを特徴とする請求項 7 ないし 9 のいずれか 1 つに記載の光プローブ装置。

【請求項 11】

前記移動制御手段は前記基端側膨張制御手段による前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンの膨張制御後に前記バルーン移動手段を制御して前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンを前記プローブ挿入部の長手軸の基端方向に移動させることを特徴とする請求項 10 に記載の光プローブ装置。

40

【請求項 12】

請求項 3 ないし 6 のいずれか 1 つに記載の光プローブ装置のバルーン制御方法であって、

前記先端バルーン膨張手段による前記第 1 先端バルーン及び前記第 2 先端バルーンの膨張を制御する先端側膨張制御ステップと、

前記基端バルーン膨張手段による前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンの膨張を制御する基端側膨張制御ステップと、

50

前記バルーン移動手段による前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンの移動を制御する移動制御ステップと、

を備えたことを特徴とする光プローブ装置のバルーン制御方法。

【請求項 1 3】

前記移動制御ステップは前記先端側膨張制御ステップによる前記第 1 先端バルーン及び前記第 2 先端バルーンの膨張制御後に前記バルーン移動手段を制御して前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンを前記挿入部の長手軸方向に移動し、この移動制御後に前記基端側膨張制御ステップは前記基端バルーン膨張手段を制御して前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンを膨張させることを特徴とする請求項 1 2 に記載の光プローブ装置のバルーン制御方法。

10

【請求項 1 4】

前記移動制御ステップは前記基端側膨張制御ステップによる前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンの膨張制御後に前記バルーン移動手段を制御して前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンを前記挿入部の長手軸の基端方向に移動させることを特徴とする請求項 1 3 に記載の光プローブ装置のバルーン制御方法。

【請求項 1 5】

前記先端側膨張制御ステップ及び前記基端側膨張制御ステップは、前記先端バルーン膨張手段及び前記基端バルーン膨張手段を制御し、前記第 1 先端バルーン、前記第 2 先端バルーン、前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンのそれぞれを膨張させ前記管腔臓器の内壁に当接させることを特徴とする請求項 1 4 に記載の光プローブ装置のバルーン制御方法。

20

【請求項 1 6】

前記先端側膨張制御ステップは前記先端バルーン膨張手段により前記第 1 先端バルーンと前記第 2 先端バルーンとのうち一方を他方より大きく膨張させ前記管腔臓器の内壁に当接させ、前記基端側膨張制御ステップは前記先端側膨張制御手段がより大きく膨張させた前記第 1 先端バルーンあるいは前記第 2 先端バルーンが配置された側の前記第 1 基端バルーンと前記第 2 基端バルーンとのうち一方を他方より大きく膨張させ前記管腔臓器の内壁に当接させることを特徴とする請求項 1 5 に記載の光プローブ装置のバルーン制御方法。

【請求項 1 7】

前記移動制御ステップは前記先端側膨張制御ステップによる前記第 1 先端バルーン及び前記第 2 先端バルーンの膨張制御後に前記バルーン移動手段により前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンを前記プローブ挿入部の長手軸方向に移動し、この移動制御後に前記基端側膨張制御ステップは前記基端バルーン膨張手段により前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンを膨張させることを特徴とする請求項 1 2 ないし 1 6 のいずれか 1 つに記載の光プローブ装置のバルーン制御方法。

30

【請求項 1 8】

前記移動制御ステップは前記基端側膨張制御手段による前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンの膨張制御後に前記バルーン移動手段により前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンを前記プローブ挿入部の長手軸の基端方向に移動させることを特徴とする請求項 1 7 に記載の光プローブ装置のバルーン制御方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光プローブ装置及びそのバルーン制御方法に係り、特に光プローブの先端に設けられた複数のバルーンの膨張制御に特徴のある光プローブ装置及びそのバルーン制御方法に関する。

【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、

50

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なうことが可能となっている。

【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（特許文献1）。

【0004】

このOCT計測は、測定光および反射光と参照光との光路長が一致したときに干渉光が検出されることを利用した計測方法である。すなわちこの方法において、光源から射出された低コヒーレンス光は測定光と参照光とに分割され、測定光は測定対象に照射され、測定対象からの反射光が合波手段に導かれる。一方、参照光は、測定対象内の測定深さを変更するために、光路長の変更が施された後に合波手段に導かれる。そして、合波手段により反射光と参照光とが合波され、合波されたことによる干渉光がヘテロダイン検波等により測定される。

【0005】

上記OCT装置においては、参照光の光路長を変更することにより、測定対象に対する測定位置（測定深さ）を変更し断層画像を取得するようになっており、この手法は一般にTD-OCT（Time domain OCT）計測と称されている。

【0006】

他方、参照光の光路長の変更を行うことなく高速に断層画像を取得する装置として、SD-OCT（Spectral Domain OCT）計測あるいはSS-OCT（Swept source OCT）計測による光断層画像化装置が提案されている。

【0007】

上述した断層画像においては、照射位置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2次元あるいは3次元的光断層画像を取得することができる。

【0008】

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10μm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反射光を導光し、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。

【0009】

従来のOCT装置では、OCTプローブが略円筒形状であるので、生体組織と一定距離等して観察するようなことが困難となる。つまり、シースの外表面を生体組織の表面に当てて観察することはできるが、その状態よりも生体組織表面から離れた位置に保持して、観察することが困難である。そこで、光プローブを生体組織と一定距離等に位置決めして観察することができる技術が提案されている（特許文献2）。

【特許文献1】特開平6-165784号公報

【特許文献2】特開2002-263055号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、光プローブの先端部を体腔内の測定対象部位に押し付けて走査をした場合、例えば測定対象部位を大腸側壁とした場合、大腸のピットパターン（粘膜微細構造）の形状を侵襲するため観察が困難となる。一方、光プローブを大腸側壁と一定距離等に位置決めして観察する場合、光プローブと大腸側壁表面との位置関係が一定距離でフリー状態となり、大腸のひだ形状や蠕動運動により安定した観察が難しく、大腸のひだを伸ばしつつ光プローブと大腸側壁表面とを安定した位置関係で保つことのできる構造が必要とな

10

20

30

40

50

る。

【 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、光プローブと体腔組織表面とを安定した位置関係に保つと共に、最適に体腔組織内のピットパターン（粘膜微細構造）を観察することのできる光プローブ装置及びそのバルーン制御方法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 に記載の光プローブ装置は、細長の略円筒形状のプローブ挿入部の先端側面に設けられ、測定光を体腔内の管腔臓器の測定対象に照射し前記測定対象からの前記測定光の反射光を入射する光開口部を有する光プローブと、前記光開口部より先端側の位置、及び前記光開口部より基端側の位置に、前記光開口部と前記管腔臓器の組織表面との間隙を保つと共に、前記組織表面のひだ構造を引き伸ばすひだ伸ばし手段と、を備えて構成される。

10

【 0 0 1 3 】

請求項 1 に記載の光プローブ装置では、前記ひだ伸ばし手段が前記光開口部より先端側の位置、及び前記光開口部より基端側の位置に設けられ、前記光開口部と前記管腔臓器の組織表面との間隙を保つと共に、前記組織表面のひだ構造を引き伸ばすことで、光プローブと体腔組織表面とを安定した位置関係に保つと共に、最適に体腔組織内のピットパターン（粘膜微細構造）を観察することができる。

20

【 0 0 1 4 】

また、請求項 2 に記載の光プローブ装置は、細長の略円筒形状のプローブ挿入部の先端側面に設けられ、測定光を体腔内の管腔臓器の測定対象に照射し、前記測定対象からの前記測定光の反射光を入射する光開口部を有する光プローブと、前記光プローブを挿通させる処置具チャンネルを内視鏡挿入部の内部に有する体腔内を撮像する内視鏡と、前記光開口部より先端側の前記プローブ挿入部、及び前記内視鏡挿入部の先端に、前記光開口部と前記管腔臓器の組織表面との間隙を保つと共に、前記組織表面のひだ構造を引き伸ばすひだ伸ばし手段と、を備えて構成される。

【 0 0 1 5 】

請求項 2 に記載の光プローブ装置では、前記ひだ伸ばし手段が前記光開口部より先端側の前記プローブ挿入部、及び前記内視鏡挿入部の先端に設けられ、前記光開口部と前記管腔臓器の組織表面との間隙を保つと共に、前記組織表面のひだ構造を引き伸ばすことで、光プローブと体腔組織表面とを安定した位置関係に保つと共に、最適に体腔組織内のピットパターン（粘膜微細構造）を観察することができる。

30

【 0 0 1 6 】

請求項 3 に記載の光プローブ装置は、請求項 1 に記載の光プローブ装置であって、前記ひだ伸ばし手段は、前記光開口部より先端側に位置した、前記先端側面の第 1 側面先端位置に設けられた第 1 先端バルーンと、前記第 1 側面先端位置と前記プローブ挿入部の径方向に対向した前記先端側面の第 2 側面先端位置に設けられた第 2 先端バルーンと、前記第 1 先端バルーン及び前記第 2 先端バルーンを膨張させる先端バルーン膨張手段と、前記光開口部より基端側に位置し前記第 1 側面先端位置側であって、前記プローブ挿入部側面の第 1 側面基端位置に設けられた第 1 基端バルーンと、前記第 1 側面基端位置と前記プローブ挿入部の径方向の対向した前記プローブ挿入部側面の第 2 側面基端位置に設けられた第 2 基端バルーンと、前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンを膨張させる基端バルーン膨張手段と、前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンを前記プローブ挿入部の長手軸方向に移動するバルーン移動手段と、から構成することができる。

40

【 0 0 1 7 】

請求項 4 に記載の光プローブ装置は、請求項 2 に記載の光プローブ装置であって、前記ひだ伸ばし手段は、前記光開口部より先端側に位置した、前記先端側面の第 1 側面先端位置に設けられた第 1 先端バルーンと、前記第 1 側面先端位置と前記プローブ挿入部の径方

50

向に対向した前記先端側面の第2側面先端位置に設けられた第2先端バルーンと、前記第1先端バルーン及び前記第2先端バルーンを膨張させる先端バルーン膨張手段と、前記第1側面先端位置側であって前記内視鏡挿入部の先端側面の第1側面基端位置に設けられた第1基端バルーンと、前記第1側面基端位置と前記内視鏡挿入部の径方向の対向した前記内視鏡挿入部側面の第2側面基端位置に設けられた第2基端バルーンと、前記第1基端バルーン及び前記第2基端バルーンを膨張させる基端バルーン膨張手段と、前記第1基端バルーン及び前記第2基端バルーンを前記処置具チャンネルへの挿通時の前記プローブ挿入部の長手軸方向に移動するバルーン移動手段と、から構成することができる。

【0018】

請求項5に記載の光プローブ装置は、請求項3または4に記載の光プローブ装置であって、前記バルーン移動手段による前記第1基端バルーン及び前記第2基端バルーンの移動を規制する移動規制手段を備えて構成することができる。

10

【0019】

請求項6に記載の光プローブ装置は、請求項3ないし5のいずれか1つに記載の光プローブ装置において、前記第1先端バルーン、前記第2先端バルーン、前記第1基端バルーン及び前記第2基端バルーンの各バルーンは天然ゴムからなることが好ましい。

【0020】

請求項7に記載の光プローブ装置は、請求項3ないし6のいずれか1つに記載の光プローブ装置であって、前記先端バルーン膨張手段による前記第1先端バルーン及び前記第2先端バルーンの膨張を制御する先端側膨張制御手段と、前記基端バルーン膨張手段による前記第1基端バルーン及び前記第2基端バルーンの膨張を制御する基端側膨張制御手段と、前記バルーン移動手段による前記第1基端バルーン及び前記第2基端バルーンの移動を制御する移動制御手段と、をさらに備えることができる。

20

【0021】

請求項8に記載の光プローブ装置は、請求項7に記載の光プローブ装置であって、前記先端側膨張制御手段及び前記基端側膨張制御手段は、前記先端バルーン膨張手段及び前記基端バルーン膨張手段を制御し、前記第1先端バルーン、前記第2先端バルーン、前記第1基端バルーン及び前記第2基端バルーンのそれぞれを膨張させ前記管腔臓器の内壁に当接させるように構成することができる。

【0022】

請求項9に記載の光プローブ装置は、請求項8に記載の光プローブ装置であって、前記先端側膨張制御手段は、前記先端バルーン膨張手段を制御し、前記第1先端バルーンと前記第2先端バルーンとのうち一方を他方より大きく膨張させ前記管腔臓器の内壁に当接させ、前記基端側膨張制御手段は、前記基端バルーン膨張手段を制御し、前記先端側膨張制御手段がより大きく膨張させた前記第1先端バルーンあるいは前記第2先端バルーンが配置された側の前記第1基端バルーンと前記第2基端バルーンとのうち一方を他方より大きく膨張させ前記管腔臓器の内壁に当接させるように構成することができる。

30

【0023】

請求項10に記載の光プローブ装置は、請求項7ないし9のいずれか1つに記載の光プローブ装置であって、前記移動制御手段は前記先端側膨張制御手段による前記第1先端バルーン及び前記第2先端バルーンの膨張制御後に前記バルーン移動手段を制御して前記第1基端バルーン及び前記第2基端バルーンを前記プローブ挿入部の長手軸方向に移動し、この移動制御後に前記基端側膨張制御手段は前記基端バルーン膨張手段を制御して前記第1基端バルーン及び前記第2基端バルーンを膨張させるように構成することができる。

40

【0024】

請求項11に記載の光プローブ装置は、請求項10に記載の光プローブ装置であって、前記移動制御手段は前記基端側膨張制御手段による前記第1基端バルーン及び前記第2基端バルーンの膨張制御後に前記バルーン移動手段を制御して前記第1基端バルーン及び前記第2基端バルーンを前記プローブ挿入部の長手軸の基端方向に移動させるように構成することができる。

50

【 0 0 2 5 】

請求項 1 2 に記載の光プローブ装置のバルーン制御方法は、請求項 3 ないし 6 のいずれか 1 つに記載の光プローブ装置のバルーン制御方法であって、前記先端バルーン膨張手段による前記第 1 先端バルーン及び前記第 2 先端バルーンの膨張を制御する先端側膨張制御ステップと、前記基端バルーン膨張手段による前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンの膨張を制御する基端側膨張制御ステップと、前記バルーン移動手段による前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンの移動を制御する移動制御ステップと、
を備えて構成される。

【 0 0 2 6 】

請求項 1 2 に記載の光プローブ装置のバルーン制御方法では、前記先端側膨張制御ステップにて前記第 1 先端バルーン及び前記第 2 先端バルーンの膨張を制御し、前記基端側膨張制御ステップにて前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンの膨張を制御し、前記移動制御ステップにて前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンの移動を制御することで、光プローブと体腔組織表面とを安定した位置関係に保つと共に、最適に体腔組織内のピットパターン（粘膜微細構造）を観察することができる。

【 0 0 2 7 】

請求項 1 3 に記載の光プローブ装置のバルーン制御方法は、請求項 1 2 に記載の光プローブ装置のバルーン制御方法であって、前記移動制御ステップは前記先端側膨張制御ステップによる前記第 1 先端バルーン及び前記第 2 先端バルーンの膨張制御後に前記バルーン移動手段を制御して前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンを前記挿入部の長手軸方向に移動し、この移動制御後に前記基端側膨張制御ステップは前記基端バルーン膨張手段を制御して前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンを膨張させるように構成することができる。

【 0 0 2 8 】

請求項 1 4 に記載の光プローブ装置のバルーン制御方法は、請求項 1 3 に記載の光プローブ装置のバルーン制御方法であって、前記移動制御ステップは前記基端側膨張制御ステップによる前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンの膨張制御後に前記バルーン移動手段を制御して前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンを前記挿入部の長手軸の基端方向に移動させるように構成することができる。

【 0 0 2 9 】

請求項 1 5 に記載の光プローブ装置のバルーン制御方法は、請求項 1 4 に記載の光プローブ装置のバルーン制御方法であって、前記先端側膨張制御ステップ及び前記基端側膨張制御ステップは、前記先端バルーン膨張手段及び前記基端バルーン膨張手段を制御し、前記第 1 先端バルーン、前記第 2 先端バルーン、前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンのそれぞれを膨張させ前記管腔臓器の内壁に当接させるように構成することができる。

【 0 0 3 0 】

請求項 1 6 に記載の光プローブ装置のバルーン制御方法は、請求項 1 5 に記載の光プローブ装置のバルーン制御方法であって、前記先端側膨張制御ステップは前記先端バルーン膨張手段により前記第 1 先端バルーンと前記第 2 先端バルーンとのうち一方を他方より大きく膨張させ前記管腔臓器の内壁に当接させ、前記基端側膨張制御ステップは前記先端側膨張制御手段がより大きく膨張させた前記第 1 先端バルーンあるいは前記第 2 先端バルーンが配置された側の前記第 1 基端バルーンと前記第 2 基端バルーンとのうち一方を他方より大きく膨張させ前記管腔臓器の内壁に当接させるように構成することができる。

【 0 0 3 1 】

請求項 1 7 に記載の光プローブ装置のバルーン制御方法は、請求項 1 2 ないし 1 6 のいずれか 1 つに記載の光プローブ装置のバルーン制御方法であって、前記移動制御ステップは前記先端側膨張制御ステップによる前記第 1 先端バルーン及び前記第 2 先端バルーンの膨張制御後に前記バルーン移動手段により前記第 1 基端バルーン及び前記第 2 基端バルーンを前記プローブ挿入部の長手軸方向に移動し、この移動制御後に前記基端側膨張制御ス

10

20

30

40

50

テップは前記基端バルーン膨張手段により前記第１基端バルーン及び前記第２基端バルーンを膨張させるように構成することができる。

【００３２】

請求項１８に記載の光プローブ装置のバルーン制御方法は、請求項１７に記載の光プローブ装置のバルーン制御方法であって、前記移動制御ステップは前記基端側膨張制御手段による前記第１基端バルーン及び前記第２基端バルーンの膨張制御後に前記バルーン移動手段により前記第１基端バルーン及び前記第２基端バルーンを前記プローブ挿入部の長手軸の基端方向に移動させるように構成することができる。

【発明の効果】

【００３３】

10

以上説明したように、本発明によれば、光プローブと体腔組織表面とを安定した位置関係に保つと共に、最適に体腔組織内のピットパターン（粘膜微細構造）を観察することができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【００３４】

以下に、添付図面を参照して、本発明を実施するための最良の形態について説明する。

【００３５】

第１の実施形態：

図１は第１の実施形態に係る画像診断装置１０を示す外觀図の一例である。図１に示すように、本実施形態の光プローブ装置としての画像診断装置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。

20

【００３６】

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。

【００３７】

手元操作部１１２には、ユニバーサルケーブル１１６が接続され、ユニバーサルケーブル１１６の先端にＬＧコネクタ１２０が設けられる。このＬＧコネクタ１２０を光源装置３００に着脱自在に連結することによって、挿入部１１４の先端部に配設された照明光学系１５２に照明光が送られる。また、ＬＧコネクタ１２０には、ユニバーサルケーブル１１６を介して電気コネクタ１１０が接続され、電気コネクタ１１０が内視鏡プロセッサ２００に着脱自在に連結される。これにより、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。

30

【００３８】

また、手元操作部１１２には、送気・送水ボタン１２６、吸引ボタン１２８、シャッターボタン１３０、機能切替ボタン１３２、一対のアングルノブ１３４、一対のロックレバー１３６が設けられているが、これらの部材についての説明は省略する。

40

【００３９】

さらに、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。本実施形態に係る画像診断装置１０では、光プローブとしてのＯＣＴプローブ６００を鉗子挿入部１３８から挿入することによって、ＯＣＴプローブ６００を鉗子口１５６から導出する。

【００４０】

ＯＣＴプローブ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プローブ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。

50

【 0 0 4 1 】

一方、内視鏡 1 0 0 の挿入部 1 1 4 は、手元操作部 1 1 2 側から順に、軟性部 1 4 0、湾曲部 1 4 2、先端部 1 4 4 で構成されている。先端部 1 4 4 には、観察光学系 1 5 0、照明光学系 1 5 2、送気・送水ノズル 1 5 4、鉗子口 1 5 6 等が設けられる。なお、送気・送水ノズル 1 5 4 についての説明は省略する。

【 0 0 4 2 】

観察光学系 1 5 0 は、先端部 1 4 4 の先端面に配設されており、この観察光学系 1 5 0 の奥に固体撮像素子である後述する C C D 1 4 0 が配設される。C C D 1 4 0 の基板には、信号ケーブル（不図示）が接続され、この信号ケーブルが挿入部 1 1 4、手元操作部 1 1 2、ユニバーサルケーブル 1 1 6 等に挿通されて電気コネクタ 1 1 0 まで延設され、内視鏡プロセッサ 2 0 0 に接続される。したがって、観察光学系 1 5 0 で取り込まれた観察像は C C D 1 4 0 の受光面に結像されて電気信号に変換され、この電気信号が内視鏡プロセッサ 2 0 0 に出力され、映像信号に変換される。これにより、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 に観察画像が表示される。

【 0 0 4 3 】

照明光学系 1 5 2 は、観察光学系 1 5 0 に隣接して設けられており、必要に応じて観察光学系 1 5 0 の両側に配置される。照明光学系 1 5 2 の奥には、ライトガイド（不図示）の出射端が配設され、このライトガイドが挿入部 1 1 4、手元操作部 1 1 2、ユニバーサルケーブル 1 1 6 に挿通され、ライトガイドの入射端が L G コネクタ 1 2 0 内に配置される。したがって、L G コネクタ 1 2 0 を光源装置 3 0 0 に連結することによって、光源装置 3 0 0 から照射された照明光がライトガイドを介して照明光学系 1 5 2 に伝送され、照明光学系 1 5 2 から前方の観察範囲に照射される。

【 0 0 4 4 】

鉗子口 1 5 6 には、チューブ状の処置具チャンネルとしての鉗子チャンネル（不図示）が接続される。鉗子チャンネルは挿入部 1 1 4 の内部に挿通された後、分岐され、一方が手元操作部 1 1 2 の鉗子挿入部 1 3 8 に連通され、他方が手元操作部 1 1 2 内の吸引バルブ（不図示）に接続される。吸引バルブは、吸引ボタン 1 2 8 によって操作され、これによって鉗子口 1 5 6 から病变部等を吸引することができる。

【 0 0 4 5 】

上記の如く構成された先端部 1 4 4 の基端側には湾曲部 1 4 2 が設けられる。湾曲部 1 4 2 は、手元操作部 1 1 2 のアングルノブ 1 3 4、1 3 4 を回転することによって遠隔的に湾曲するように構成される。

【 0 0 4 6 】

湾曲部 1 4 2 の基端側には軟性部 1 4 0 が設けられる。軟性部 1 4 0 は、可撓性を有しており、たとえば金属製の網管から成る心材に、樹脂などの被覆を被せることによって構成される。

【 0 0 4 7 】

図 2 は図 1 の内視鏡、内視鏡プロセッサ、及び光源装置の内部構成を示すブロック図の一例である。

【 0 0 4 8 】

図 2 に示すように、内視鏡プロセッサ 2 0 0 は、主として中央処理装置（C P U）2 1 0、アナログ・フロント・エンド（A F E）2 2 0、画像入力コントローラ 2 2 2、画像処理部 2 2 4、画像入力インターフェース部 2 2 6、位置検出部 2 2 8、画像合成部 2 3 0、C C D ドライバ 2 4 0、タイミングジェネレータ（T G）2 4 2、キャラクタジェネレータ（C G）2 4 4、メモリ 2 4 6、ビデオ出力部 2 4 8、音声処理部 2 5 0、スピーカ 2 5 2、操作部 2 5 4、及び通信インターフェース部 2 5 8 から構成されている。

【 0 0 4 9 】

C P U 2 1 0 は、プログラム R O M を内蔵しており、このプログラム R O M には C P U 2 1 0 が実行する制御プログラムのほか、制御に必要な各種データ等が記録されている。C P U 2 1 0 は、操作部 2 5 4 からの撮影の指示等の指示入力に基づきプログラム R O M

10

20

30

40

50

に記録された制御プログラムをメモリ 246 に読み出し、逐次実行することにより各部を制御する。尚、メモリ 246 は、プログラムの実行処理領域として利用されるほか、画像データ等の一時記憶領域、各種作業領域として利用される。

【0050】

内視鏡 100 内の CCD 140 は、TG 242 から CCD ドライバ 240 を介して供給される垂直転送クロック及び水平転送クロックに同期して、各画素に蓄積された電荷を 1 ラインずつシリアルな画像信号として出力する。CPU 210 は、TG 242 を制御して、CCD 140 の駆動を制御する。

【0051】

操作部 254 は、撮影の開始及び終了を指示するスイッチのほか、後述するように画像サーバ 700 との通信の指示入力を行うためのキーボードやマウス等を有している。

10

【0052】

CCD 140 から出力される画像信号は、アナログ信号であり、このアナログの画像信号は、AFE 220 に取り込まれる。AFE 220 は、相関二重サンプリング回路 (CDS)、及び自動ゲインコントロール回路 (AGC)、及び AD 変換器 (ADC) を含んで構成されている。CDS は、画像信号に含まれるノイズの除去を行い、AGC は、ノイズ除去された画像信号を所定のゲインで増幅し、ADC は、アナログの画像信号を所定ビットの階調幅を持ったデジタルの画像信号に変換する。

【0053】

画像入力コントローラ 222 は、所定容量のラインバッファを内蔵しており、AFE 220 から出力された 1 フレーム分の画像信号を蓄積する。この画像入力コントローラ 222 に蓄積された 1 フレーム分の画像信号は、バス 256 を介してメモリ 246 に格納される。

20

【0054】

バス 256 には、上記 CPU 210、メモリ 246、画像入力コントローラ 222 のほか、画像処理部 224、画像入力インターフェース部 226、画像合成部 230、CG 244、ビデオ出力部 248、通信インターフェース部 258 等が接続されており、これらはバス 256 を介して互いに情報を送受信できるようになっている。

【0055】

メモリ 246 に格納された 1 フレーム分の画像信号は、画像処理部 224 に取り込まれ、必要な画像処理が施される。

30

【0056】

また、内視鏡プロセッサ 200 には、画像入力インターフェース部 226 を介して 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。この画像信号は、ビデオ出力部 248 によってモニタ装置 500 用の映像信号に変換され、モニタ装置 500 に出力される。

【0057】

また、CG 244 は、CPU 210 からの指令により警告文字等を発生し、画像合成部 230 に出力し、音声処理部 250 は、CPU 210 からの指令によりピープ音などの警告音や警告音声をスピーカ 252 から発生させる。

40

【0058】

画像合成部 230 は、CG 244 が発生した警告文字等を断層画像や内視鏡画像に重畳するための処理を行い、これによりモニタ装置 500 の画面に警告文字等を表示させる。

【0059】

位置検出部 228 は、内視鏡 100 に備えられた位置センサ 229 の出力信号から、内視鏡の位置 (挿入深さ) を検出する。内視鏡の位置情報は、画像合成部 230 において重畳処理され、内視鏡画像等とともにモニタ装置 500 に表示される。

【0060】

光源装置 300 は、主として白色の光源 310、絞り 330、集光レンズ 340、及び自動光量調整回路 (ALC) 370 から構成されており、可視光をライトガイド 170 に

50

入射させる。

【0061】

光源310としては、例えばハロゲンランプを使用することができる。ハロゲンランプから発せられる白色光は、400nm～1800nmの波長域を有している。

【0062】

ALC370は、CPU210から加えられる撮影画像の明るさ情報に基づいて絞り330を制御し、撮影画像が一定の明るさに維持されるようにライトガイド170に入射させる光量を調整する。これにより、ハレーション等が生じないようにしている。

【0063】

図3は図1のOCTプローブの先端断面を示す断面図であり、図4は図3のOCTプローブの先端側面の構成を示す図である。

10

【0064】

図3に示すように、このOCTプローブ600の挿入部602の先端部は、プローブ外筒620と、キャップ622と、光ファイバ623と、バネ624と、固定部材626と、光学レンズ628とを有している。

【0065】

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、測定光L1および反射光L3が通過する先端側の側面の一部が全周に渡って光を透過する材料(透明な材料)で形成された光開口部650を備えている。

【0066】

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。

20

【0067】

光ファイバ623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、OCTプロセッサ400内の後述する光ファイバFB2から射出された測定光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からの反射光L3を光ファイバFB2まで導波する。

【0068】

ここで、光ファイバ623と光ファイバFB2とは、OCTプローブ600の操作部604に設けられた後述する回転駆動部26内のロータリージョイント(不図示)等で接続されており、光ファイバ623の回転が光ファイバFB2に伝達しない状態で、光学的に接続されている。また、光ファイバ623は、プローブ外筒620に対して回転自在な状態で配置されている。

30

【0069】

バネ624は、光ファイバ623の外周に固定されている。また、光ファイバ623及びバネ624は、回転駆動部26に接続されている。

【0070】

光学レンズ628は、光ファイバ623の先端に配置されており、先端部が、光ファイバ623から射出された測定光L1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。

40

【0071】

光学レンズ628は、光ファイバ623から射出した測定光L1を測定対象Sに対し照射し、測定対象Sからの反射光L3を集光し光ファイバ623に入射する。

【0072】

固定部材626は、光ファイバ623と光学レンズ628との接続部の外周に配置されており、光学レンズ628を光ファイバ623の端部に固定する。ここで、固定部材626による光ファイバ623と光学レンズ628の固定方法は特に限定されず、例えば、接着剤により固定部材626と光ファイバ623及び光学レンズ628を接着させて固定させても、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626は、ジルコ

50

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よい。

【 0 0 7 3 】

また、OCTプローブ600の基端側に設けられた回転駆動部26は、光ファイバ623及びパネ624と接続されており、光ファイバ623及びパネ624を回転させることで、光学レンズ628をプローブ外筒11に対し、矢印R2方向に回転させる。また、回転駆動部26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628の位置情報(角度情報)から測定光L1の照射位置を検出する。つまり、回転している光学レンズ628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。

10

【 0 0 7 4 】

さらに、光ファイバ623、パネ624、固定部材626、及び光学レンズ628は、回転駆動部26の進退機構(不図示)により、プローブ外筒620内部を矢印S1方向(鉗子口方向)、及びS2方向(プローブ外筒620の先端方向)に移動可能に構成されている。

【 0 0 7 5 】

OCTプローブ600は、以上のような構成であり、回転駆動部26により光ファイバ623およびパネ624が、図3中矢印R2方向に回転されることで、光学レンズ628から射出される測定光L1を測定対象Sに対し、矢印R2方向(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。

20

【 0 0 7 6 】

また、プローブ外筒620の光開口部650よりも先端側のプローブ外筒620の側面には、1組の第1先端バルーンとしての先端バルーン651、第2先端バルーンとしての先端バルーン652が設けられている。先端バルーン651は例えば天然ゴムからなり、光開口部650側のプローブ外筒620の側面に設けられる。また、先端バルーン652は例えば天然ゴムからなり、先端バルーン651に対してプローブ外筒620の径方向に対向したプローブ外筒620の側面に設けられる。

【 0 0 7 7 】

一方、プローブ外筒620の光開口部650よりも基端側のプローブ外筒620の側面には、1組の第1基端バルーンとしての基端バルーン653、第2基端バルーンとしての基端バルーン654が設けられている。基端バルーン653は例えば天然ゴムからなり、光開口部650側のプローブ外筒620の側面に設けられる。また、基端バルーン654は例えば天然ゴムからなり、先端バルーン651に対してプローブ外筒620の径方向に対向したプローブ外筒620の側面に設けられる。

30

【 0 0 7 8 】

この1組の基端バルーン653、654は、プローブ外筒620を長手軸方向に進退可能な移動部材655に固定されており、例えばOCTプロセッサ400に連結されている可撓性の棒部材656により移動部材655を進退移動させることで、基端バルーン653、654がプローブ外筒620の長手軸方向に進退するようになっている。なお、棒部材656の基端は、後述するように、OCTプロセッサ400の進退駆動部671(図6参照、後述)に接続されている。

40

【 0 0 7 9 】

バルーン移動手段は、移動部材655、棒部材656及び進退駆動部671により構成される。

【 0 0 8 0 】

また、この移動部材655は、プローブ外筒620の内部に設けられ、外筒壁に埋め込まれ径方向に移動可能な移動規制手段としての複数の規制部材657により進退移動が規制されるようになっている。詳細には、各規制部材657は、ひだを伸ばしたまたは伸ばそうとするひだの反力に抗うためのものであり、棒部材656により移動部材655を移動させる場合には、移動部材655の範囲では外筒壁に沈み込み、移動部材655が移動

50

した範囲では外筒壁から突出し、この突出した規制部材 6 5 7 が棒部材 6 5 6 による移動部材 6 5 5 への作用力が働かない状態においては、移動部材 6 5 5 のプローブ外筒 6 2 0 の長手軸先端方向への移動を規制するように構成されている。

【 0 0 8 1 】

これら先端バルーン 6 5 1、6 5 2 及び基端バルーン 6 5 3、6 5 4、移動部材 6 5 5、棒部材 6 5 6、規制部材 6 5 7、進退駆動部 6 7 1 及び送気 / 吸気部 6 7 2 は、ひだ伸ばし手段を構成する。

【 0 0 8 2 】

図 4 に示すように、前記の先端バルーン 6 5 1、6 5 2 及び基端バルーン 6 5 3、6 5 4 は、プローブ外筒 6 2 0 の側面にプローブ外筒 6 2 0 の長手軸に沿って配置された送気 / 吸気管路 6 6 1、6 6 2、6 6 3、6 6 4 に接続されている。そして、先端バルーン 6 5 1、6 5 2 及び基端バルーン 6 5 3、6 5 4 は、これらの送気 / 吸気管路 6 6 1、6 6 2、6 6 3、6 6 4 を介してそれぞれ独立して送気 / 吸気を行うことで、それぞれを任意の体積に膨張したり収縮したりすることが可能となっている。なお、送気 / 吸気管路 6 6 1、6 6 2、6 6 3、6 6 4 の各基端は、後述するように、OCT プロセッサ 4 0 0 の送気 / 吸気部 6 7 2 (図 6 参照、後述) に接続されている。

【 0 0 8 3 】

先端バルーン膨張手段及び基端バルーン膨張手段は、送気 / 吸気部 6 7 2 により構成される。

【 0 0 8 4 】

図 5 は図 1 の内視鏡の鉗子口から導出された OCT プローブを用いて断層画像を得る様子を示す図の一例である。OCT プロセッサ 4 0 0 は、同図に示すように、OCT プローブ 6 0 0 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、断層画像を得るものである。

【 0 0 8 5 】

図 6 は図 1 の OCT プロセッサの内部構成を示すブロック図の一例である。図 6 に示すように、OCT プロセッサ 4 0 0 は、光を射出する光源ユニット 1 2 と、光源ユニット 1 2 から射出された光を測定光と参照光に分岐し、かつ、反射光と参照光を合波して干渉光を生成する分岐合波部 1 4 と、参照光の光路長を調整する光路長調整部 1 8 と、分岐合波部 1 4 で生成された干渉光を干渉信号として検出する干渉光検出部 2 0 と、干渉光検出部 2 0 で検出された干渉信号を処理する処理部 2 2 とを有する。さらに、OCT プロセッサ 4 0 0 は、光源ユニット 1 2 から射出された光を分光する光ファイバカプラ 2 8 と、参照光を検出する検出部 3 0 a と反射光を検出する検出部 3 0 b と、処理部 2 2 への各種条件の入力、設定の変更等を行う操作制御部 3 2 とを有する。また、光の経路として光ファイバを用い、各部に測定光、参照光、反射光等を導光している。

【 0 0 8 6 】

光源ユニット 1 2 は、半導体光増幅器 4 0 と、光分岐器 4 2 と、コリメータレンズ 4 4 と、回折格子素子 4 6 と、光学系 4 8 と、回転多面鏡 5 0 とを有し、周波数を一定の周期で掃引させたレーザ光 L a を光ファイバ F B 1 0 に射出する。

【 0 0 8 7 】

光分岐器 4 2 は、光ファイバ F B 1 0 の光路上に設けられ、光ファイバ F B 1 1 とも接続している。光分岐器 4 2 は、光ファイバ F B 1 0 内を導波する光の一部を光ファイバ F B 1 1 に分岐させる。

【 0 0 8 8 】

コリメータレンズ 4 4 は、光ファイバ F B 1 1 の他端、つまり光ファイバ F B 1 0 と接続していない端部に配置され、光ファイバ F B 1 1 から射出された光を平行光にする。

【 0 0 8 9 】

回折格子素子 4 6 は、コリメータレンズ 4 4 で生成された平行光の光路上に所定角度傾斜して配置されている。回折格子素子 4 6 は、コリメータレンズ 4 4 から射出される平行光を分光する。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 0 】

光学系 4 8 は、回折格子素子 4 6 で分光された光の光路上に配置されている。光学系 4 8 は、複数のレンズで構成されており、回折格子素子 4 6 で分光された光を屈折させ、屈折させた光を平行光にする。

【 0 0 9 1 】

回転多面鏡 5 0 は、光学系 4 8 で生成された平行光の光路上に配置され、平行光を反射する。回転多面鏡 5 0 は、図 6 の R 1 方向に等速で回転する回転体であり、回転軸に垂直な面が正八角形であり、平行光が照射される側面（八角形の各辺を構成する面）が照射された光を反射する反射面で構成されている。回転多面鏡 5 0 は、回転することで、各反射面の角度を光学系 4 8 の光軸に対して変化させる。

10

【 0 0 9 2 】

光ファイバ F B 1 1 から射出された光は、コリメータレンズ 4 4、回折格子素子 4 6、光学系 4 8 を通り、回転多面鏡 5 0 で反射される。反射された光は、光学系 4 8、回折格子素子 4 6、コリメータレンズ 4 4 を通り、光ファイバ F B 1 1 に入射する。

【 0 0 9 3 】

ここで、上述したように、回転多面鏡 5 0 の反射面の角度が光学系 4 8 の光軸に対して変化するため、回転多面鏡 5 0 が光を反射する角度は時間により変化する。このため、回折格子素子 4 6 により分光された光のうち、特定の周波数域の光だけが再び光ファイバ F B 1 1 に入射する。ここで、光ファイバ F B 1 1 に入射する特定の周波数域の光は、光学系 4 8 の光軸と回転多面鏡 5 0 の反射面との角度により決まるため、光ファイバ F B 1 1 に入射する光の周波数域は、光学系 4 8 の光軸と回転多面鏡 5 0 の反射面との角度により変化する。

20

【 0 0 9 4 】

光ファイバ F B 1 1 に入射した特定の周波数域の光は、光分岐器 4 2 から光ファイバ F B 1 0 に入射され、光ファイバ F B 1 0 の光と合波される。これにより、光ファイバ F B 1 0 に導光されるパルス状のレーザ光は、特定の周波数域のレーザ光となり、この特定周波数域のレーザ光 L a が光ファイバ F B 1 に射出される。

【 0 0 9 5 】

ここで、回転多面鏡 5 0 が矢印 R 1 方向に等速で回転しているため、再び光ファイバ F B 1 1 に入射される光の波長 λ は、時間の経過に伴って一定の周期で変化する。これにより、光ファイバ F B 1 に射出されるレーザ光 L a の周波数も、時間の経過に伴った一定の周期で変化する。

30

【 0 0 9 6 】

光源ユニット 1 2 は、このような構成であり、波長掃引されたレーザ光 L a を光ファイバ F B 1 側に射出する。

【 0 0 9 7 】

次に、分岐合波部 1 4 は、例えば 2×2 の光ファイバカプラで構成されており、光ファイバ F B 1、光ファイバ F B 2、光ファイバ F B 3、光ファイバ F B 4 とそれぞれ光学的に接続されている。

【 0 0 9 8 】

分岐合波部 1 4 は、光源ユニット 1 2 から光ファイバ F B 1 を介して入射した光 L a を測定光 L 1 と参照光 L 2 とに分割し、測定光 L 1 を光ファイバ F B 2 に入射させ、参照光 L 2 を光ファイバ F B 3 に入射させる。OCTプローブ 6 0 0 の光ファイバ 6 2 3 と光ファイバ F B 2 とは、OCTプローブ 6 0 0 の基端側に設けられた回転駆動部 2 6 内のロータリージョイント（不図示）等で接続されており、光ファイバ 6 2 3 の回転が光ファイバ F B 2 に伝達しない状態で、光学的に接続されている。したがって、測定光 L 1 は、光ファイバ F B 2 を介して OCTプローブ 6 0 0 の光ファイバ 6 2 3 に導波され、測定対象 S からの反射光 L 3 は、OCTプローブ 6 0 0 の光ファイバ 6 2 3 を介して光ファイバ F B 2 に導波される。

40

【 0 0 9 9 】

50

さらに、参照光 L 2 は光ファイバ F B 3 に入射され、後述する光路長調整部 1 8 により周波数シフトおよび光路長の変更が施された後、光ファイバ F B 3 を戻る。そして、分岐合波部 1 4 に入射した参照光 L 2 は、O C T プローブ 6 0 0 で取得され光ファイバ F B 2 から分岐合波部 1 4 に入射した測定対象 S からの反射光 L 3 と合波され、光ファイバ F B 4 に射出する。

【 0 1 0 0 】

光路長調整部 1 8 は、光ファイバ F B 3 の参照光 L 2 の射出側（つまり、光ファイバ F B 3 の分岐合波部 1 4 とは反対側の端部）に配置されている。

【 0 1 0 1 】

光路長調整部 1 8 は、光ファイバ F B 3 から射出された光を平行光にする第 1 光学レンズ 6 4 と、第 1 光学レンズ 6 4 で平行光にされた光を集光する第 2 光学レンズ 6 6 と、第 2 光学レンズ 6 6 で集光された光を反射する反射ミラー 6 8 と、第 2 光学レンズ 6 6 及び反射ミラー 6 8 を支持する基台 7 0 と、基台 7 0 を光軸方向に平行な方向に移動させるミラー移動機構 7 2 とを有し、第 1 光学レンズ 6 4 と第 2 光学レンズ 6 6 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。

10

【 0 1 0 2 】

第 1 光学レンズ 6 4 は、光ファイバ F B 3 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 6 8 で反射された参照光 L 2 を光ファイバ F B 3 のコアに集光する。

【 0 1 0 3 】

第 2 光学レンズ 6 6 は、第 1 光学レンズ 6 4 により平行光にされた参照光 L 2 を反射ミラー 6 8 上に集光するとともに、反射ミラー 6 8 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 6 4 と第 2 光学レンズ 6 6 とにより共焦点光学系が形成されている。

20

【 0 1 0 4 】

また、反射ミラー 6 8 は、第 2 光学レンズ 6 6 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 6 6 で集光された参照光 L 2 を反射する。

【 0 1 0 5 】

これにより、光ファイバ F B 3 から射出した参照光 L 2 は、第 1 光学レンズ 6 4 により平行光になり、第 2 光学レンズ 6 6 により反射ミラー 6 8 上に集光される。その後、反射ミラー 6 8 により反射された参照光 L 2 は、第 2 光学レンズ 6 6 により平行光になり、第 1 光学レンズ 6 4 により光ファイバ F B 3 のコアに集光される。

30

【 0 1 0 6 】

また、基台 7 0 は、第 2 光学レンズ 6 6 と反射ミラー 6 8 とを固定し、ミラー移動機構 7 2 は、基台 7 0 を第 1 光学レンズ 6 4 の光軸方向（図 4 矢印 A 方向）に移動させる。ミラー移動機構 7 2 で、基台 7 0 を矢印 A 方向に移動させることで、第 1 光学レンズ 6 4 と第 2 光学レンズ 6 6 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 1 0 7 】

干渉光検出部 2 0 は、光ファイバ F B 4 と接続されており、分岐合波部 1 4 で参照光 L 2 と反射光 L 3 とを合波して生成された干渉光 L 4 を干渉信号として検出する。

40

【 0 1 0 8 】

ここで、O C T プロセッサ 4 0 0 は、光ファイバ F B 1 から光ファイバ F B 5 にレーザ光 L a を分岐する光ファイバカプラ 2 8 と、光ファイバカプラ 2 8 から分岐させた光ファイバ F B 5 に設けられ、分岐されたレーザ光 L a の光強度を検出する検出部 3 0 a と、光ファイバ F B 4 の光路上に干渉光 L 4 の光強度を検出する検出部 3 0 b とを有する。干渉光検出部 2 0 は、検出部 3 0 a 及び検出部 3 0 b の検出結果に基づいて、光ファイバ F B 4 から検出する干渉光 L 4 の光強度のバランスを調整する。

【 0 1 0 9 】

処理部 2 2 は、干渉光検出部 2 0 で検出した干渉信号から、測定位置における O C T プ

50

プローブ 600 の測定領域を検出し、さらに、干渉光検出部 20 で検出した干渉信号から、断層画像を取得する。

【0110】

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術者の指示に基づいて、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。

【0111】

また、操作制御部 32 は、入力手段から入力された術者の指示に基づいて、棒部材 656 の基端を接続する進退駆動部 671 及び送気 / 吸気管路 661, 662, 663, 664 の各基端を接続する送気 / 吸気部 672 を制御するようになっている。

10

【0112】

先端側膨張制御手段、基端側膨張制御手段及び移動制御手段は、操作制御部 32 により構成される。

【0113】

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 は、光源ユニット 12、回転駆動部 26、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えるように構成してもよい。

【0114】

20

また、上述した OCT プロセッサ 400 は、SS - OCT (Swept source OCT) 計測法を利用したものであるが、これに限らず、OCT 計測法として、TD - OCT (Time domain OCT) 計測あるいは SD - OCT (Spectral Domain OCT) の計測法でもよい。

【0115】

このように構成された本実施形態の作用について図 7 のフローチャートを用いて説明する。図 7 は図 1 の画像診断装置の作用を説明するフローチャートである。

【0116】

図 7 に示すように、画像診断装置 10 は、術者により電源が投入され内視鏡 100 が体腔内に挿入されると、内視鏡プロセッサ 200 による内視鏡検査を開始する (ステップ S1)。

30

【0117】

そして、画像診断装置 10 は、内視鏡検査中に術者により OCT 計測の実施指示がなされたかどうか判断する (ステップ S2)。OCT 計測の実施指示は、術者が患部の光断層画像を取得するために、OCT プロセッサ 400 の操作制御部 32 により行われる。

【0118】

OCT 計測の実施指示がなされると、画像診断装置 10 は、術者が OCT プローブ 600 を内視鏡 100 の鉗子挿入部 138 から挿入し、鉗子チャンネルを介して鉗子口 156 から OCT プローブ 600 の先端を突出させ、体腔内の測定対象 S への OCT プローブ 600 の先端のアプローチの操作制御部 32 からの完了指示を待つ (ステップ S3)。この完了指示を入力すると、画像診断装置 10 は、OCT プロセッサ 400 の操作制御部 32 に対して、バルーン制御の開始を指示する。

40

【0119】

図 8 ないし図 11 は図 7 の処理における内視鏡の挿入部が挿入困難な狭い臓器管路でのバルーン制御を説明するための図である。

【0120】

以下のバルーン制御は、図 8 に示すように、一例として内視鏡 100 の挿入部 114 (図 1 参照) が挿入困難で、OCT プローブ 600 のみが挿入可能な、例えば胆管あるいは膵管等の管路の狭い臓器管路 800 を例に説明する。

【0121】

このような狭い臓器管路の OCT プローブ 600 アプローチでは、術者は内視鏡 100

50

の挿入部 1 1 4 を十二指腸に挿入し、鉗子口 1 5 6 から突出させた OCT プロブ 6 0 0 を胆管あるいは膵管等に挿入し、例えば予め撮像した X 線 CT 画像に基づいて測定対象 S に光開口部 6 5 0 を接近させることにより行われる。

【 0 1 2 2 】

このバルーン制御では、操作制御部 3 2 は、まず、図 9 に示すように、送気 / 吸気部 6 7 2 を制御し、先端バルーン 6 5 1 を臓器管路 8 0 0 の内壁と所定の距離を保つように膨張させて内壁に当接させると共に、先端バルーン 6 5 2 を先端バルーン 6 5 1 と略同体積に膨張させ、先端バルーン 6 5 2 を臓器管路 8 0 0 の内壁に当接させる（ステップ S 4 ）。

【 0 1 2 3 】

そして、操作制御部 3 2 は、進退駆動部 6 7 1 を制御し、棒部材 6 5 6 を駆動することで移動部材 6 5 5 を OCT プロブ 6 0 0 の長手軸方向に所定量 ΔD （図 9 参照）進退移動し、基端バルーン 6 5 3、6 5 4 の位置決めを行う（ステップ S 5）。この位置決めは、例えば予め撮像した X 線 CT 画像に基づいて測定対象 S 周辺の臓器管路 8 0 0 内のひだの形状 / 大きさにより決定される。なお、位置決めされた移動部材 6 5 5 は、規制部材 6 5 7 によりその位置が保持される。

【 0 1 2 4 】

位置決めが完了すると、操作制御部 3 2 は、図 1 0 に示すように、送気 / 吸気部 6 7 2 を制御し、基端バルーン 6 5 3 を臓器管路 8 0 0 の内壁と所定の距離を保つように膨張させて内壁に当接させると共に、基端バルーン 6 5 4 を基端バルーン 6 5 3 と略同体積に膨張させ、基端バルーン 6 5 4 を臓器管路 8 0 0 の内壁に当接させる（ステップ S 6）。

【 0 1 2 5 】

つぎに、操作制御部 3 2 は、図 1 1 に示すように、基端バルーン 6 5 3、6 5 4 を臓器管路 8 0 0 の内壁に当接させた状態で、進退駆動部 6 7 1 を制御し、棒部材 6 5 6 を駆動することで移動部材 6 5 5 を OCT プロブ 6 0 0 の長手軸基端方向にさらに所定量 δd 移動し、臓器管路 8 0 0 内のひだを伸ばす（ステップ S 7）。この長手軸基端方向に移動する所定量 δd は、例えば予め撮像した X 線 CT 画像に基づいて測定対象 S 周辺の臓器管路 8 0 0 内のひだの形状 / 大きさ及び位置により決定される。なお、長手軸基端方向に所定量 $\Delta D + \delta d$ 移動した移動部材 6 5 5 は、規制部材 6 5 7 によりその位置が保持される。

【 0 1 2 6 】

このように操作制御部 3 2 によるバルーン制御が完了すると、操作制御部 3 2 は、OCT プロセッサ 4 0 0 の各部を制御し、OCT 計測を開始し、測定対象 S の光断層画像を取得し（ステップ S 8）、光断層画像をモニタ装置 5 0 0 に表示する（ステップ S 9）。

【 0 1 2 7 】

そして、上記ステップ S 2 ~ ステップ S 9 の処理を内視鏡検査が終了するまで繰り返す（ステップ S 1 0）。

【 0 1 2 8 】

なお、ひだの形状 / 大きさ及び位置に基づいて、最初から基端バルーン 6 5 3、6 5 4 の位置を定めて、先端バルーン 6 5 1、6 5 2 及び基端バルーン 6 5 3、6 5 4 を同時に膨らませてもよい。

【 0 1 2 9 】

このように本実施形態では、先端バルーン 6 5 1 を臓器管路 8 0 0 の内壁と所定の距離を保つように膨張させて内壁に当接させると共に、先端バルーン 6 5 2 を膨張させ先端バルーン 6 5 2 を臓器管路 8 0 0 の内壁に当接させ、さらに基端バルーン 6 5 3 を臓器管路 8 0 0 の内壁と所定の距離を保つように膨張させて内壁に当接させると共に、基端バルーン 6 5 4 を膨張させ基端バルーン 6 5 4 を臓器管路 8 0 0 の内壁に当接させるので、OCT プロブ 6 0 0（の光開口部 6 5 0）と臓器管路 8 0 0 の体腔組織表面とを安定した位置関係に保つことができる。

【 0 1 3 0 】

さらに、本実施形態では、基端バルーン 653、654 を臓器管路 800 の内壁に当接させた状態で、進退駆動部 671 を制御し、棒部材 656 を駆動することで移動部材 655 を OCT プロブ 600 の長手軸基端方向に所定量移動し、臓器管路 800 内のひだを伸ばすので、最適に臓器管路 800 の体腔組織内のピットパターン（粘膜微細構造）を観察する。

【0131】

（変形例）

図 12 は図 7 の処理における内視鏡の挿入部が挿入可能な広い臓器管路でのバルーン制御の変形例を説明するための図である。

【0132】

上記第 1 の実施形態では、内視鏡 100 が挿入困難で、OCT プロブ 600 のみが挿入可能な、例えば胆管あるいは膵管等の管路の狭い臓器管路 800 を例に説明したが、図 12 に示すように、内視鏡 100 の挿入部 114 の挿入が可能な管路の広い大腸等の臓器管路 801 の場合は、操作制御部 32 は、ステップ S4 において、送気 / 吸気部 672 を制御し、先端バルーン 651 を臓器管路 800 の内壁と所定の距離を保つように膨張させて内壁に当接させると共に、先端バルーン 652 を先端バルーン 651 より大きな体積に膨張させ、先端バルーン 652 を臓器管路 800 の内壁に当接させる。

【0133】

また、操作制御部 32 は、ステップ S5 の位置決め後にステップ S6 において、送気 / 吸気部 672 を制御し、基端バルーン 653 を臓器管路 800 の内壁と所定の距離を保つように膨張させて内壁に当接させると共に、基端バルーン 654 を基端バルーン 653 より大きな体積に膨張させ、基端バルーン 654 を臓器管路 800 の内壁に当接させる。

【0134】

さらに、操作制御部 32 は、ステップ S7 において、基端バルーン 653、654 を臓器管路 800 の内壁に当接させた状態で、進退駆動部 671 を制御し、棒部材 656 を駆動することで移動部材 655 を OCT プロブ 600 の長手軸基端方向にさらに所定量 δ 移動し、臓器管路 800 内のひだを伸ばす。その他の作用は上記第 1 の実施形態と同じである。

【0135】

大腸等の臓器管路 801 の場合においても、先端バルーン 652 を先端バルーン 651 より大きな体積に膨張させ、かつ基端バルーン 654 を基端バルーン 653 より大きな体積に膨張させることで、同様な作用・効果を得ることが可能となる。

【0136】

第 2 の実施形態：

第 2 の実施形態は、第 1 の実施形態とほとんど同じであるので、異なる構成のみ説明し、同一の構成には同じ符号を付し説明は省略する。

【0137】

図 13 は第 2 の実施形態に係る内視鏡の挿入部先端に設けた基端バルーンを示す図であり、図 14 は図 13 の基端バルーンを膨張 / 収縮させる送気 / 吸気部及び移動部材を移動させる進退駆動部の配置構成を示す図である。

【0138】

本実施形態では、図 13 に示すように、基端バルーン 653、654、移動部材 655、規制部材 657 は、内視鏡 100 の挿入部 114 の先端部 144 に配置して構成される。

【0139】

また、本実施形態では、図 14 に示すように、進退駆動部 671 及び送気 / 吸気部 672 は内視鏡プロセッサ 200 内に設けられ、バス 256 を介して CPU 210 により制御される。本実施形態では、移動制御手段及び基端側膨張制御手段は、CPU 210 により構成される。その他の構成は第 1 の実施形態と同じである。

【0140】

10

20

30

40

50

本実施形態では、第 1 の実施形態の変形例で説明したように、内視鏡 100 の挿入が可能な管路の広い大腸等の臓器管路 801 の場合は、操作制御部 32 は、図 7 のステップ S4 において、送気 / 吸気部 672 を制御し、先端バルーン 651 を臓器管路 801 の内壁と所定の距離を保つように膨張させて内壁に当接させると共に、先端バルーン 652 を先端バルーン 651 より大きな体積に膨張させ、先端バルーン 652 を臓器管路 801 の内壁に当接させる。

【0141】

また、操作制御部 32 は、図 7 のステップ S5 の位置決め後に図 7 のステップ S6 において、送気 / 吸気部 672 を制御し、基端バルーン 653 を臓器管路 801 の内壁と所定の距離を保つように膨張させて内壁に当接させると共に、基端バルーン 654 を膨張させ、基端バルーン 654 を臓器管路 801 の内壁に当接させる。

10

【0142】

さらに、操作制御部 32 は、図 7 のステップ S7 において、基端バルーン 653、654 を臓器管路 801 の内壁に当接させた状態で、進退駆動部 671 を制御し、棒部材 656 を駆動することで移動部材 655 を内視鏡 100 の挿入部 114 の長手軸基端方向にさらに所定量 δd 移動し、臓器管路 801 内のひだを伸ばす。その他の作用は第 1 の実施形態と同じである。

【0143】

このように本実施の形態でも、第 1 の実施形態の変形例と同様に、大腸等の臓器管路 801 の場合において、OCT プロブ 600 に設けた先端バルーン 652 を膨張させ、かつ内視鏡 100 の挿入部 114 の先端部 144 に設けた基端バルーン 654 を膨張させ、かつ基端バルーン 653、654 を臓器管路 801 の内壁に当接させた状態で、進退駆動部 671 を制御し、棒部材 656 を駆動することで移動部材 655 を内視鏡 100 の挿入部 114 の長手軸基端方向に所定量移動し、臓器管路 800 内のひだを伸ばすので、第 1 の実施形態と同様な作用・効果を得ることが可能となる。

20

【0144】

以上、本発明の光プロブ装置である画像診断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】

30

【0145】

【図 1】第 1 の実施形態に係る画像診断装置 10 を示す外観図

【図 2】図 1 の内視鏡、内視鏡プロセッサ、及び光源装置の内部構成を示すブロック図

【図 3】図 1 の OCT プロブの先端断面を示す断面図

【図 4】図 3 の OCT プロブの先端側面の構成を示す図

【図 5】図 1 の内視鏡の鉗子口から導出された OCT プロブを用いて断層画像を得る様子を示す図

【図 6】図 1 の OCT プロセッサの内部構成を示すブロック図

【図 7】図 1 の画像診断装置の作用を説明するフローチャート

【図 8】図 7 の処理における内視鏡の挿入部が挿入困難な狭い臓器管路でのバルーン制御を説明するための第 1 の図

40

【図 9】図 7 の処理における内視鏡の挿入部が挿入困難な狭い臓器管路でのバルーン制御を説明するための第 2 の図

【図 10】図 7 の処理における内視鏡の挿入部が挿入困難な狭い臓器管路でのバルーン制御を説明するための第 3 の図

【図 11】図 7 の処理における内視鏡の挿入部が挿入困難な狭い臓器管路でのバルーン制御を説明するための第 4 の図

【図 12】図 7 の処理における内視鏡の挿入部が挿入可能な広い臓器管路でのバルーン制御の変形例を説明するための図

【図 13】第 2 の実施形態に係る内視鏡の挿入部先端に設けた基端バルーンを示す図

50

【図 1 4】図 1 3 の基端バルーンを膨張 / 収縮させる送気 / 吸気部及び移動部材を移動させる進退駆動部の配置構成を示す図

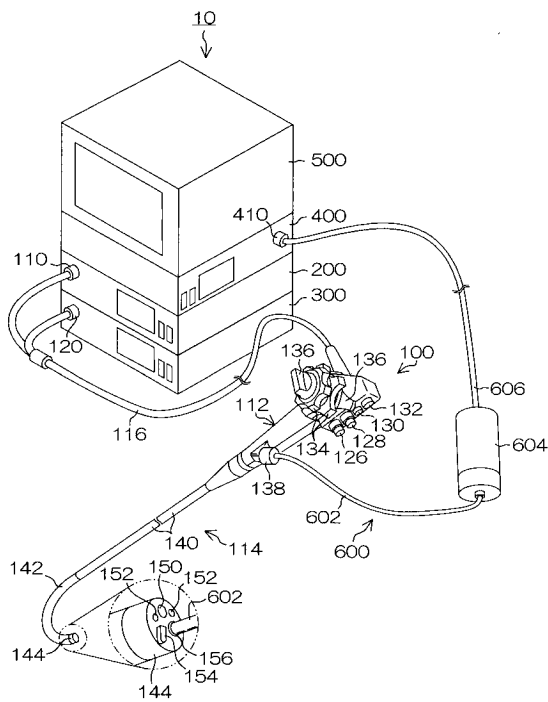
【符号の説明】

【 0 1 4 6 】

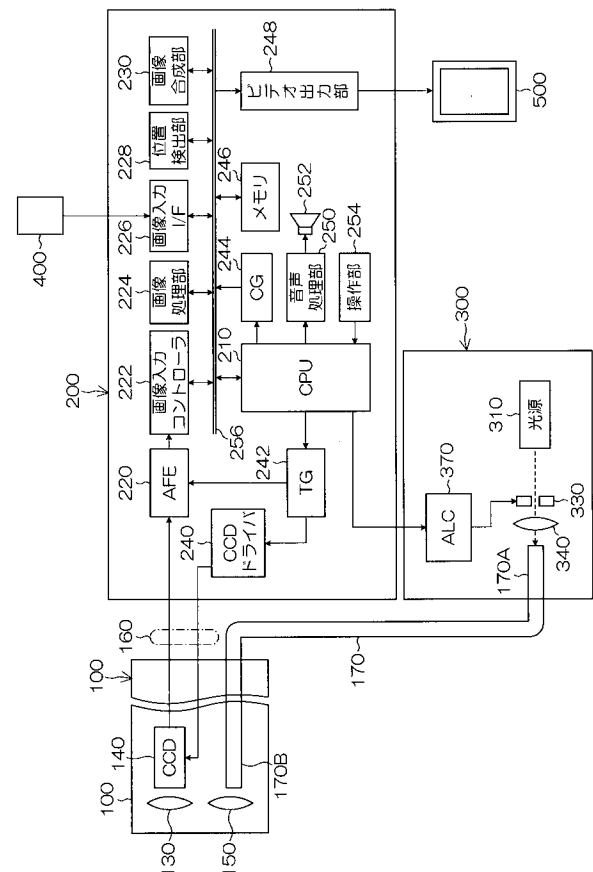
1 ... 画像診断システム、10 ... 画像診断装置、32 ... 操作制御部、100 ... 内視鏡、114, 602 ... 挿入部、138 ... 鉗子挿入部、156 ... 鉗子口、200 ... 内視鏡プロセッサ、230 ... 画像合成部、300 ... 光源装置、400 ... OCTプロセッサ、500 ... モニタ装置、600 ... OCTプローブ、651, 652 ... 先端バルーン、653, 654 ... 基端バルーン、655 ... 移動部材、656 ... 棒部材、657 ... 規制部材、661, 662, 663, 664 ... 送気 / 吸気管路、671 ... 進退駆動部、672 ... 送気 / 吸気部

10

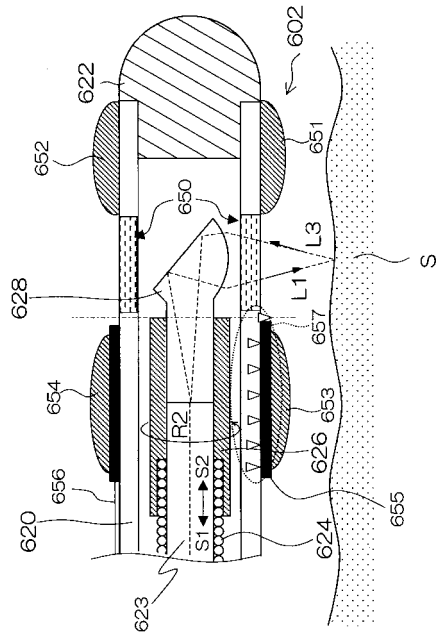
【図 1】



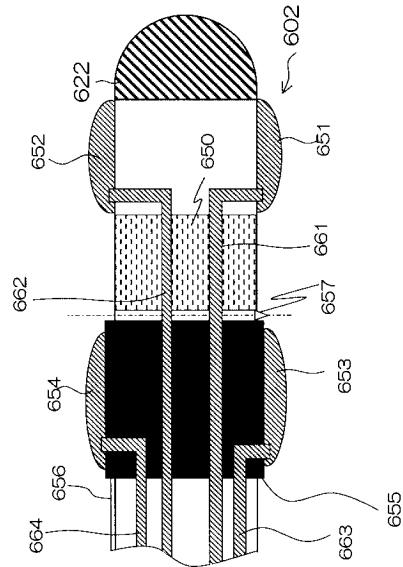
【図 2】



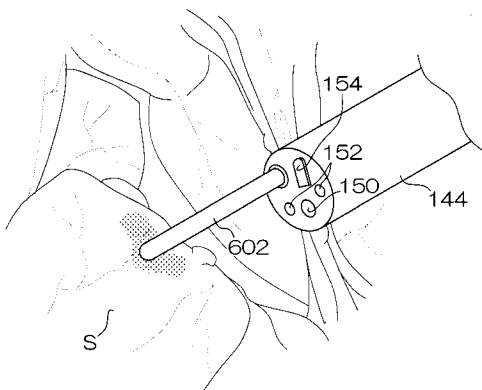
【 図 3 】



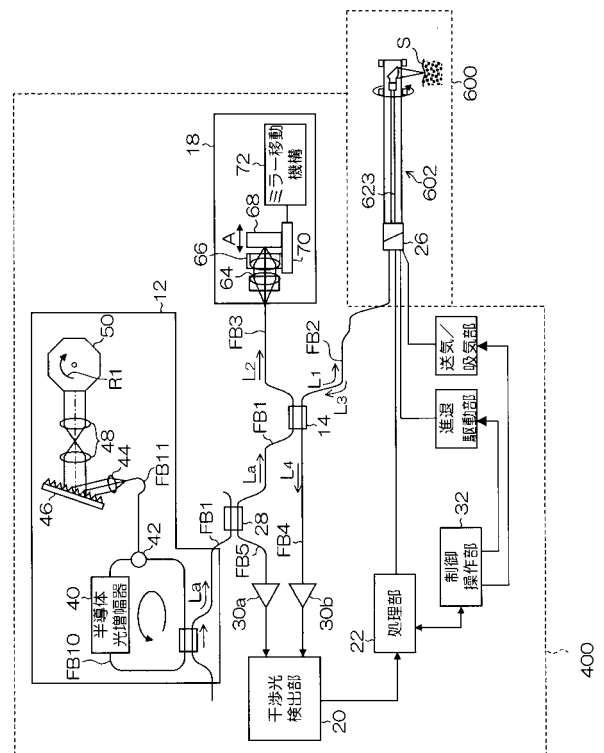
【 図 4 】



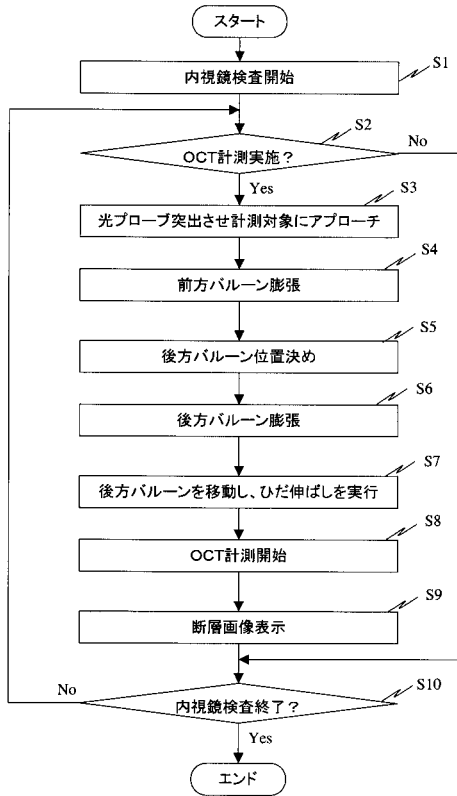
【 図 5 】



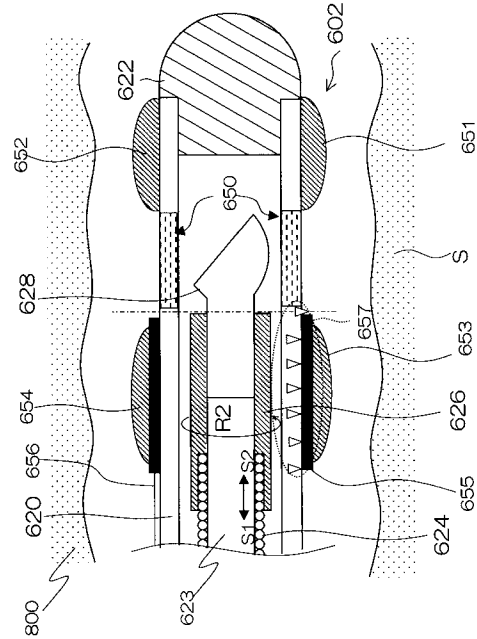
【 図 6 】



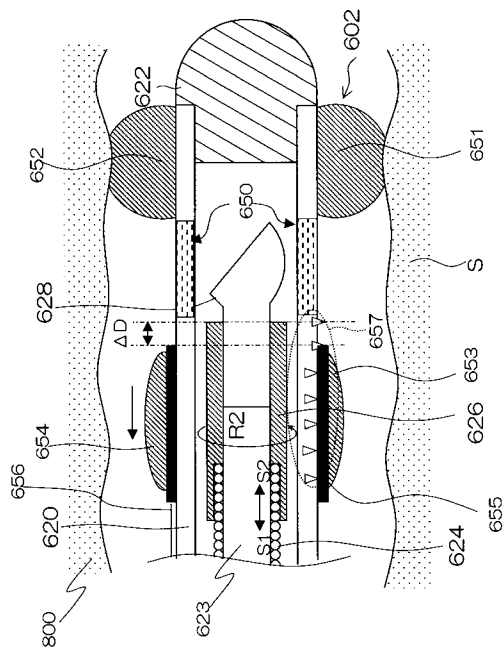
【図 7】



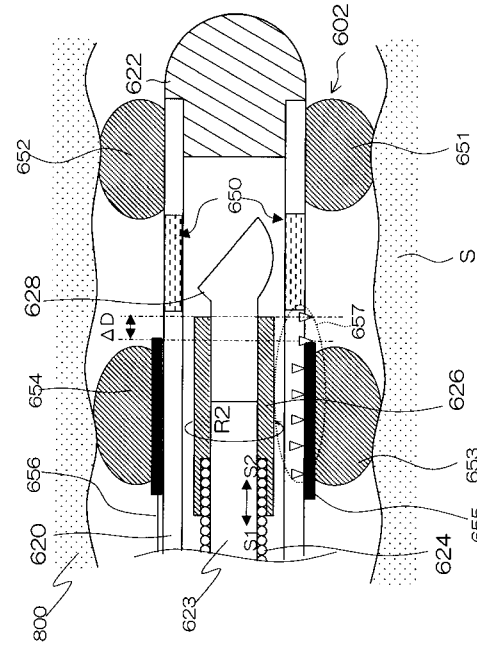
【図 8】



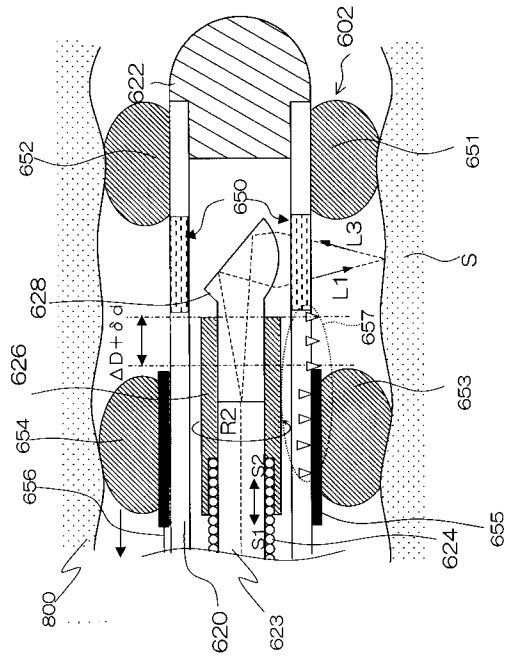
【図 9】



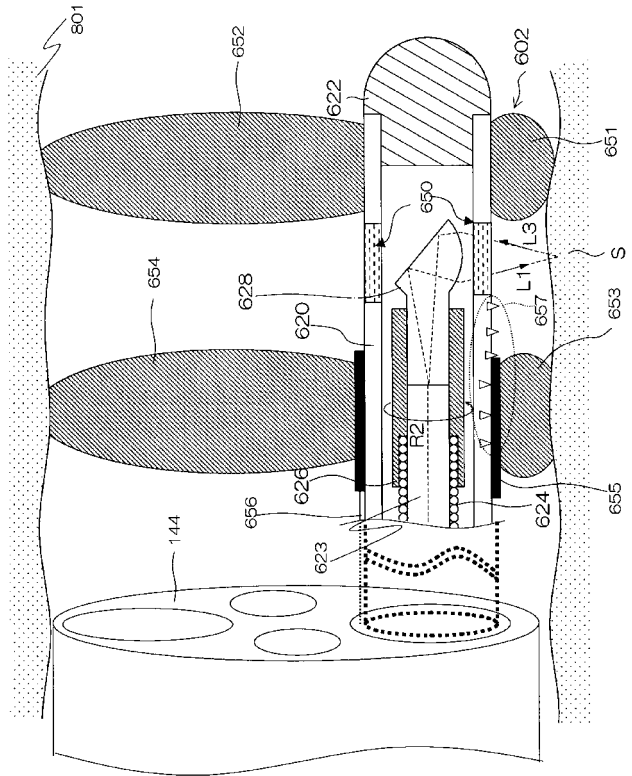
【図 10】



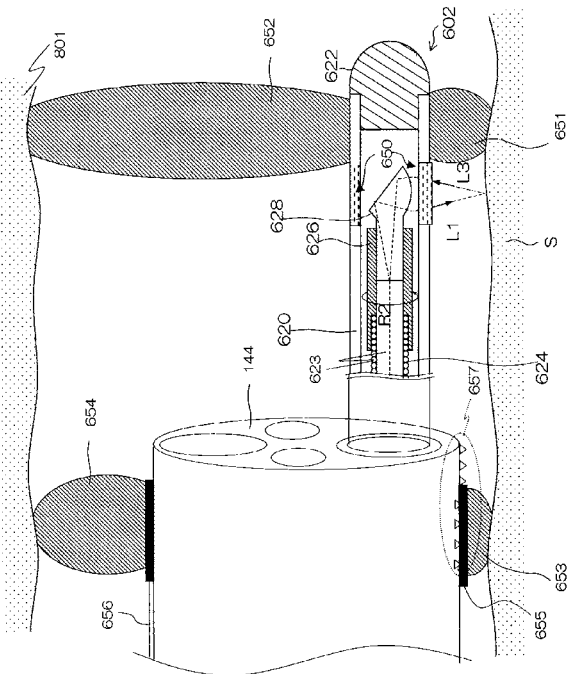
【図 1 1】



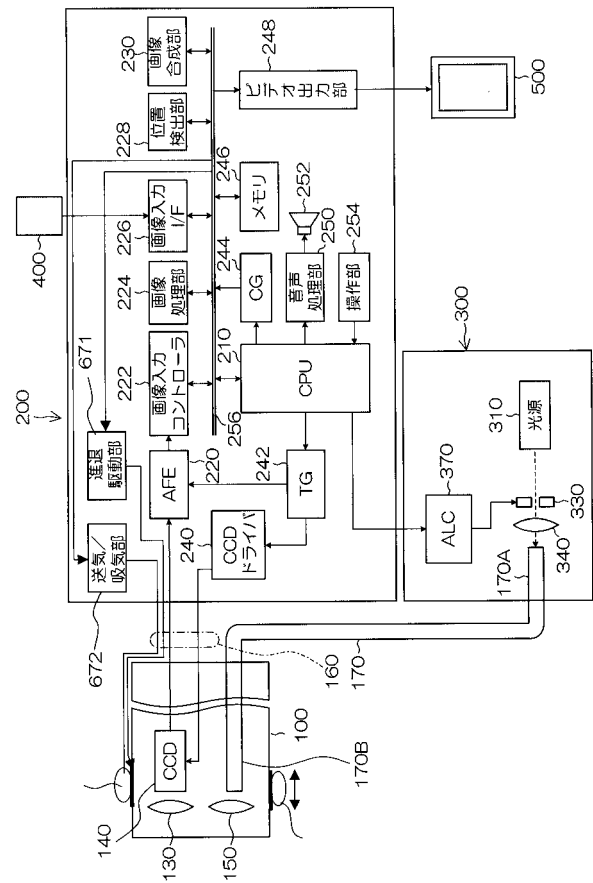
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



专利名称(译)	光学探针装置及其球囊控制方法		
公开(公告)号	JP2010125274A	公开(公告)日	2010-06-10
申请号	JP2008306555	申请日	2008-12-01
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	野口俊宏		
发明人	野口 俊宏		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.B A61B1/00.320.C A61B1/00.300.P A61B1/00.526 A61B1/00.650 A61B1/00.715 A61B1/01.513 A61B1/018.511		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/AA06 4C061/BB10 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF07 4C061/FF35 4C061/FF36 4C061/FF40 4C061/FF43 4C061/GG25 4C061/GG26 4C061/HH31 4C061/JJ01 4C061/LL02 4C061/QQ01 4C061/QQ02 4C061/RR18 4C161/AA04 4C161/AA06 4C161/BB10 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF07 4C161/FF35 4C161/FF36 4C161/FF40 4C161/FF43 4C161/GG25 4C161/GG26 4C161/HH31 4C161/JJ01 4C161/LL02 4C161/QQ01 4C161/QQ02 4C161/RR18 4C161/YY07		
其他公开文献	JP5389426B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：保持光学探头和体腔组织表面的稳定位置关系，并最佳地观察体腔组织内部的凹坑图案（粘膜的微观结构）。
SOLUTION：在探针外管620的侧面上，在光学开口部分650的远端侧设置一组远端球囊651和652。在探针外管620的侧面上，一组近端气囊653和654设置在光学开口部分650的近侧。近端气囊653和654固定到沿纵向方向沿探针外管620向前/向后移动的移动构件655。

